

V 43 Schwächung und Dosimetrie von Röntgenstrahlen

A) Stichworte zur Vorbereitung

Röntgenbremsstrahlung, Entstehung charakteristischer Röntgenstrahlung, Grenzwellenlänge, Strahlenschutz, Dosimetrie.

B) Literatur

Trautwein, Kreibitz, Oberhausen: Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten

Gerthsen, Meschede: Gerthsen Physik

Kiefer: Strahlen und Gesundheit: Nutzen und Risiken, Wiley-VCH Verlag, 1. Aufl. 2012.

Herbert Reich: Dosimetrie ionisierender Strahlung. Stuttgart: Teubner, 1990.

Wolfgang Petzold und Hanno Krieger: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Bd. 1: Grundlagen. Stuttgart: Teubner, 4. Aufl. 1998.

Ludwig Rausch: Mensch und Strahlenwirkung. München: Piper, 1982.

Josef Lissner (Hrsg.): Radiologie. Bd. 1: Harald Feist: Lehrbuch für den 1. klinischen Studienabschnitt. Stuttgart: Enke, 4. Aufl. 1992.

Theodor Laubenberger und Jörg Laubenberger: Technik der medizinischen Radiologie. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 7. Aufl. 1999.

C) Motivation

Als Arzt werden Sie es später entscheidend in der Hand haben, wie stark Ihre Patienten durch Röntgenstrahlen belastet werden. Um dies einschätzen und beurteilen zu können und die Risiken bei der Behandlung und Diagnose zu minimieren, sollen Sie im Folgenden die physikalischen Grundlagen kennenlernen.

D) Grundlagen

1. Röntgenstrahlen und ihre Entstehung

Röntgenstrahlen sind wie sichtbares Licht oder γ -Strahlen elektromagnetische Wellen bzw. im Teilchenbild Photonen.

Das elektromagnetische Spektrum reicht von Radiowellen (Lang-, Mittel-, Kurz- und Ultrakurzwellen) über Mikrowellen, infrarotes Licht, sichtbares Licht (zwischen ca. 750 nm und ca. 400 nm), ultraviolettes Licht und Röntgenstrahlen bis zur γ -Strahlung, wobei in dieser Reihenfolge die Wellenlänge immer kürzer und damit nach $c = \lambda \cdot f$ die Frequenz sowie (wegen $E = h \cdot f$) die Photonenenergie immer größer wird (siehe Abb. 1).

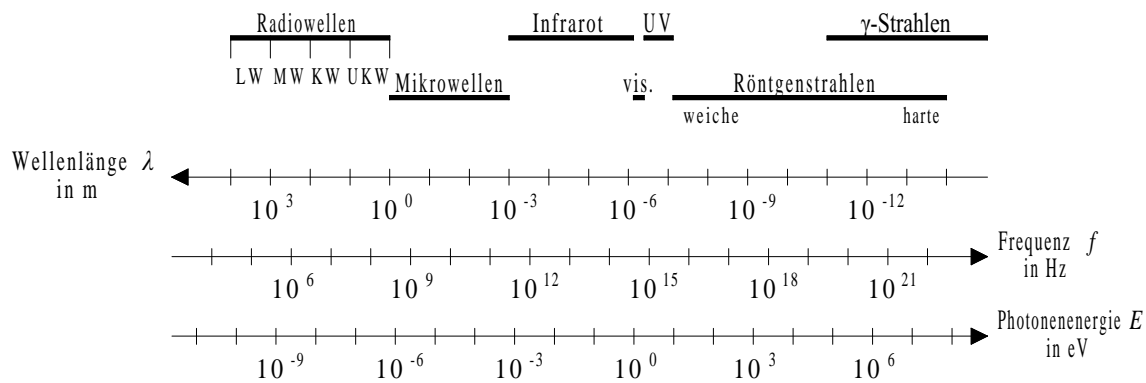


Abb. 1: Elektromagnetisches Spektrum. Mit „vis.“ ist der Bereich des sichtbaren Lichts, mit „UV“ der des ultravioletten Lichts gekennzeichnet. Man beachte den logarithmischen Maßstab.

Der Wellenlängenbereich der Röntgenstrahlung überlappt allerdings mit dem der γ -Strahlung. Röntgenstrahlen haben Wellenlängen von etwa $8 \cdot 10^{-8} \text{ m} = 80 \text{ nm}$ bis hinunter zu 10^{-14} m , was nach $c = \lambda \cdot f$ Frequenzen von ca. $4 \cdot 10^{15} \text{ Hz}$ bis $3 \cdot 10^{22} \text{ Hz}$ und nach $E = h \cdot f$ Photonenenergien von 15 eV bis ca. 150 MeV entspricht. γ -Strahlen haben dagegen Wellenlängen kleiner als 10^{-11} m , was Frequenzen über $3 \cdot 10^{19} \text{ Hz}$ und Quantenenergien über 100 keV entspricht.

Das eigentliche Unterscheidungsmerkmal zwischen Röntgen- und γ -Strahlen ist ihre *Entstehung*. Röntgenstrahlen entstehen bei der Abbremsung hochenergetischer Elektronen (*Bremsstrahlung*) oder bei Elektronenübergängen in den inneren Schalen der Atome (*charakteristische Röntgenstrahlung*). γ -Strahlen entstehen hingegen beim Strahlungsübergang eines angeregten Atomkerns, welcher etwa aus einem α - oder β -Zerfall oder aus einer Kernreaktion hervorgegangen ist.³⁶

1.1 (kontinuierliches) Röntgenbremsspektrum und (diskretes) charakteristisches Röntgenspektrum

Treffen hochenergetische Elektronen (z.B. β -Strahlen, oder Elektronen in einer Röntgenröhre) auf Materie, so werden sie im elektrischen Feld des Atomkerns beschleunigt. Da eine beschleunigte elektrische Ladung, welche das Elektron nun darstellt, nach der klassischen Elektrodynamik Energie in Form elektromagnetischer Wellen abstrahlt (vgl. V 41), wird das Elektron hierbei abgebremst. Je nachdem, wieviel Energie das Elektron bei diesem Abbremsprozeß verliert, hat das hierbei entstehende Röntgenphoton unterschiedliche Energie. Da beliebige Energieverluste von Null bis zu der gesamten kinetischen Energie des Elektrons möglich sind, ist das hierbei entstehende **Bremsspektrum** ein *kontinuierliches* Spektrum. Es ist jedoch zu kleineren Wellenlängen und somit zu größeren Frequenzen und Energien hin durch die sogenannte **Grenzwellenlänge** λ_{Grenz} begrenzt. Sie entspricht der maximal möglichen Photonenenergie, welche gleich dem maximalen Energieverlust des ankommenden Elektrons, also gleich dessen kinetischer Energie ist. Erhalten die Elektronen

³⁶ γ -Strahlung kann auch beim Strahlungsübergang eines angeregten sog. Hadrons entstehen.

etwa ihre kinetische Energie allein durch das Durchlaufen einer elektrischen Spannung U in einer Röntgenröhre, so daß sie also die kinetische Energie $E_{\text{kin}} = e \cdot U$ besitzen, so ist die Grenzwellenlänge gegeben durch

$$\lambda_{\text{Grenz}} = \frac{c}{f_{\text{Grenz}}} = \frac{h \cdot c}{E_{\text{kin}}} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U} . \quad (1)$$

Ein schnelles Elektron kann aber beim Auftreffen auf Materie auch ein Elektron aus einer der inneren Schalen eines Atoms ausschlagen und das Atom dadurch ionisieren. Der freigewordene Platz in der inneren Schale wird durch ein Elektron aus einer äußeren Schale aufgefüllt, da die innere Schale energetisch tiefer liegt. Die überschüssige Energie wird ebenfalls in Form elektromagnetischer Strahlung abgegeben. Da die Energiedifferenzen zwischen äußeren und inneren Schalen sehr hoch sind, entsteht hierbei kein sichtbares oder UV-Licht, sondern Röntgenstrahlung. Diese kann aber nur diejenigen Energien aufweisen, welche der Energiedifferenz zwischen zwei Energieniveaus des Atoms entspricht. Man bekommt daher ein *diskretes* Spektrum, welches charakteristisch für das chemische Element ist, zu dem das von dem hochenergetischen Elektron getroffene Atom gehört. Das hierdurch entstehende Röntgenspektrum wird deshalb auch **charakteristisches Spektrum** genannt.

Beim Auftreffen schneller Elektronen auf Materie werden immer *beide* Prozesse ablaufen, sowohl die Erzeugung von Bremsstrahlung als auch die Erzeugung charakteristischer Strahlung. Daher erhält man insgesamt ein Röntgenspektrum, bei welchem der Bremsstrahlung die charakteristischen Linien überlagert sind:

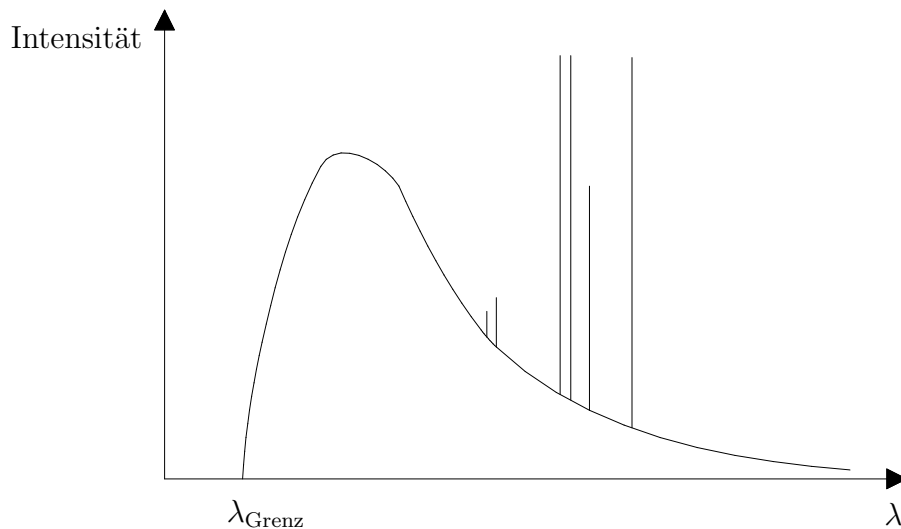


Abb. 2: Gesamtes Röntgenspektrum einer Röntgenröhre (schematisch)

2. Schwächung von Röntgenstrahlung

Die Wechselwirkung von Röntgenphotonen mit Materie führt zu einer Reduktion der Photonen aus dem Primärstrahl, wobei ein Teil der Energie an die durchstrahlte Materie abgegeben wird. Dabei spielen die folgenden 4 Mechanismen eine Rolle (siehe V 42):

1. klassische Streuung
2. Photoeffekt
3. Comptoneffekt
4. Paarbildung

Entsprechend setzt sich der lineare Schwächungskoeffizient μ (siehe V 42) aus 4 Anteilen zusammen: Dem klassischen Streukoeffizienten σ_K , dem Photokoeffizienten τ , dem Comptonkoeffizienten σ_C und dem Paarbildungskoeffizienten κ .

Das Schwächungsgesetz für Röntgenstrahlung beim Durchgang von Materie der Dicke d lautet (vgl. V 42):

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu d}. \quad (2)$$

Man kann auch anstatt der Schichtdicke d die Flächenmasse D (auch Massenbelegung, flächenbezogene Masse, Flächenbelegung oder Massenbedeckung genannt) und entsprechend anstelle des linearen Schwächungskoeffizienten den Massenschwächungskoeffizient μ/ρ einsetzen.

Der Massenschwächungskoeffizient ist von der Energie der Röntgenquanten und von der Ordnungszahl Z des Materials abhängig. In den folgenden beiden Abbildungen 3 und 4 ist für Blei ($Z = 82$) und für Wasser (mittleres $Z \approx 3$) der Massenschwächungskoeffizient (μ/ρ) in Abhängigkeit von der Photonenenergie dargestellt. Die gestrichelten Kurven zeigen, welchen Anteil in Abhängigkeit von der Photonenenergie die Schwächung durch klassische Streuung σ_K/ρ , Photoabsorption τ/ρ , Comptonstreuung σ_C/ρ und Paarbildung κ/ρ zum linearen Massenschwächungskoeffizienten μ/ρ liefert (Der Massenenergieumwandlungskoeffizient η/ρ spiegelt den *Energietransfer* der einfallenden Photonen auf die Sekundärteilchen des Absorbers wider).

Die Wechselwirkungsprozesse, bei denen das Röntgenquant *Energie* auf das Absorbermaterial abgibt (Photoeffekt, Comptoneffekt und Paarbildung) sind in V 42 kurz beschrieben.

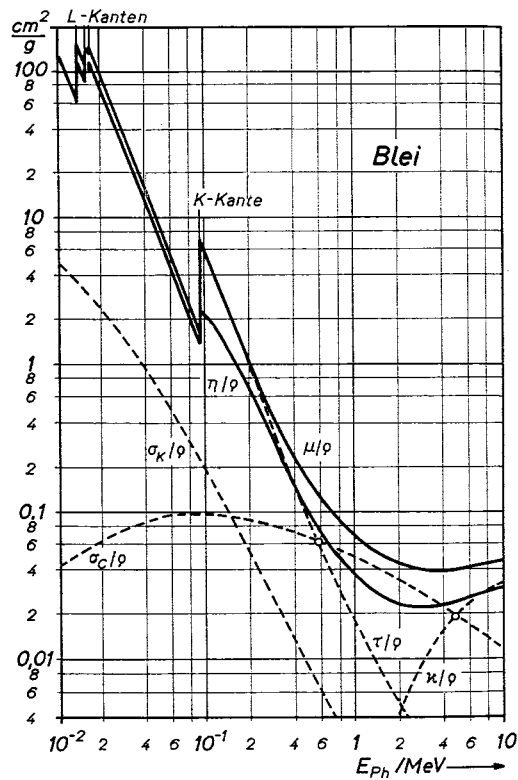


Abb. 3: Linearer Massenschwächungskoeffizient für Photonen in Blei

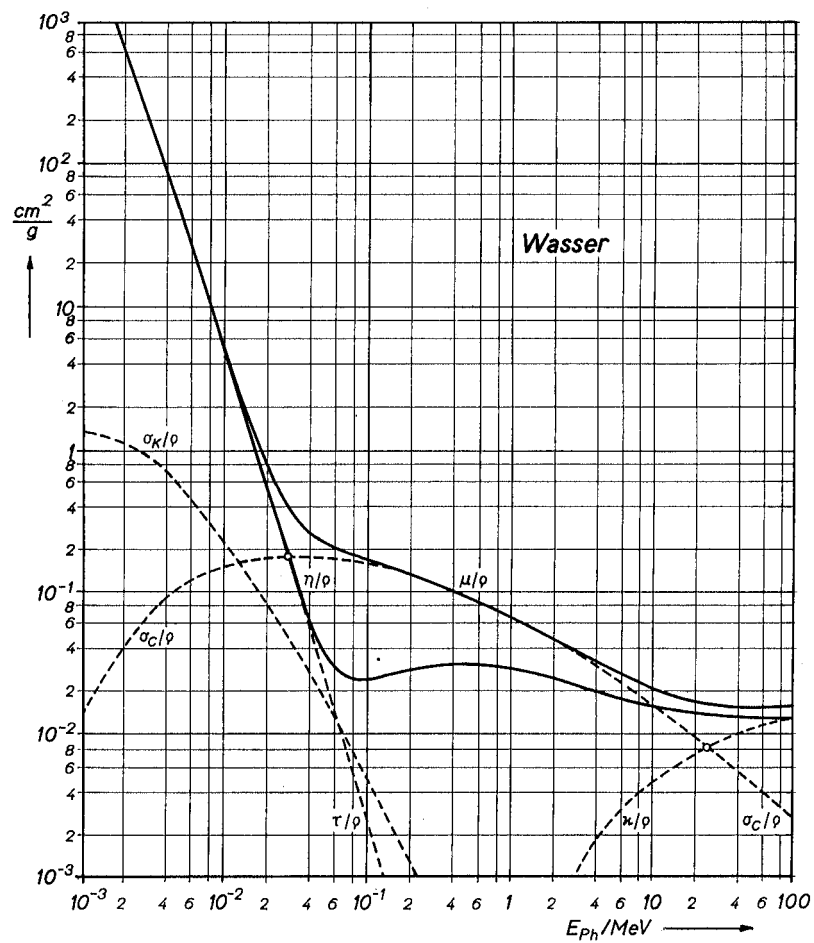


Abb. 4: Linearer Massenschwächungskoeffizient für Photonen in Wasser

3. Dosimetrie

Die Dosimetrie beschäftigt sich mit der Messung der Energie, die von ionisierender Strahlung auf Materie übertragen wird. Man unterscheidet zwei verschiedene Arten von ionisierender Strahlung:

1. *Direkt ionisierende Teilchen* sind geladene Teilchen (Elektronen, Protonen, α -Teilchen usw.), die genügend Energie haben, um die bestrahlte Materie zu ionisieren.
2. *Indirekt ionisierende Teilchen* sind ungeladene Teilchen (Röntgenstrahlen, UV-Licht, Neutronen, γ -Quanten), die direkt ionisierende Teilchen in der durchstrahlten Materie auslösen können.

Physikalische Einheiten der Strahlendosis:

3.1 Energiedosis und Energiedosisleistung Unter der Energiedosis D versteht man das Verhältnis der lokal von der Materie aufgenommenen Energie dW zu der Masse dm des bestrahlten Objektbereichs.

$$\boxed{D = \frac{dW}{dm}} \quad [D] = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 1 \text{ Gy} = 1 \text{ Gray} . \quad (3)$$

Die differentielle Schreibweise soll hier andeuten, daß ein kleiner Bereich der absorbierenden Materie betrachtet wird. Die von dem ganzen bestrahlten Körper aufgenommene Energiedosis erhält man durch Integration dieser Gleichung über alle Massenelemente dm .

Die Einheit der Energiedosis ist das J/kg mit der neuen Bezeichnung Gray (Gy). Früher war die Einheit der Energiedosis das Rad (rd). Mit der heute üblichen Dosiseneinheit Gy besteht der folgende Zusammenhang:

$$1 \text{ rd} = 0,01 \text{ J/kg} = 0,01 \text{ Gy} .$$

Unter der Energiedosisleistung versteht man die pro Sekunde von dem bestrahlten Objekt aufgenommene Energiedosis:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [\dot{D}] = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg} \cdot \text{s}} = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}} = 1 \frac{\text{Gy}}{\text{s}} . \quad (4)$$

Meßtechnisch ist die Energiedosis nur sehr umständlich und nur in besonderen Fällen zu messen (beispielsweise kalorimetrisch). In der Praxis mißt man die Ionendosis J mit Hilfe einer Ionisationskammer und berechnet aus dieser die Energiedosis.

3.2 Ionendosis und Ionendosisleistung

Die Ionendosis ist definiert als die in einem Massenelement Luft (dm_{Luft}) gebildete elektrische Ladung q bezogen auf die Masse:

$$\boxed{J = \frac{dq}{dm_{\text{Luft}}}} \quad [J] = 1 \frac{\text{C}}{\text{kg}} = 1 \frac{\text{Coulomb}}{\text{kg}} . \quad (5)$$

Analog zur Energiedosisleistung ist die Ionendosisleistung definiert als:

$$\dot{J} = \frac{dJ}{dt} \quad [\dot{J}] = 1 \frac{\text{C}}{\text{kg} \cdot \text{s}} = 1 \frac{\text{A}}{\text{kg}} . \quad (6)$$

Früher wurde als Ionendosisseinheit das Röntgen (R) verwendet. Mit den neuen Einheiten steht es in folgendem Zusammenhang:

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{kg}} .$$

Aus der Ionendosis berechnet man mit Hilfe der *Dosisumrechnungsfaktoren* f die Energiedosis. Es gilt unter bestimmten Meßbedingungen:

$$D = f \cdot J_s , \quad (7)$$

mit J_s = Standard-Ionendosis (bis 3 MeV). Die Dosisumrechnungsfaktoren unterscheiden sich für die verschiedenen Materialien und sind von der Energie der Strahlung abhängig. Sie sind in der Literatur tabelliert.

3.3 Äquivalentdosis und Äquivalentdosisleistung

Die Äquivalentdosis H ist definiert als das Produkt aus der Energiedosis mit einem Qualitätsfaktor Q und ist die *Dosis für Strahlenschutz Zwecke*.

$$\boxed{H = Q \cdot D} . \quad (8)$$

Die Einheit dieser Dosis ist das Sievert (Sv) (früher Rem (rem), $1 \text{ rem} = 1/100 \text{ Sv}$). Analog zu Energiedosisleistung und Ionendosisleistung definiert man die Äquivalentdosisleistung als

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt} \quad [\dot{H}] = 1 \frac{\text{Sv}}{\text{s}} . \quad (9)$$

Der Qualitätsfaktor unterscheidet sich für die verschiedenen Strahlenarten. Er gibt die relative Wirksamkeit einer Strahlung im Vergleich zur Röntgenstrahlung an (mit 200 kV Anodenspannung und 2 mm Al-Filterung). Die unterschiedlichen Qualitätsfaktoren der verschiedenen Strahlenarten erklären sich daraus, daß die auf eine dünne Wasserschicht übertragene Energie sehr stark von der Strahlenart abhängt. Man nennt diese Größe LET, lineares Energieübertragungsvermögen.

In der folgenden Tabelle 1 sind die näherungsweise zu den einzelnen Strahlenarten gehörenden Qualitätsfaktoren Q angegeben. In der letzten Spalte finden Sie die Energie in keV, die an eine 1 µm dicke Schicht Wasser von der Strahlung mit einem bestimmten Q -Wert abgegeben wird.

Strahlenart	Q	LET [keV/ μm] in H_2O
Röntgenstrahlung bis 3 MeV	1	3,5 oder weniger
Betastrahlung	1	3,5 oder weniger
Thermische Neutronen	5	25
Protonen	10	50
Alphastrahlung	20	175

Tabelle 1: Qualitätsfaktoren und lineare Energieübertragung für verschiedene Strahlenarten

Sowohl die Qualitätsfaktoren Q als auch das lineare Übertragungsvermögen LET sind von der Energie der Strahlung abhängig.

4. Verringerung der Strahlenbelastung des Patienten

nur röntgen, wenn erforderlich: Insbesondere sollten Doppeluntersuchungen vermieden werden. Außerdem sollte geprüft werden, ob andere Untersuchungsmethoden wie Ultraschall (s. V 14) oder Magnetresonanztomographie (Kernspintomographie, s. V 44) angewandt werden können.

Verstärkerfolien: Da Filme auf sichtbares Licht empfindlicher reagieren als auf Röntgenstrahlung, wird in den Verstärkerfolien durch Fluoreszenz aus dem Röntgenlicht blauviolette Licht erzeugt, das dann den Film schwärzt. Dadurch läßt sich die nötige Strahlendosis reduzieren.

Al-Filter: Das in der Röntgenröhre erzeugte Spektrum enthält einen Anteil an niederenergetischer Strahlung. Ein Großteil dieser niederenergetischen Strahlung ist so wenig durchdringungsfähig, daß sie gar nicht den ganzen Körper durchdringt, sondern darin absorbiert wird. Diese Strahlung trägt zur Bilderzeugung auf dem Röntgenfilm nichts bei, würde aber den Körper unnötig schädigen. Deshalb wird dieser niederenergetische, weiche Anteil der Strahlung durch ein Aluminiumfilter herausgefiltert, so daß er den Patienten gar nicht trifft. Die Wirksamkeit des Al-Filters werden wir im nachfolgenden Versuch bestätigen, indem wir die Strahlenbelastung eines Objekts mit und ohne Filter bestimmen.

Minimierung der Streustrahlung: Bei der Schwächung von Röntgenstrahlung durch Streuung können wir uns hier (vgl. V 42) auf die durch Comptonstreuung beschränken. Aus Abb. 3 und insbesondere Abb. 4 ist für die in der Röntgendiagnostik verwendeten Quantenenergien ersichtlich, daß die durch *Comptonstreuung* verursachte Schwächung bei höheren Energien (ab 50 keV) und leichten Elementen die Schwächung durch den *Photoeffekt* mehr und mehr

verdrängt. Die Streustrahlung macht sich in mehrerer Hinsicht in der Röntgendiagnostik störend bemerkbar:

Röntgenaufnahmen sind (meistens) eine Zentralprojektion des abzubildenden Objekts auf einen Röntgenfilm. Streustrahlen, die in dem Objekt selbst entstehen, haben nicht mehr die Richtung der Projektion. Sie schwärzen den Film gleichmäßig und führen so zu einer Verringerung des Kontrasts der Röntgenaufnahmen. Die Intensität der Streustrahlung ist von der Größe des durchstrahlten Volumens abhängig. Folgende Maßnahmen verringern den Streustrahleneinfluß:

Einblenden auf das unbedingt notwendige Feld: Das den Patienten treffende Strahlenbündel ist so stark durch Blenden zu begrenzen, daß nur der zu untersuchende Bereich von Röntgenstrahlen getroffen wird. Dies ist ohnehin im Interesse einer möglichst geringen Strahlenbelastung des Patienten notwendig.

Streustrahlenraster: Zur weiteren Verringerung der Streustrahlung auf dem Film bringt man zwischen Patient und Filmkassette ein sog. *Streustrahlenraster* (siehe Abb. 5), das praktisch nur die Photonen durchläßt, die der Zentralprojektion entsprechen. Photonen aus anderen Richtungen werden, wie dies in der folgenden Abb. 5 gezeigt wird, von den Bleilamellen des Rasters vom Röntgenfilm ferngehalten. Damit das Raster auf der Röntgenaufnahme nicht sichtbar wird, muß es während der Belichtungszeit gleichmäßig bewegt werden.

In diesem Zusammenhang ist es bemerkenswert, daß z.B. bei Übersichtsaufnahmen des Thorax mit 65 kV-Strahlung die Intensität der austretenden Streustrahlung ungefähr gleich der Intensität der austretenden Primärstrahlung ist, während bei Röntgenaufnahmen der Bauchorgane mit 125 kV die Streustrahlung die 3- bis 4fache Intensität der austretenden Primärstrahlung haben kann. Der erreichbare Kontrast wird also in entscheidendem Maß durch Maßnahmen zur Verringerung (Einblenden, Raster) von Streustrahlung bestimmt.

Die Streustrahlung ist weicher als die Primärstrahlung. Ihre nicht zu vernachlässigende Intensität gefährdet das Röntgenpersonal und macht das Tragen von Schutzkleidung (Bleischürzen) notwendig.

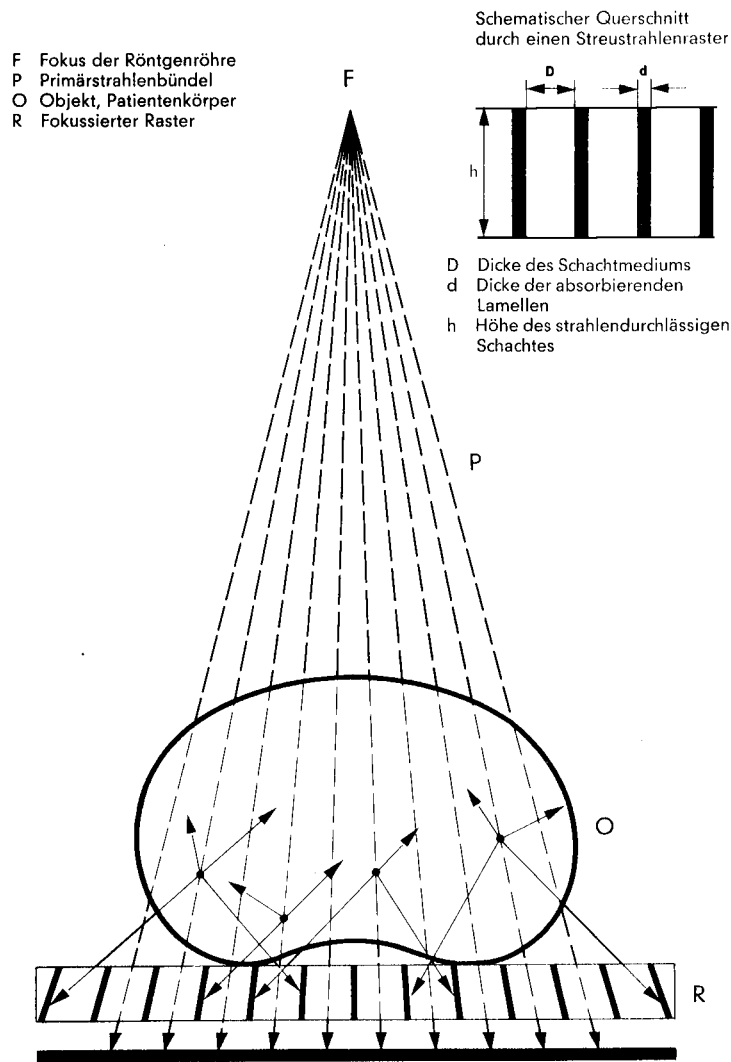


Abb. 5: Zur Wirkungsweise eines Streustrahlenrasters

5. Entstehung des Bildkontrasts

In dem in unserem Experiment vorliegenden Energiebereich (höchste mögliche Anodenspannungen der Röntgenröhren ca. 40 kV) wird der lineare Schwächungskoeffizient μ hauptsächlich durch den **Photoeffekt** bestimmt. Die starke Abhängigkeit der Schwächung von der Ordnungszahl, vgl. V 42, ist für die Kontrastentstehung bei Röntgenaufnahmen verantwortlich. Die Ordnungszahlen einiger im medizinischen Bereich wichtigen Elemente sind: ${}^1\text{H}$, ${}^6\text{C}$, ${}^8\text{O}$, ${}^{20}\text{Ca}$, ${}^{53}\text{J}$, ${}^{56}\text{Ba}$, ${}^{82}\text{Pb}$. Die erstgenannten Elemente sind in Form von Wasser und organischen Verbindungen in den Weichteilen und Knochen vorhanden, chemische Verbindungen von Jod und Barium dienen als *positive* Kontrastmittel in der Röntgendiagnostik.

E) Versuchsdurchführung und -auswertung

1. Beschreibung des Röntgengerätes

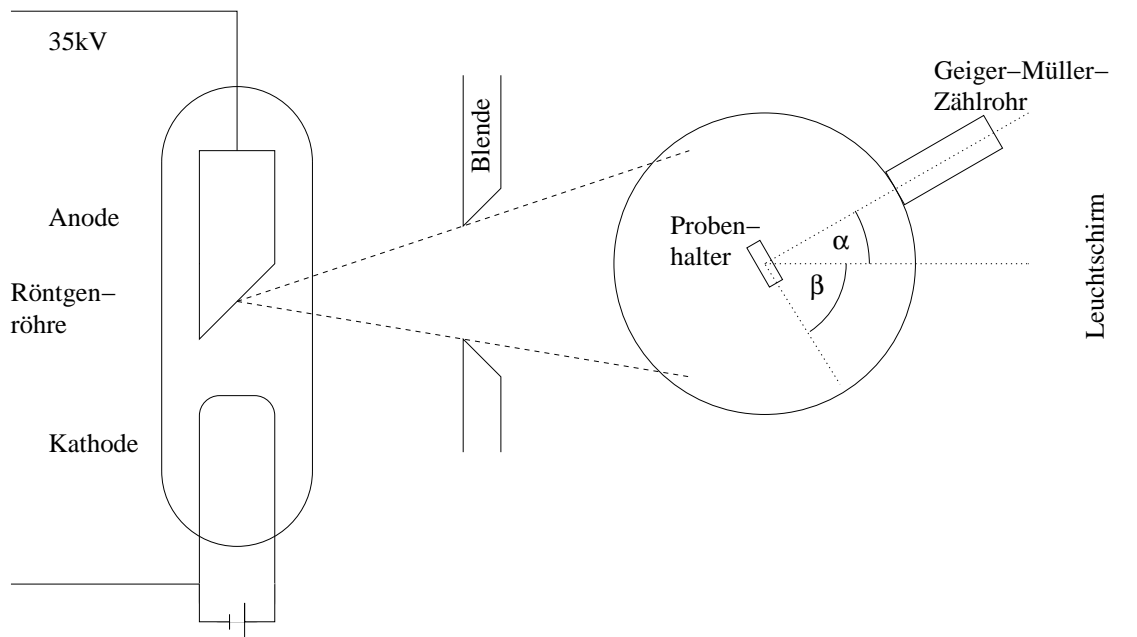


Abb. 6: Aufbau des Röntgengerätes

An die Röntgenröhre wird eine Gleichspannung von bis zu 35 kV angelegt. Die aus der Glühkathode austretenden Elektronen werden zur Anode beschleunigt, beim Eindringen in das Anodenmaterial (Molybdän) abgebremst und erzeugen dabei Röntgenstrahlen. Der im zeitlichen Mittel fließende Anodenstrom wird durch ein Meßinstrument in der Zuleitung der Kathode angezeigt.

Wie in Abbildung 6 dargestellt, kann die Strahlung mit einem Geiger-Müller-Zählrohr für Winkel α von -5 bis +130 Grad gemessen werden. Unabhängig davon kann auch die Probe um einen Winkel β verkippt werden.

Alle Einstellungen werden direkt am Gerät vorgenommen. Dazu wird der entsprechende Parameter ausgewählt und der Wert mit dem Drehknopf eingestellt. Um bei β obere und untere Grenze einstellen zu können muß die Taste wiederholt betätigt werden. Ein Pfeil zeigt an, ob man die obere oder die untere Grenze verändert.

Wichtig: die Einstellung **SENSOR**, **TARGET** oder **COUPLED** muß als erste vorgenommen werden, da andernfalls die restlichen Parameter überschrieben werden. Mit **SCAN** kann eine Messung gestartet werden, mit **HV ON/OFF** wird die Röntgenröhre eingeschaltet.

Die Meßdaten werden automatisch an das Programm „Röntgengerät“ auf den Meßrechnern übergeben. Die Darstellung der Daten kann durch Rechtsklick in den Graphen wahlweise linear und logarithmiert gewählt werden. Falsch aufgenommene Daten können durch Rechtsklick auf den Spaltenkopf und „Spalte löschen“ entfernt werden. Durch Rechtsklick auf die Achsen kann der Anzeigebereich geändert werden. Diese Einstellungen sollten für jedes Bild optimiert werden.

2. Computertomographie – Demonstration

Die Computertomographie (CT) hat sich zu einem wichtigen Instrument der Diagnostik entwickelt. In diesem Versuch soll gezeigt werden, wie aus zweidimensionalen Einzelbildern eine dreidimensionale Ansicht des durchleuchteten Objekts rekonstruiert werden kann.

2.1 Grundprinzip der Computertomographie Bei der Aufnahme normaler Röntgenbilder geht durch die Projektion die Information über die Tiefe des Objektes verloren. Daher fordert es viel Erfahrung und Wissen über das durchleuchtete Objekt, um eine Röntgenaufnahme korrekt deuten zu können. Oft ist es zur genauen Beurteilung der Lage eines Objekts im durchleuchteten Körper erforderlich, Aufnahmen aus unterschiedlichen Blickwinkeln zu machen. Die Computertomographie ermöglicht es nun, automatisiert Aufnahmen aus verschiedenen Winkeln zu nehmen und darüber hinaus diese Aufnahmen rechnerisch zu einer dreidimensionalen Ansicht des Körpers zusammenzusetzen. Das hierfür verwendete Verfahren heißt Rückprojektion und soll im Folgenden erklärt werden.

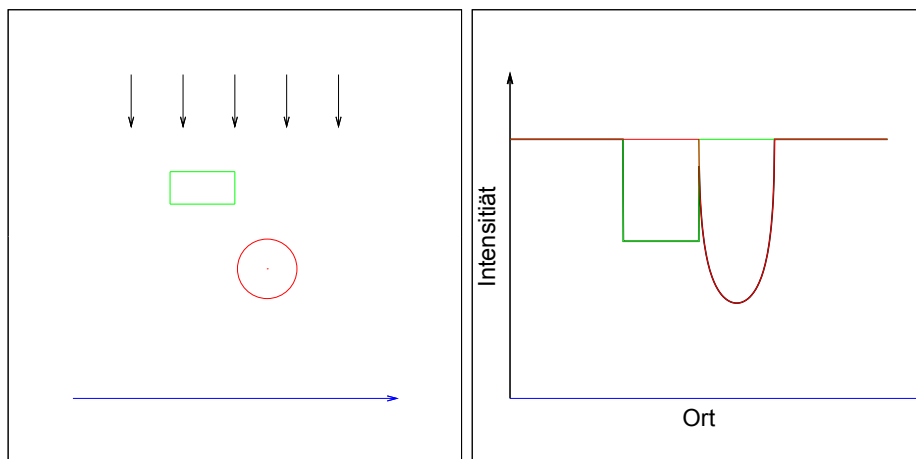


Abb. 7: Skizze einer Röntgendurchleuchtung

In Abbildung 7 ist links ein Aufbau zur Durchleuchtung eines Objektes skizziert. Für eine anschaulichere Darstellung beschränken wir uns hier auf die Rekonstruktion eines zweidimensionalen Schnittes durch das Objekt. Dieses besteht aus einem Quader und einem Zylinder und wird mit parallelem Röntgenlicht durchleuchtet (einfachheitshalber wird angenommen, daß beide Objekte aus dem selben Material sind). Die Röntgenstrahlung wird hinter dem Objekt mit einem Detektor aufgezeichnet und als Absorptionskurve rechts dargestellt (die einzelnen Teile der Kurve sind farblich den jeweiligen Objekten zugeordnet; die gesamte Absorption ist schwarz dargestellt).

Bei der Rückprojektion in Abbildung 8 (rechts) wird die Absorptionskurve in Graustufen so umgesetzt, wie sie ein üblicher Röntgenfilm darstellen würde. Dabei sind Bereiche mit hoher Absorption heller, da dort weniger Röntgenstrahlung den Film schwärzt. Zudem wurde die Helligkeitsinformation in Richtung auf die Quelle zurückprojiziert. Dadurch ergeben sich helle Streifen in der zu rekonstruierenden Schnittebene, in denen sich jeweils die absorbierenden Objekte befinden müssen. (Diese sind zur Verdeutlichung in Abbildung 8 rechts ebenfalls eingezeichnet.)

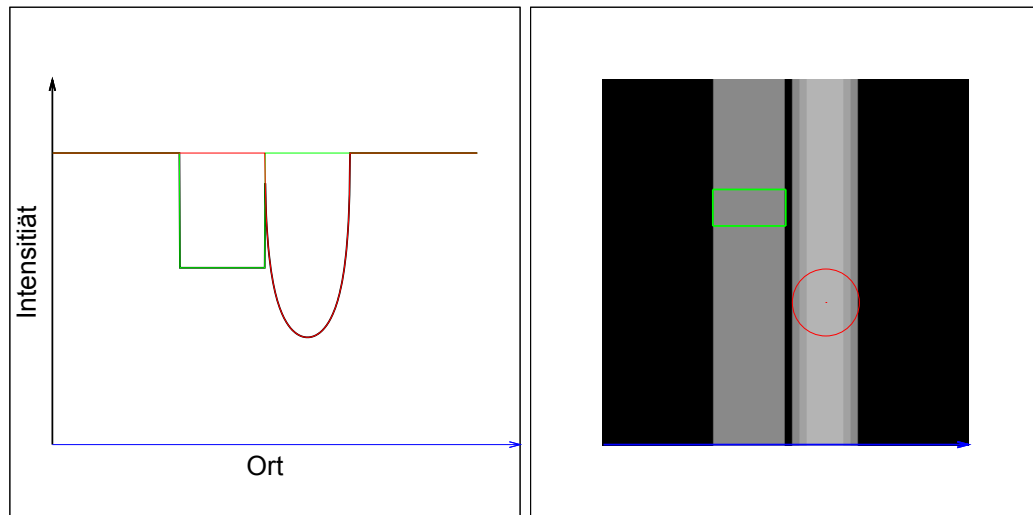


Abb. 8: Entstehung der Rückprojektion

Um nun die Schnittebene zu rekonstruieren, müssen die Aufnahmen aus verschiedenen Winkeln zurückprojiziert und aufaddiert werden, siehe Abb. 9. Links oben ist die Rückprojektion der dritten Aufnahme des Objektes dargestellt und links unten die Summe der ersten drei Aufnahmen. Deutlich zu sehen ist hier auch die Entstehung eines Artefaktes der Rekonstruktion, die auf der rechten Seite zu sehen ist: Durch die endliche Anzahl an Aufnahmen scheinen Strahlen von scharfen Kanten auszugehen. Außerdem erscheint das Bild im Gegensatz zu gewohnten CT-Bildern durch die vereinfachte Form der Rückprojektion verwaschen. Normalerweise werden die Einzelbilder vor der Aufsummierung durch eine mathematische Filterung bearbeitet. Daher leitet sich auch der Name Computertomographie ab, eine ungenaue Übertragung des englischen *computed tomography*, also eigentlich berechnete Tomographie. Eine Animation zur Entstehung des CT finden Sie auf dem Praktikumsrechner.

2.2 Durchführung Das Praktikums-CT besteht aus einem Schulröntgengerät mit Leuchtschirm und einem Computertomographiemodul der Firma Leybold. Das CT-Modul besteht aus einem lichtdichten Kasten mit einer fest installierten Kamera, welche Bilder des Leuchtschirms aufnimmt. Da der Schirm durch sichtbares Licht Schaden nehmen kann und die Helligkeit des Leuchtbildes gering ist, muß der Deckel des CT-Moduls immer geschlossen bleiben. Das Bild der Kamera wird mit dem Computer ausgelesen und zu einem Computertomogramm zusammengesetzt. Da in diesem Gerät die Durchleuchtung – anders als oben vereinfachend beschrieben – nicht mit parallelem Röntgenlicht, sondern mit einem kegelförmigen Strahl geschieht, müssen für die Rückprojektion weitere Rechenschritte durchgeführt werden. Da dies eine genaue Ausrichtung der beiden Module zueinander erfordert, dürfen Sie die beiden **Module nicht bewegen!**

Im Meßprogramm sind alle Parameter für die Aufnahme des CT-Bildes sinnvoll voreingestellt. Zum Starten der Messung wählen Sie „Aufnehmen“, legen Sie einen Ordner zum Speichern der Daten an und verfolgen Sie die Messung in 2D oder 3D.

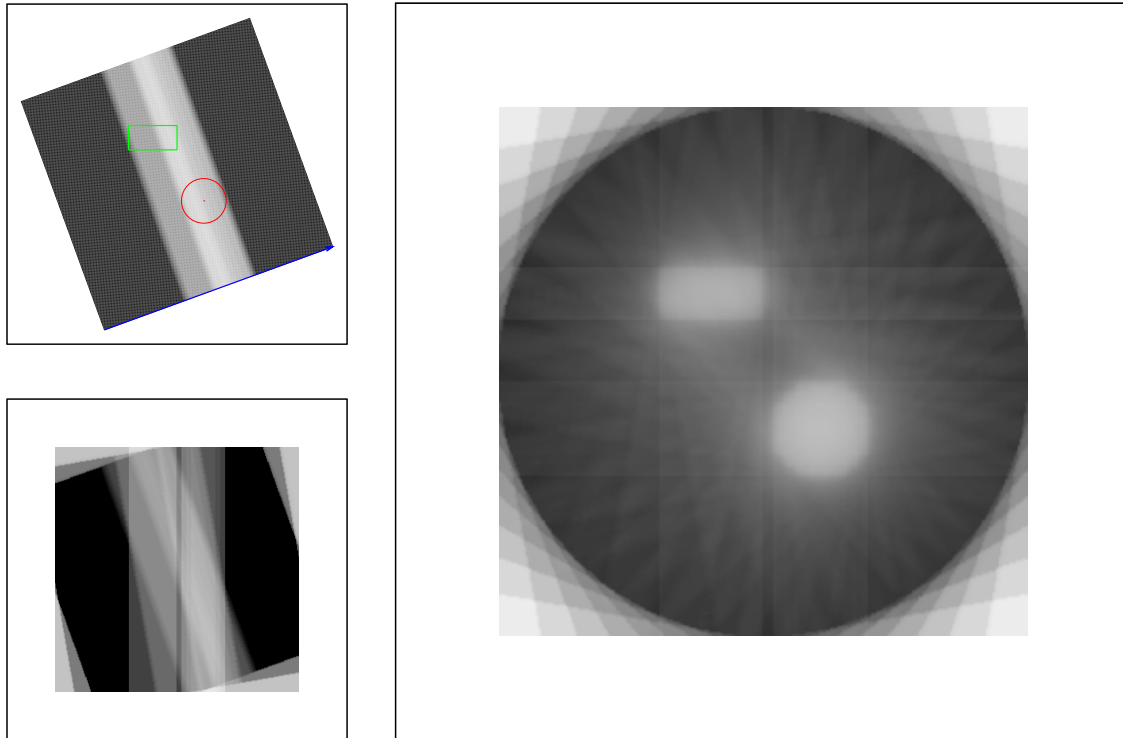


Abb. 9: Rekonstruktion des Schnittbildes: Die Rückprojektionen werden entsprechend des Aufnahmewinkels gedreht und miteinander verrechnet.

3. WDX Messung des Röntgenspektrums

WDX steht für wellenlängendispersive Röntgenspektroskopie. Dieses Verfahren liefert – basierend auf dem Prinzip der Beugung (Details hierzu werden in Versuch 22 behandelt) – die Energieverteilung der Röntgenstrahlen.

3.1 Für Interessierte: Theorie zu WDX (optional)

Als Probe wird ein NaCl-Kristall eingebaut. Dieser Kristall hat ein einfach kubisches Gitter, d.h. die Atome sitzen auf den Eckpunkten eines Würfels mit der Kantenlänge $d = 562 \text{ pm}$.

Der Kristall wirkt wie ein Beugungsgitter mit der Gitterkonstanten d . Wie in Abb. 10 veranschaulicht, kann eine Reflektion der Röntgenstrahlen nur stattfinden, wenn der Gangunterschied δ gleich einem Vielfachen der Wellenlänge λ ist, also

$$2\delta = k\lambda \quad (10)$$

mit $k = 1, 2, \dots$. Ist diese Bedingung erfüllt, trifft im ausfallenden Strahl Wellenberg auf Wellenberg und man erhält konstruktive Interferenz. Ist sie nicht erfüllt, heben sich die von verschiedenen Kristallebenen kommenden Strahlen gegenseitig auf und es wird praktisch kein Röntgenlicht reflektiert. In der Messung werden der Sensor und der Kristall gleichzeitig gedreht, so daß $\alpha = 2\beta$ gilt. Mit

$$\delta = d \sin \beta \quad (11)$$

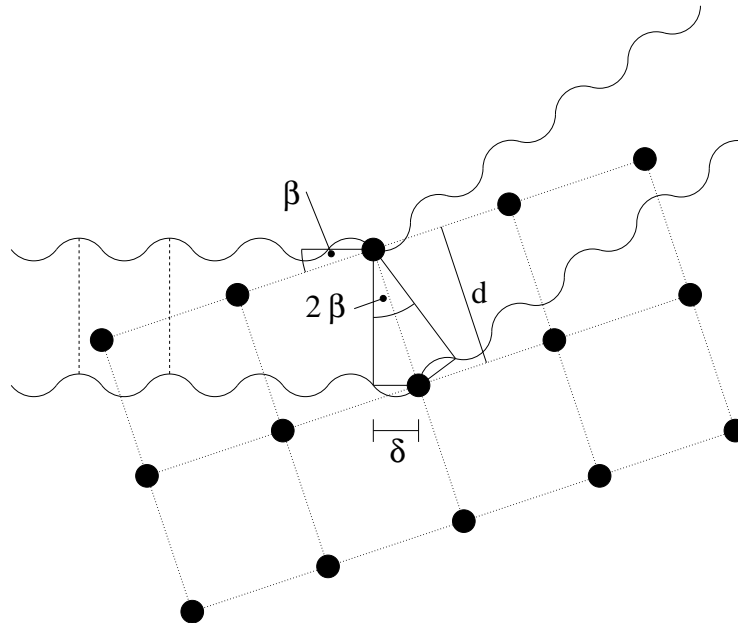


Abb. 10: WDX-Verfahren am Kristallgitter

erhält man die sogenannte Bragg-Bedingung und damit einen Zusammenhang zwischen Beugungswinkel und Wellenlänge:

$$n\lambda = 2d \sin \beta = 2d \sin \frac{\alpha}{2} \quad (12)$$

Unter einem gegebenen Winkel α mißt man daher nur Röntgenquanten mit einer bestimmten, durch Gleichung (12) festgelegten Wellenlänge λ .

3.2 Durchführung In das Austrittsfenster muß der Kollimator eingesetzt werden. Dieser schneidet mittels einer Schlitzeblende einen feinen Strahl aus dem einfallenden Röntgenlicht. Vor der Messung muß eventuell noch der NaCl-Kristall in das Röntgengerät eingesetzt werden. Dazu wird der Probenhalter des CT-Demonstrationsversuchs gegen den Kristallhalter ausgetauscht. Wie oben beschrieben, kann die Anordnung aus Kristall und Detektor als ein Filter angesehen werden, der jeder im Spektrum vorkommenden Wellenlänge einen bestimmten Winkel zuordnet. Durch Verstellen des Winkels kann daher das Spektrum direkt nach Wellenlängen aufgelöst vermessen werden. Die Umrechnung erfolgt – entsprechend Gleichung (12) mit der bekannten Gitterkonstante d für den NaCl-Kristall – direkt im Computer. Die Intensitätsverteilung wird mit dem Computer aufgenommen. Dazu wird im Steuerungsprogramm die Messung „WDX“ geladen. Es werden zwei Messungen mit folgenden Einstellungen am Röntgengerät durchgeführt:

COUPLED		COUPLED	
U	35 kV	U	25 kV
I	1 mA	I	1 mA
Δt	0,5 s	Δt	0,5 s
$\Delta \beta$	0,2°	$\Delta \beta$	0,2°
β LIMITS	2,5 ... 30°	β LIMITS	2,5 ... 30°

Mit **SCAN** kann die Messung gestartet werden.

3.3 Auswertung Bestimmen Sie aus den gemessenen Spektren die jeweilige Grenzwellenlänge und vergleichen Sie diese mit dem theoretischen Wert der entsprechenden Beschleunigungsspannung.

Welche Wellenlänge hat die charakteristische Röntgenstrahlung der verwendeten Molybdänanode und warum verschiebt sich diese nicht mit der Beschleunigungsspannung.

4. Wirkung des Al-Filters

Eine Probe mit verschiedenen dicken Al-Plättchen wird in den Probenhalter eingebaut und die Messung „Röntgen_Al.Filter“ geladen. Das Zählrohr muß direkt auf den Strahl gerichtet sein. Dazu wählt man **SENSOR** und stellt auf 0° . Zuerst wird eine Übersichtsmessung über die gesamte Probe aufgenommen. Dazu werden am Röntgengerät folgende Einstellungen vorgenommen:

erste Messung:		folgende Messungen:	
TARGET		TARGET	
U	25 kV	U	25, 30, 35 kV
I	siehe Text	I	siehe Text
Δt	1 s	Δt	10 s
$\Delta\beta$	1°	$\Delta\beta$	10°
β LIMITS	$-5 \dots 65^\circ$	β LIMITS	$0 \dots 60^\circ$

Bevor diese Messungen mit **SCAN** gestartet werden, muß der Anodenstrom jeweils neu eingestellt werden. Dabei muß der Röntgenstrahl durch das offene Fenster direkt in das Geiger-Müller-Zählrohr fallen. Dazu wird **TARGET** auf etwa 0° gestellt. Mit **HV ON/OFF** wird nun die Hochspannung eingeschaltet und mit **I** der Strom so eingeregelt, daß die Zählrate ungefähr 3000 counts/s beträgt.

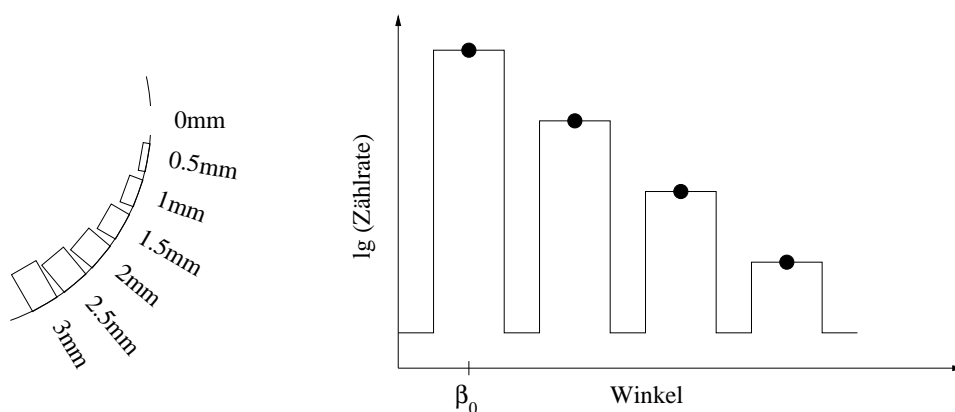


Abb. 11: Messung des Al-Filters: Probe (links), schematisches Ergebnis (rechts)

Das Ergebnis der ersten Messung ist schematisch in Abb. 11 dargestellt. Die Stufen entsprechen verschiedenen Dicken des Aluminiums. Die Lücken dazwischen entstehen durch die hohe Absorption im Edelstahlträger der Probe.

Bei den weiteren Messungen mit unterschiedlicher Beschleunigungsspannung reicht es aus, nur die Höhe der einzelnen Stufen auszumessen (entspricht den Kreisen im Bild 11). Daher wird die Schrittweite $\Delta\beta$ vergrößert. Dies gibt darüberhinaus die Möglichkeit, länger zu messen und daher eine größere Genauigkeit zu erreichen. Um die Messungen besser vergleichen zu können, wird vor jeder Messung die Ausgangszählrate, wie oben beschrieben, eingestellt.

4.1 Auswertung Das Schwächungsgesetz

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (13)$$

ist aus V42 bekannt. Dabei ist I die Intensität nach Durchstrahlung der Schichtdicke x , I_0 die Ausgangsintensität und μ der Schwächungskoeffizient. Damit ergibt sich in einer logarithmischen Darstellung eine lineare Beziehung zwischen der Zählrate und der Schichtdicke.

Zeichnen Sie zu jeder Meßserie eine Ausgleichsgerade und bestimmen Sie aus dieser den Schwächungskoeffizienten von Aluminium bei der jeweiligen Beschleunigungsspannung. Dazu müssen Sie zunächst die Winkel in die Dicke des Aluminiums umrechnen. Was ist der Vorteil der unterschiedlichen Schwächung bei verschiedener Energie bei medizinischen Anwendungen?

5. Qualitative Messung der Streustrahlen

Die Kupferblende wird, wenn nicht schon geschehen, in das Röntgengerät eingebaut und die Messung „Röntgen-Streustrahlung“ geladen. Am Röntgengerät werden folgende Einstellungen vorgenommen:

SENSOR	
U	35 kV
I	0,2 mA
Δt	1 s
$\Delta\beta$	2,5°
β LIMITS	−5 ... 130°

Jede Messung wird mit **SCAN** gestartet. Zunächst wird die Messung ohne Probe durchgeführt, um die Hintergrundstrahlung zu messen. Anschließend wird sie mit dem leeren Behälter und mit dem Wasserbehälter wiederholt.

5.1 Auswertung Was ändert sich? Worin liegt die Bedeutung der Streustrahlen für das Bild und für das medizinische Personal? Was kann man dagegen unternehmen?

6. Messung der Ionendosisleistung der Röntgenstrahlen in Abhängigkeit vom Anodenstrom der Röntgenröhre

Zur Bestimmung der Ionendosisleistung \dot{J} mißt man den Ionenstrom I_{Ionen} , der durch die Röntgenstrahlung in der Ionisationskammer (Kondensator) erzeugt wird. Die Eintrittsblende des Aufbaus, sowie die Trapezform der Kondensatorplatten sorgen dafür, daß zum einen das Röntgenstrahlbündel den Kondensator vollständig ausleuchtet. Zum anderen verhindert die Blende, daß der Strahl auf die Platten trifft und so mittels Photoeffekt das Ergebnis verfälscht.

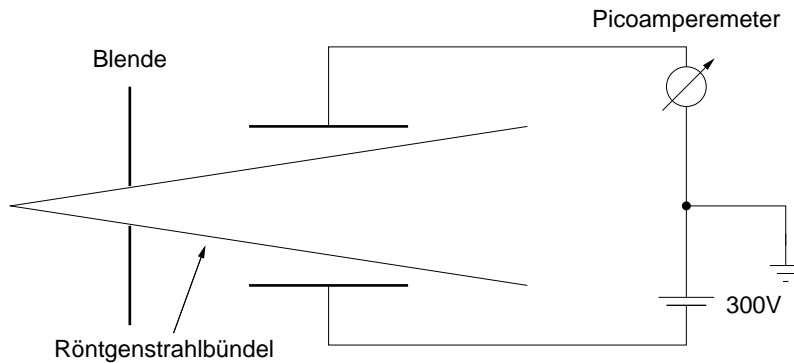


Abb. 12: Versuchsaufbau zur Messung der Ionendosisleistung

Zum Absaugen der gebildeten Elektronen-Ionen-Paare wird an die Kondensatorplatten eine Gleichspannung von bis zu 300 V angelegt, damit die Paare möglichst schnell getrennt werden und nicht rekombinieren. Der resultierende Strom wird mittels eines empfindlichen Strommessgerätes gemessen. Der Aufbau ist in Abbildung 12 skizziert.

6.1 Messung Der Ionenstrom der Röntgenstrahlung wird als Funktion des Anodenstromes der Röntgenröhre gemessen. Nehmen Sie dazu mit dem angeschlossenen Picoamperemeter 10 Messwerte zwischen 0,1 und 1,0 mA bei 35 kV Beschleunigungsspannung auf.

6.2 Auswertung Die Ionendosisleistung ist in Abhängigkeit vom Anodenstrom in einem Diagramm auf Millimeterpapier darzustellen. Zur Berechnung der Ionendosisleistung

$$\dot{J} = \frac{J}{t} = \frac{q/m_{\text{Luft}}}{t} = \frac{q/t}{m_{\text{Luft}}} = \frac{I_{\text{Ionen}}}{m_{\text{Luft}}} \quad (14)$$

muß außer dem Ionenstrom $I_{\text{Ionen}} = q/t$ auch die Masse der Luft, in der die Ionen erzeugt werden, bekannt sein. Das Volumen der von der Röntgenstrahlung im Kondensator ionisierbaren Luft beträgt $V = 125,4 \text{ cm}^3$. Die Dichte ρ der Luft bei Normalbedingungen ist $1,29 \cdot 10^{-6} \frac{\text{kg}}{\text{cm}^3}$.

In einem zweiten Diagramm ist die Abhängigkeit der Energiedosisleistung vom Anodenstrom aufzutragen (bzw. durch Ergänzen einer zweiten y-Achse in obigem Diagramm dieses anzupassen). Dazu muß aus dem gemessenen Ionenstrom die Ener-

gie berechnet werden, die die Röntgenstrahlung an das Gas abgegeben hat. Aus dem gemessenen Ionenstrom erhält man die pro Sekunde erzeugte Anzahl N von Elektron-Ion-Paaren:

$$N = \frac{I_{\text{Ionen}}}{\text{Elementarladung } e} \quad (15)$$

Die Größe der Elementarladung ist $e = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ C}$. Zur Erzeugung eines Elektron-Ion-Paares in Luft benötigt man im Mittel eine Energie etwa 34 eV ($1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ J}$).

Man muß die Zahl der pro Sekunde erzeugten Elektron-Ion-Paare aber nicht explizit auszurechnen, sondern kann zur Bestimmung der Energiedosisleistung in Luft direkt die Ionendosisleistung mit 34 V multiplizieren. Dies soll kurz hergeleitet werden: Die Energiedosisleistung \dot{D} berechnet sich aus der absorbierten Energie E pro Masse m_{Luft} und Zeit t .

$$\dot{D} = \frac{E}{m_{\text{Luft}} t} \quad (16)$$

Die absorbierte Energie ergibt sich aus der Anzahl der Elektron-Ion-Paare N mal der Energie, die für die Erzeugung eines Paares benötigt wird.

$$E = N \cdot 34 \text{ eV} = \frac{I_{\text{Ionen}}}{e} \cdot 34 \text{ eV} \quad (17)$$

Hierbei steht sowohl im Zähler als auch im Nenner die Elementarladung e . Diese kürzt sich heraus und man erhält für die Energiedosisleistung folgenden Zusammenhang

$$\dot{D} = \frac{I_{\text{Ionen}} \cdot 34 \text{ V}}{m_{\text{Luft}}} = j \cdot 34 \text{ V} \quad (18)$$

7. Abnahme der Intensität einer punktförmigen Röntgenstrahlungsquelle in Abhängigkeit vom Abstand (Abstandsquadratgesetz)

In Abbildung 13 ist schematisch eine punktförmige Strahlungsquelle (z.B. Röntgen- oder γ -Strahlen) dargestellt. Beide Kugeloberflächen werden von der gleichen Strahlungsmenge durchstrahlt. Für die Oberfläche A einer Kugel mit dem Radius r gilt bekanntlich folgende Formel:

$$A = 4\pi r^2. \quad (19)$$

Daher verteilt sich die von der Quelle ausgehende Strahlung im Abstand R_1 auf eine Fläche $A_1 = 4\pi R_1^2$, im Abstand R_2 aber auf die wesentlich größere Fläche $A_2 = 4\pi R_2^2$. Da die Kugeloberfläche quadratisch mit dem Abstand zunimmt, verringert sich die Intensität (Strahlungsleistung pro Fläche) quadratisch mit dem Abstand ab und es gilt

$$I(r) = I_0 \cdot \frac{1}{r^2}, \quad (20)$$

mit der für die Quelle charakteristischen Konstanten I_0 (I_0 ist nicht die Intensität im Abstand Null).

Diese Überlegung zum Abstandsquadratgesetz gilt für alle Strahlungsarten (Licht, radioaktive Strahlung, ...), sofern keine Absorption im durchstrahlten Medium auftritt und die Quelle klein gegenüber dem Abstand ist – auch, wenn die Quelle nur in einen endlich großen Raumwinkel strahlt.

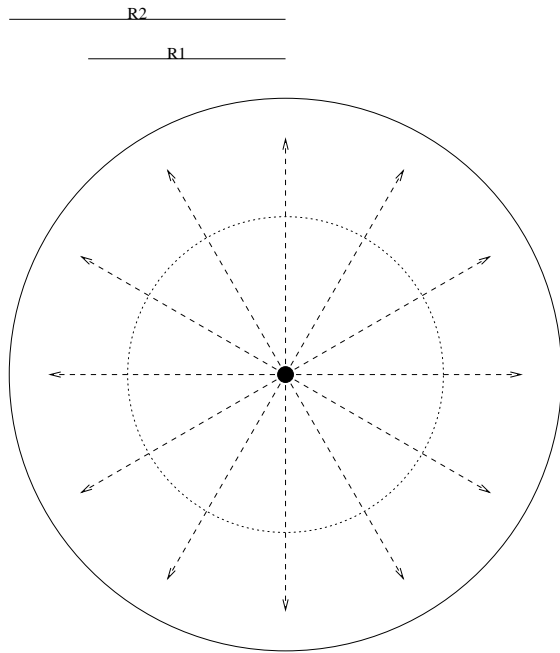


Abb. 13: Schematische Darstellung einer punktförmigen Strahlungsquelle. Man erkennt, daß beide Kreise (bzw. Kugeloberflächen) von der gleichen Strahlungsmenge getroffen werden. D.h. die Strahlung verteilt sich auf immer größere Flächen.

Das Abstandsquadratgesetz soll hier für eine annähernd punktförmige Röntgenquelle mit einem Szintillationszähler vermessen werden (Abb. 14). Die Strahlung entsteht zunächst als β -Strahlung einer radioaktiven Quelle, die beim Durchdringen eines Materieplättchens in Röntgenbremsstrahlung umgewandelt wird.

Achtung: Den Schieber am Austrittsfenster nur zur Messung freigeben! Während der Messung nicht in den Strahl fassen!

Gemessen wird die Zählrate mit Hilfe eines Szintillators. Analog zu Gleichung (20) gilt für die Zählrate:

$$n(r) = n_0 \cdot \frac{1}{r^2} \quad (21)$$

Die Zahl der Zerfälle in der Quelle und damit auch die Anzahl der gemessenen Röntgenquanten pro Sekunde variiert mit der Zeit, da es sich um einen statistischen Prozeß handelt. Mißt man über einen längeren Zeitraum, kann man die Ereignisse pro Sekunde aber mit hoher Genauigkeit angeben. Dabei gilt: Je mehr Ereignisse gemessen werden, umso genauer ist das Ergebnis. Für den relativen Fehler gilt

$$\Delta N_{\text{relativ}} = \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (22)$$

mit N als Anzahl der gemessenen Ereignisse. Das Ergebnis soll einen Fehler von maximal 3% aufweisen, d.h. $\Delta N_{\text{relativ}} \leq 0.03$. Wieviele Ereignisse müssen gemessen werden?

7.1 Messung In der ersten Messung bestimmen Sie die Messzeit t für alle folgenden Messungen: Berechnen Sie zuerst die Zahl der Photonen, die nötig ist um eine Messgenauigkeit (d.h. relativen Fehler) von 3% zu erhalten. Da bei maximalem Abstand (12 cm) die Rate am geringsten ist, ist auch hier der relative Fehler am

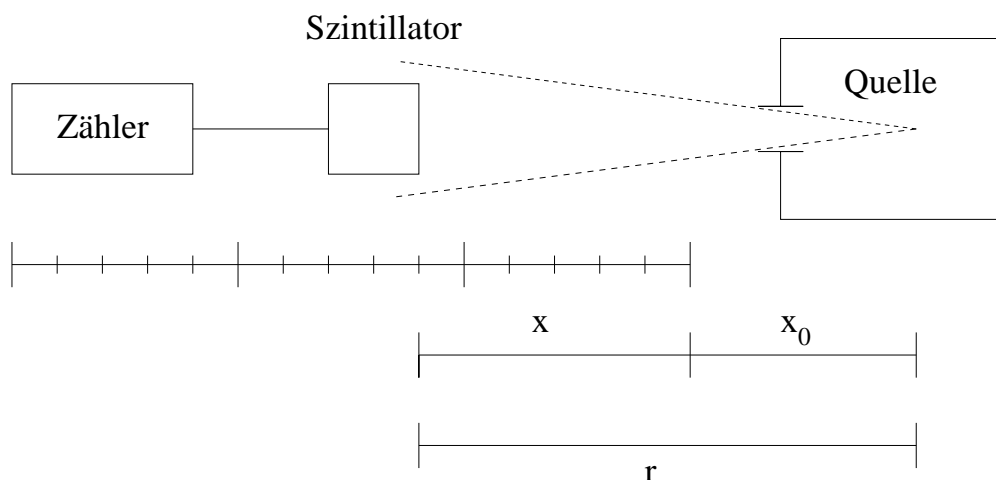


Abb. 14: Aufbau der Messung zur Bestätigung des Abstandsgesetzes.

größten. Bestimmen Sie deshalb hier die Messzeit t , welche benötigt wird um die entsprechende Zahl der Photonen zu erreichen. Runden Sie diese Messzeit vernünftig auf. Die Messzeit sollte zwischen 10 und 30 Sekunden liegen.

Messen Sie nun die Zunahme der Zählrate, indem Sie den Detektorabstand zur Quelle nach jeder Messung um 10 mm verkleinern. Als Meßzeit nehmen Sie hierbei jeweils die gleiche Zeit t , wie bei der ersten Messung.

7.2 Auswertung Zur Auswertung wird $1/\sqrt{n(r)}$ gegen r aufgetragen. Dadurch liegen die zu erwartenden Meßpunkte auf einer Geraden, deren Schnittpunkt mit der x-Achse die Position der Strahlungsquelle x_0 wiedergibt. Es gilt mit $r = x + x_0$:

$$n(r) = n_0 \cdot \frac{1}{(x + x_0)^2}, \quad \text{oder}$$

$$\frac{1}{\sqrt{n}} = \frac{1}{\sqrt{n_0}} \cdot x + \frac{1}{\sqrt{n_0}} \cdot x_0.$$

Mit

$$\frac{1}{\sqrt{n}} = y; \quad \frac{1}{\sqrt{n_0}} = m; \quad \frac{x_0}{\sqrt{n_0}} = b$$

erkennt man, daß dies die Gleichung einer Geraden $y = m \cdot x + b$ ist. Trägt man also auf der y -Achse $1/\sqrt{n}$ auf, so erhält man als Darstellung des Abstandsgesetzes eine Gerade mit der Steigung $1/\sqrt{n_0}$ und dem Achsenabschnitt $x_0/\sqrt{n_0}$.

Zeichnen Sie diese Ausgleichsgerade in Ihr Schaubild ein und beantworten sie folgende Fragen: Wo befindet sich die Strahlungsquelle? Warum liegen die quellennahen Meßpunkte nicht auf der Geraden?

F) Fragen

- 43.1 Wodurch unterscheiden sich γ - und Röntgenstrahlung?
- 43.2 Berechnen Sie die Grenzwellenlänge der Röntgenstrahlung in nm für eine Anodenspannung der Röntgenröhre von 42 kV.
- 43.3 Bei der Schwächung von Röntgenstrahlung bis 40 keV dominiert der Photoeffekt. Dieser ist näherungsweise proportional zur vierten Potenz der Ordnungszahl, also $\mu \sim Z^4$. Um welchen Faktor muß eine Abschirmung aus Aluminium ($Z = 13$) dicker sein als eine Abschirmung aus Blei ($Z = 82$), um die gleiche Schwächung zu erzeugen?
- 43.4 Um wieviel erhöht sich die Temperatur von 3 Liter Wasser bei der Einstrahlung einer Energiedosis von 1 Gy?
- 43.5 Bei einer Gammaquelle mißt man in einer Entfernung von 40 m eine Energiedosisleistung von 0,15 Gy/min. Welche Äquivalentdosis würde ein Mensch in 10 m Entfernung von der Quelle erhalten, wenn er sich 3 min im Strahlungsbereich aufhält (Ganzkörperdosis)?
- 43.6 Die natürliche Strahlenbelastung des Menschen beträgt im Jahr etwa 2,1 mSv. Wie viele Ionisationen ereignen sich in einem Menschen mit einem Gewicht von 70 kg? Die Ionisierungsenergie sei 30 eV/Ionenpaar = $4,8 \cdot 10^{-18}$ J/Ionenpaar.
- 43.7 Wie erklärt sich die geringere Strahlenbelastung bei einer (vorgeschriebenen) Filterung durch 2 mm Al?
- 43.8 Was versteht man unter einem negativen Kontrastmittel (Beispiel)?
- 43.9 In den Jahren zwischen 1930 und 1950 wurde in der Medizin ThO (Thorotrast) als Röntgenkontrastmittel benutzt. Warum ist dieses Kontrastmittel medizinisch bedenklich und wird deshalb heute nicht mehr verwendet?
- 43.10 Worin unterscheiden sich die beiden zur Schilddrüsendiagnostik verwendeten Radionuklide ^{99m}Tc und ^{131}J ? Wie begründet sich die unterschiedliche Strahlenbelastung?
- 43.11 Ein Arzt führt eine Durchleuchtung eines Patienten mit einem defekten Röntgengerät durch. Die Untersuchung dauert 12 min, die Äquivalentdosisleistung beträgt 200 mSv/min. Mit welchen körperlichen Schäden für den Patienten ist zu rechnen?
- 43.12 Die letale Dosis (LD100/30) für den Menschen liegt bei 7 Sv bei einer kurzzeitigen Ganzkörperbestrahlung. Würde man diese Energie dem Körper gleichmäßig in Form von Wärme zuführen, würde die Körpertemperatur ansteigen. Um wieviel Grad? (Für die Erwärmung um 1 °C braucht man pro kg etwa die Energie $E = 4 \cdot 10^3$ J. Gehen Sie von einer Strahlung mit dem Qualitätsfaktor $Q = 1$ aus.)
- 43.13 Wann benützt man in der Röntgendiagnostik weiche (50 kV), wann harte (150 kV) Strahlung?

Das für die Scheinvergabe notwendige ausführliche Testat beinhaltet unter anderem den Stoff des nachfolgenden Kapitels über Strahlenschutz und Strahlenbelastung in der medizinischen Diagnostik sowie strahlenphysikalisch relevante SI-Einheiten.

G) Strahlenschutz und Strahlenbelastung

1. Hinweise zum Strahlenschutz

Die Strahlenschutzbestimmungen betreffen 3 Personengruppen:

(I) Die Patienten. Die bei der Röntgen- und Nukleardiagnostik auftretenden Strahlenbelastungen der Patienten sind in Tabelle 5 und 6 angegeben. Um insbesondere bei der Röntgendiagnostik die *Strahlenbelastung möglichst gering zu halten*, sind folgende Voraussetzungen einzuhalten:

- Das Röntgengerät muß technisch in einwandfreiem Zustand sein und dem Stand der Technik entsprechen (keine Durchleuchtungsgeräte ohne Bildverstärker!).
- Die Röntgenstrahlung muß bis auf den zu untersuchenden Bereich ausgeblendet werden.
- Der Untersuchende sollte Erfahrung haben, damit die Durchleuchtungszeit möglichst kurz gehalten werden kann.

Für den Patienten gibt es *keine* gesetzlich festgelegten Grenzwerte, die bei der medizinischen Diagnostik eingehalten werden müssen. Es liegt ausschließlich in der *Verantwortung des Mediziners*, ob eine Röntgenaufnahme mehr Schaden anrichtet. Halten Sie sich diese besondere Verantwortung bei Ihrer zukünftigen Tätigkeit stets vor Augen.

(II) Das Bedienungspersonal. Für beruflich strahlenexponierte Personen (Kategorie A) ist seit 1. Juli 2002 als höchstzulässige Äquivalentdosis (Dosisgrenzwert) festgelegt:

Ganzkörperbelastung (effektive Dosis): 20 mSv/Jahr³⁷

Hierbei werden die natürliche und die medizinische Strahlenbelastung nicht eingerechnet. Für die einzelnen Organe gelten eigene Grenzwerte (Röntgenverordnung § 31a). Sonderregelungen betreffen Jugendliche unter 18 Jahren und Schwangere (RöV § 31a).

(III) Die übrige Bevölkerung. Für alle anderen Personen muß die Strahlenbelastung kleiner sein als **1 mSv/Jahr** (RöV § 32), das entspricht 1/20 des für beruflich strahlenexponierte Personen geltenden Jahresdosisgrenzwertes. Auch hierbei gelten wieder spezielle Grenzwerte für einzelne Organe.

³⁷Diejenige Dosis, welche die in einer Generation auftretende Anzahl an Mutationen verdoppelt, wird auf etwa 300 mSv geschätzt.

2. Natürliche und zivilisatorisch bedingte Strahlenbelastung

Alle Lebewesen sind einer natürlichen Strahlenbelastung ausgesetzt. Die externe Komponente setzt sich zusammen aus der Strahlenbelastung von außen infolge verschiedener Radionuklide in der Luft, im Boden und im Wasser sowie der Wirkung kosmischer Strahlung. Die interne Komponente dagegen ergibt sich durch die Aufnahme von radioaktiven Substanzen durch Nahrung, Wasser und die Atemluft. Die einzelnen Anteile dieser natürlichen Strahlenbelastung sind in der folgenden Tabelle aufgelistet:

Effektive Äquivalentdosen (mSv/a)		Total (mSv/a)
extern durch terrestrische Strahlung:		
Deutschland (γ)	im Freien (20%)	0,1
	in Gebäuden (80%)	0,3
Weltmittel (β)		0,007
	Teilsumme	0,41
extern durch kosmische Strahlung:		
	Neutronenkomponente	0,03
	direkt ionisierende Strahlung	0,24
	Teilsumme	0,27
Summe extern		0,68
intern durch kosmogene Radionuklide:		
^3H , ^7Be , ^{14}C , ^{22}Na :		0,02
intern durch primordiale³⁸ Nuklide:		
^{40}K		0,17
^{87}Rb		0,006
^{238}U - ^{234}U		0,005
^{230}Th		0,007
^{226}Ra		0,007
^{222}Rn - ^{214}Po		1,10
^{210}Pb - ^{210}Po		0,05
	Teilsumme	1,345
^{232}Th		0,001
^{228}Ra - ^{224}Ra		0,008
^{220}Rn - ^{208}Tl		0,05
	Teilsumme	0,059
Summe intern		1,42
Summe intern und extern		2,10

Tabelle 2: Mittlere natürliche Strahlenbelastung in Deutschland

³⁸Primordiale (d.h. aus der Urzeit stammende) Nuklide stammen aus der Elementbildungsphase der irdischen und kosmischen Materie und haben nur wegen ihrer extrem großen Halbwertszeit ‚überlebt‘.

Land	Ortsdosisleistung nGy/h	Mittelwerte nGy/h	mGy/a
Deutschland	4-350	55	0,48
Dänemark	17-52	38	0,33
Frankreich	9-290	68	0,60
Irland	0-180	42	0,37
Japan	5-100	49	0,43
Norwegen	20-1100	73	0,64
Österreich	2-150	43	0,38
Polen	15-90	37	0,32
Schweiz		60	0,53
USA	13-100	46	0,40
Indien West (Kerala)			4 bis \approx 40
Brasilien Ostküste			bis \approx 200
Brasilien Pocos de Caldas			bis \approx 250
Iran Ramsar			bis \approx 450
Weltmittelwert:		55	0,480
davon ^{40}K : 0,180; ^{232}Th : 0,180; ^{238}U : 0,120 mGy/a			
Deutsche Bundesländer:			
Baden-Württemberg		62	0,54
Menzenschwand (Schwarzwald)		2050	18,0
Kaiserstuhl		170	1,5
Katzenbuckel (Odenwald)		630	5,52
Bayern		69	0,60
Berlin		31	0,27
Brandenburg		28	0,25
Bremen		42	0,37
Hamburg		56	0,49
Hessen		60	0,53
Mecklenburg-Vorpommern		36	0,32
Niedersachsen		48	0,42
Nordrhein-Westfalen		59	0,52
Rheinland-Pfalz		68	0,60
Saarland		79	0,69
Sachsen		57	0,50
Sachsen-Anhalt		43	0,38
Schleswig-Holstein		52	0,46
Thüringen		63	0,55

Tabelle 3: Schwankungen der Ortsdosisleistungen

Strahlungsquelle	mittlere eff. Dosis (mSv/a)	individueller Bereich (mSv/a)
natürl. Strahlenexp.	2,1	1-10
medizin. Röntgendiagn.	1,8*	0,1-20
nuklearmed. Diagnostik	0,1	bis 1000
nuklearmed. Therapie	0,01	bis 800 Sv
industrielle Tätigkeit	0,01	0,1-2
Kernwaffentests, Tschernobyl	0,01	0,005-0,04
Flugreisen	0,005	0,01-5
fossile Energie	0,002	0,001-0,01
Industrieprodukte	0,001	0,001-0,01
Kernkraftwerke (Normalbetrieb)	0,001	0,001-0,01
berufl. Exposition	0,3	0,1-15
Summe zivilisatorisch	1,9	0,1-20
Total:	4,0	1-20

*Vergleichswerte anderer Länder: Schweiz 1,2; USA 2,25; Großbritannien 0,38

Tabelle 4: Strahlenbelastung in Deutschland

Tabelle 3 zeigt, daß die Ortsdosisleistung stark vom geographischen Ort abhängt. Dies läßt sich auf das Vorkommen verschiedener langlebiger Radionuklide im Boden und Gestein zurückführen. Beispielsweise ist die jährliche Strahlendosis auf dem Feldberg 18 mGy. An der Atlantikküste von Brasilien, an der in großer Menge thoriumhaltiger Monazitsand vorkommt, erreicht die Jahresdosis sogar einen Wert von 250 mGy.³⁹ In Wohngebäuden kann die Ortsdosisleistung aufgrund unterschiedlicher Baustoffe und der möglichen Anreicherung von (gasförmigem) Radon deutlich von den in Tab. 3 genannten Werten abweichen.

Für die Umrechnung der Ortsdosisleistung in effektive Äquivalentdosen (Tab. 2) wird die typische Aufenthaltszeit der Menschen im Freien bzw. in Gebäuden sowie die Art und Wirkung der Strahlung berücksichtigt. In Deutschland beträgt die mittlere effektive Dosis, welche auf natürliche Strahlenexposition zurückzuführen ist, 2,1 mSv/a.

3. Strahlenbelastung in der medizinischen Diagnostik

3.1 Strahlendosen bei Röntgenuntersuchungen

Die folgende Tabelle 5 (**KM** bedeutet Knochenmark) gibt die ungefähren, unter *günstigen* Umständen auftretenden Strahlenbelastungen in der Röntgendiagnostik

³⁹Die entsprechende Jahresdosis liegt weit über dem nach der Röntgenverordnung für beruflich Strahlenexponierte (Kategorie A) zulässigen Wert von 20 mSv/a.

wieder. Die Werte gelten bei Verwendung eines modernen Fernsehdurchleuchtungsgerätes mit Bildverstärker. Bei veralteten Leuchtschirmgeräten sind die Dosen bei den einzelnen Untersuchungen mindestens 3–5 mal höher.

Körperregion	Haut	KM	Keimdrüsen		Ganzkörper
			weibl.	männl.	
			Äquivalentdosen in mSv		
Thorax	1	0,2	0,03	0,01	0,07-0,38
Herzkatheter	410	90	36	17	-
Magen	160	7	4	1,4	12
Colon	160	7	4	1,4	16
Gallenblase	45	1	5	0,4	-
Nierenangiogr.	300	10	30	12	-
Nieren konv.	25-50	0,5	-	-	7
Mammographie	30-60	-	-	-	-
Becken CT	18-36	4-8	4	2	-
Schädel CT	19-38	4	-	-	1,2

Tabelle 5: Äquivalentdosen bei Röntgenuntersuchungen

Schirmbildaufnahmen, wie sie beispielsweise früher bei Reihenuntersuchungen des Thorax angefertigt wurden, haben gegenüber großformatigen Aufnahmen den Nachteil, daß die für eine Schirmbildaufnahme benötigte Strahlendosis ca. 5- bis 10mal höher war.

Bei Durchleuchtung mit einem modernen Gerät mit **Bildverstärker** ist die Oberflächendosisleistung bei 35 cm Röntgenquelle–Haut–Abstand und 2 mm Al–Filterung der Strahlung:

Röhrenspannung	mSv/min
55 kV	7
80 kV	22
90 kV	23

Bei längeren Durchleuchtungszeiten ist auch bei modernen Geräten die Strahlenbelastung des Patienten erheblich.

Oberflächendosis und Tiefendosisverteilung

In der Tabelle 5 sind die bei den verschiedenen Untersuchungsarten auftretenden Oberflächendosiswerte angegeben. Für Röntgenstrahlung unter 1 MeV Grenzenergie liegt das Dosismaximum an der Oberfläche. Der Verlauf der Dosis in Abhängigkeit von der Tiefe im Körper wird durch sog. *Tiefendosiskurven* angegeben. In der folgenden Abb. 15 sind relative Tiefendosiskurven für 100 kV, 250 kV und 20 MV Röhrenspannung (Al–Filterung, 50 cm Fokus–Haut–Abstand) wiedergegeben.

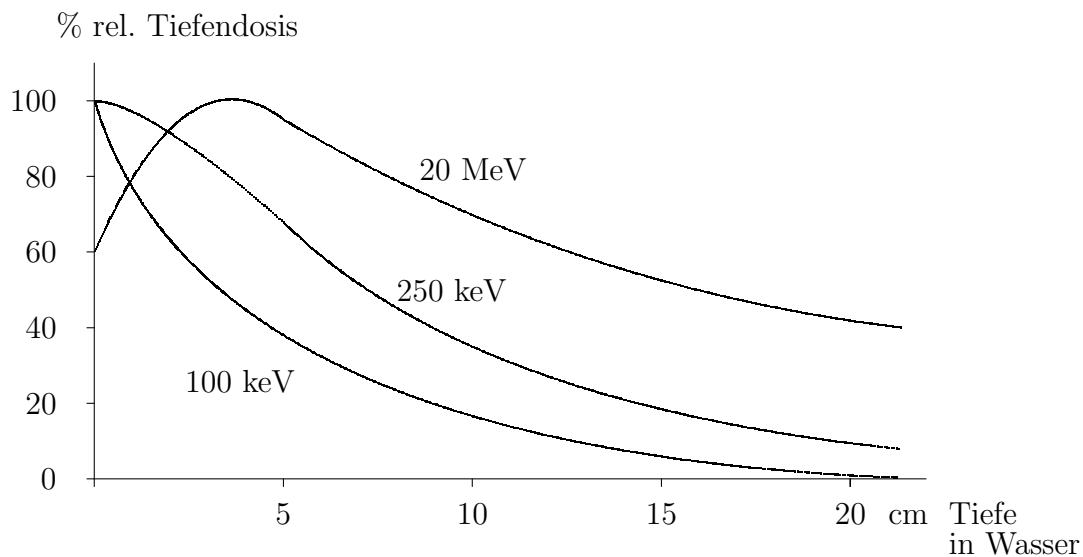


Abb. 15: Tiefendosisverteilungen für Röntgenstrahlen unterschiedlicher Grenzenergie

Relativ bedeutet hier, daß die Dosis auf den jeweiligen Maximalwert bezogen ist. Für sehr harte Strahlung von 20 MeV (Tumorthherapie) liegt das Maximum der Tiefendosis Kurve nicht mehr an der Oberfläche, sondern in 2,5 – 3 cm Tiefe. Diese Tiefendosis Kurven werden an Wasser als Weichteileäquivalent auf folgende Weise gemessen:

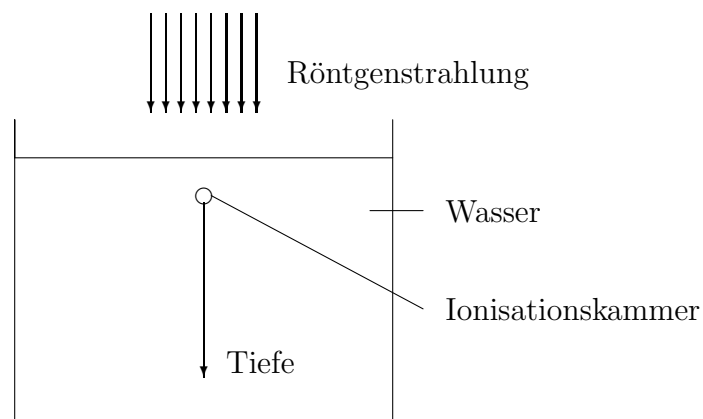


Abb. 16: Verfahren zur Messung der Tiefendosisverteilung

Es wird einfach mit einer Ionisationskammer die Ionendosis in verschiedenen Wassertiefen gemessen. Das Maximum der auftretenden Dosis dient als Bezugspunkt und wird gleich 100 % gesetzt.

3.2 Strahlendosen in der Nuklearmedizin

In der Nukleardiagnostik werden radioaktive Isotope, die γ -Strahlen aussenden, verwendet.

Unter der Aktivität einer radioaktiven Substanz versteht man die Zahl der Zerfälle — und damit die Zahl der ausgesandten γ - oder Teilchenstrahlen — pro Zeiteinheit. Die Einheit der Aktivität ist das Becquerel (Bq), das durch **1 Bq = 1 Zerfall/s** definiert ist.

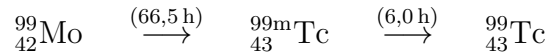
Die *Nukleardiagnostik* beruht auf der Tatsache, daß es chemische Elemente gibt, die aus stabilen und instabilen, also radioaktiven Isotopen bestehen. Ersetzt man einzelne Elemente einer chemischen Verbindung durch ein radioaktives Isotop dieses Elements, so beeinflußt dies die chemischen Eigenschaften der Verbindung nicht. Organspezifische Stoffwechselvorgänge laufen also mit der radioaktiv markierten Substanz genauso ab wie mit der nicht markierten. In der Nuklearmedizin werden solche radioaktiv markierten Substanzen dem Körper zugeführt. Aufgrund der ausgesandten Strahlung kann man die räumliche und zeitliche Aktivitätsverteilung der Stoffe im Körper verfolgen und daraus Informationen über die Funktion bestimmter Organe erhalten. Als Beispiel sei hier die szintigraphische Darstellung der Schilddrüse mit radioaktivem ^{131}J genannt.

Die folgende Tabelle 6 (**SD:** Schilddrüse) zeigt anhand einiger Beispiele, welcher Strahlenbelastung einzelne Organe bei einer Untersuchung mit radioaktiv markierten Substanzen ausgesetzt sind. Die angegebenen Werte gelten für Patienten mittlerer Größe und mit Normalgewicht.

Organ	Radionuklid	Aktivität MBq	Energiedosis (mGy)		
			Gonaden	KM	Organ
SD	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	40	0,15	0,2	SD:4
	^{131}J	2	0,08	0,2	SD:1000
	^{123}J	8	0,04	0,1	SD:40
Nieren	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	200	0,3	0,5	Nieren:5
					Blasenwand:18
	^{131}J	20	0,25		Blasenwand:60
Leber					SD:240
	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	50	0,1	0,4	Leber:5
					Milz:3
Lunge	^{198}Au	5	0,2	4	Leber:60
					Milz:20
	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	80	0,1	3	Lungen:4
Pankreas	^{131}J	10	1,3	1,5	Lungen:20
	^{75}Se	10	25	25	Leber:60
					Pankreas:35
Skelett	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	370-1000			Skelett:4
					Nieren:3
Herz	^{201}Tl	70	10-50		

Tabelle 6: Typische Strahlenbelastung bei nuklearmedizinischen Untersuchungen

Der Radiojodtest zur Schilddrüsendiagnostik wird heute – auch in Arztpraxen – nur noch äußerst selten angewendet. In der Klinik arbeitet man vorzugsweise mit sog. angeregten metastabilen Kernen (isomere Kerne) eines an sich stabilen Isotops. Dies sei am Beispiel des Technetiums erklärt: Man erhält das angeregte Technetiumisotop ^{99m}Tc aus folgender Kernreaktion:



Das Molybdänisotop zerfällt mit einer Halbwertszeit von 66,5 h unter β -Zerfall in das angeregte ^{99m}Tc -Isotop. Dieses Isotop zerfällt unter Abgabe einer γ -Strahlung von 0,14 MeV Quantenenergie in den stabilen Grundzustand des Technetium ^{99}Tc . Die Halbwertszeit beträgt 6 h. Aus der kurzen Halbwertszeit und daraus, daß das ^{99m}Tc ein *reiner γ -Strahler* ist, erklärt sich die geringe Strahlenbelastung bei Verwendung solcher metastabiler Kerne zur Szintigraphie. Es tritt hier keine weitere Korpuskularstrahlung auf, wie dies beispielsweise beim ^{131}J der Fall ist. Diese Strahlung trägt nichts zum Szintigramm bei, sie bewirkt jedoch eine größere Strahlenbelastung des Patienten (diese begleitende β -Strahlung kann erwünscht sein bei der Schilddrüsen*therapie*; in diesem Fall nützt man die lokale Bestrahlung der Schilddrüse durch die β -Strahlen aus).

Durch Vergleich von Tabelle 5 und 6 wird ersichtlich, daß die Strahlenbelastung bei nuklearmedizinischen Untersuchungen meist geringer ist als in der Röntgendiagnostik.

3.3 Genetisch signifikante Strahlendosis in der Bundesrepublik

Für die genetisch signifikante Jahresdosis infolge medizinischer Strahlenanwendung in der Bundesrepublik Deutschland wird angegeben (siehe Tabelle 4): Röntgendiagnostik ungefähr 1,8 mSv; Nuklearmedizin und Strahlentherapie zusammen dagegen nur ungefähr 0,1 mSv. Dem steht eine Jahresdosis von etwa 0,001 mSv infolge technischer Strahlenanwendung und Nutzung der Kernenergie gegenüber.

Das heißt also: **Die Dosisbelastung der Bevölkerung durch zivilisatorische Maßnahmen ist praktisch ausschließlich durch die Röntgendiagnostik (hier speziell CTs) verursacht. Im Mittel ist sie damit in Deutschland nahezu genauso groß wie die natürliche Strahlenbelastung.** Es sollte alles getan werden, diese Strahlenbelastung durch Anwendung neuester Geräte zu reduzieren bzw. *nicht unbedingt notwendige Röntgenuntersuchungen zu vermeiden.*

3.4 Voraussichtliche Auswirkung einer einmaligen Ganzkörperbestrahlung beim Menschen

Äquivalentdosis (Sv)	deterministische Strahleneinwirkungen auf den Menschen
0 – 0,25	Keine klinisch erkennbaren Wirkungen, Spätwirkungen möglich.
0,25 – 1,0	leichte vorübergehende Veränderung des Blutbildes (Rückgang von Lymphozyten und Neutrophilen). Betroffene Personen können in Notfällen ihre Tätigkeit fortsetzen, da eine unmittelbare Beeinträchtigung ihrer Arbeitsfähigkeit kaum zu erwarten ist. Spätwirkungen sind möglich, die Wahrscheinlichkeit für ernste somatische Schäden ist gering.
1 – 2	Übelkeit und Müdigkeit bei Äquivalentdosen von mehr als 1,25 Sv, eventuell mit Erbrechen verbunden. Akute Veränderungen des Blutbildes (Rückgang von Lymphozyten und Neutrophilen) mit verzögerter Erholung. Mögliche Spätfolgen: Anämien, Katarakte (Linsentrübungen), maligne Tumoren, insbesondere Leukämien, Fertilitätsstörungen, Wachstumsstörungen bei Kindern im Bereich des Skeletts, Mikrozephalie. Verringerung der statistischen Lebensdauer um ca. 1 %. Bereich des subakuten/chronischen Strahlensyndroms mit überwiegend chronischen Strahlenschäden (0,8 - 2 Sv).
2 – 3	Übelkeit und Erbrechen am ersten Tag. Nach einer Latenzzeit von bis zu 2 Wochen und mehr treten folgende Symptome in leichter Form auf: Appetitmangel, allgemeine Übelkeit, Halsschmerzen, Blässe, Durchfall, mittelmäßiger Gewichtsverlust. Sofern der Gesundheitszustand nicht schon vor der Bestrahlung beeinträchtigt war und keine Komplikationen durch überlagerte Schäden oder Infektionen zu erwarten sind, ist eine Erholung innerhalb von drei Monaten wahrscheinlich.
3 – 6	Übelkeit, Erbrechen und Durchfall nach wenigen Stunden. Nach einer Latenzzeit, die bis zu einer Woche dauern kann, treten folgende Symptome auf: Haarausfall (Epilation), Appetitmangel, allgemeines Unwohlsein, während der zweiten Woche Fieber, danach Hämorrhagie (innere Blutungen), Purpura (purpurfarbene Flecken auf der Haut, bedingt durch subkutanen Austritt von Blut aus den Blutgefäßen), Petechie (punktförmige Hautblutung durch Zerreiß von Kapillargefäßen), mittlere Abmagerung in der dritten Woche, Durchfall, Entzündungen in Mundhöhle und Rachenraum, Sepsis, Ulzerationen (Geschwürbildung). Ab der vierten Woche sind gehäuft Todesfälle zu erwarten. Bei Ganzkörperbestrahlungen mit einer Äquivalentdosis von etwa 4,5 Sv muß bei 50 % der exponierten Personen innerhalb von 30 Tagen mit dem Tod gerechnet werden. Bereich des akuten und subakuten Strahlensyndroms und der LD50/30.

- 6 – 8 Übelkeit, Erbrechen und Durchfall nach wenigen Stunden. Nach kurzer Latenzzeit gegen Ende der ersten Woche treten folgende Symptome auf: Durchfall, Hämorrhagie, Purpura, Entzündungen in Mund- und Rachenraum, Fieber, schnelle Abmagerung, Blutdruckabfall, Abgeschlagenheit, Vernichtungsgefühl, Geistesverwirrung. Tod meistens in der Mitte der zweiten Woche. Ab der dritten Woche Mortalität 100 %. Bereich des akuten Strahlensyndroms (6 - 8 Sv, LD100/30).
- um 1000 Sv Tod noch während der Bestrahlung, wechselnde Übererregbarkeit und Mattigkeit, Störungen des Nervensystems mit Reizleitungsstörungen, Krämpfe, ausgedehnte innere Blutungen, Bereich des hyperakuten Strahlensyndroms.

Tabelle 7: Deterministische Strahlenwirkungen beim Menschen

Eine Atombombe mit einer Sprengwirkung, die der von 10 Mega-Tonnen TNT entspricht, (*normale* H-Bombe) erzeugt 500 kg radioaktive Substanz. Durch diese Substanz wird ein Gebiet von 400 km x 400 km = 160 000 km² so radioaktiv, daß die gesamte Dosis für einen Menschen 8 Gy beträgt, d.h. tödliche Folgen hat.

3.5 Verlauf der Strahlenschädigung einer Hand nach einmaliger Röntgenbestrahlung (30 bis 60 Sv)

Zeit	klinischer Schadensverlauf
nach 24 h	<u>1. Welle der Schädigung:</u> Erythembildung (entzündliche Rötung der Haut)
einige Tage	Ödembildung (schmerzlose, nichtgerötete Schwellung infolge wässriger Flüssigkeitsansammlung in den Gewebespalten, z.B. der Haut)
2 Wochen	Entzündung
3 Wochen	schmierig belegtes Strahlengeschwür
5 Wochen	deutliche Erholung
10 Wochen	<u>2. Welle der Schädigung:</u> erneut Epitheldefekte, anschließend Besserung bis etwa zur 20. Woche
24 Wochen	<u>3. Welle der Schädigung:</u> Auftreten von Geschwürbildungen
12-25 Monate	Amputation der bestrahlten Finger

Tabelle 8: Strahlenschädigung einer Hand nach einmaliger Bestrahlung

Strahlenphysikalisch relevante SI-Einheiten

Umrechnungsverhältnisse von SI- und nicht-gesetzlichen (veralteten) Einheiten				
Physikal. Größe	SI-Einheit	veraltete Einheit	Umrechnungsverhältnis	
Aktivität A	Becquerel (Bq)	Curie (Ci)	1 Bq	$= 2,7 \cdot 10^{-11} \text{ Ci}$
				$= 27,0 \text{ pCi}$
	1 Bq = 1/s		1 Ci	$= 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ $= 37,0 \text{ GBq}$
Energiedosis D	Gray (Gy)	Rad (rd)	1 Gy	$= 100 \text{ rd}$
	1 Gy = 1 J/kg		1 rd	$= 0,01 \text{ Gy}$
				$= 10 \text{ mGy}$
Äquivalentdosis H	Sievert (Sv)	Rem (rem)	1 Sv	$= 100 \text{ rem}$
	1 Sv = 1 J/kg		1 rem	$= 0,01 \text{ Sv}$
				$= 10 \text{ mSv}$
Iondosis J	Coulomb/kg (C/kg)	Röntgen (R)	1 C/kg	$= 3876 \text{ R}$ $= 3,876 \text{ kR}$
				$= 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$
	1 C/kg = 1 A·s/kg		1 R	$= 258 \text{ } \mu\text{C/kg}$