

Röntgenstrahlung - ROE

Fakultät für Physik der Ludwig-Maximilians-Universität München – Grundpraktikum für Humanmediziner
(27. OKTOBER 2023)

VERSUCHSZIELE

Die Röntgendiagnostik ist ein integraler Bestandteil des medizinischen Alltags. Im Jahr 2016 wurden in Deutschland 135 Millionen Röntgenuntersuchungen durchgeführt, das sind 1,6 Untersuchungen pro Person und Jahr. Zu den primären Anwendungsgebieten von Röntgenstrahlung gehören heute neben den medizinischen Röntgenuntersuchungen die Durchleuchtung bei Sicherheitskontrollen und die Material- und Werkstoffprüfung.

Sie erwerben bei diesem Versuch grundlegende Kenntnisse im Umgang mit Röntgenstrahlung, ihrer medizinischer Anwendung und den dabei verwendeten Geräten und Techniken.

Contents

I. Teilversuche	2
II. Physikalische Grundlagen	2
II.A. Einleitung	2
II.B. Röntgenröhre	2
II.C. Röntgenbremsstrahlung	3
II.D. Charakteristische Röntgenstrahlung	3
II.E. Röntgenspektrum	4
II.F. Schwächung von Röntgenstrahlung	5
1. Absorption von Röntgenstrahlung	5
2. Abstandsgesetz	6
II.G. Photoabsorption und Compton-Effekt	6
II.H. Nachweis von Röntgenstrahlung	7
II.I. Röntgenbild und Bildentstehung	7
II.J. Kontrastmittel	8
II.K. Computertomographie	8
III. Dosimetrie und Strahlenschutz	8
III.A. Radioaktive Strahlung	8
III.B. Dosimetrische Größen	9
III.C. Strahlenschutz	10
IV. Technische Grundlagen	11
IV.A. Röntgengerät	11
IV.B. Computer-Software	13
IV.C. CT-Gerät	13
IV.D. Geiger-Müller-Zählrohr	13
IV.E. Messschieber	14
V. Versuchsdurchführung	15
V.A. Abbildung durch Röntgenstrahlung	15
1. Kurzbeschreibung	15
2. Messwerte und Durchführung	15
V.B. Implantatmodell	15
1. Kurzbeschreibung	15
2. Messwerte und Durchführung	15
V.C. Kontrastmittelmodell	16
1. Kurzbeschreibung	16
2. Messwerte und Durchführung	16
V.D. Absorption von Röntgenstrahlung	16
1. Kurzbeschreibung	16
2. Messwerte und Durchführung	16
V.E. Computertomographie	17
1. Kurzbeschreibung	17
2. Messwerte und Durchführung	17

VI. Auswertung	17
VI.A. Abbildung durch Röntgenstrahlung	17
VI.B. Implantatmodell	17
VI.C. Kontrastmittelmodell	18
VI.D. Absorption von Röntgenstrahlung	18
VI.E. Computertomographie	18

I. TEILVERSUCHE

1. Abbildung durch Röntgenstrahlung
2. Implantatmodell
3. Kontrastmittelmodell
4. Absorption von Röntgenstrahlung
5. Computertomographie

II. PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN

II.A. Einleitung

Die für die Röntgendiagnostik genutzte Strahlung wurde von Wilhelm Conrad Röntgen (Abb. 1(a)) im Jahr 1885 in Würzburg zufällig entdeckt, als er mit Kathodenstrahlröhren experimentierte. Er benutzte damals die Bezeichnung „X-Strahlung“, da er noch nicht wusste, wie und wo genau diese Strahlung erzeugt wurde. Besonders anschaulich stellte er die Möglichkeiten von Röntgenstrahlung dar, indem er seiner Erstveröffentlichung ein Röntgenbild der Hand seiner Ehefrau beilegte (Abb. 1(b)). Für seine Entdeckung erhielt er 1901 den ersten Nobelpreis für Physik. Zu seinen Ehren wurde die „X-Strahlung“ im deutschsprachigen Raum in *Röntgenstrahlung* umbenannt.



(a)Wilhelm C. Röntgen. (b)Hand seiner Frau.

Abb. 1: Der Erfinder der X-Strahlung und das Röntgenbild der Hand seiner Frau [wikimedia.org].

Heute versteht man unter Röntgenstrahlung elektromagnetische Wellen, deren Wellenlänge λ zwischen 10^{-8} m und 10^{-11} m liegt (vgl. Abb. 2, Details zu den Begriffen Welle, Wellenlänge, Frequenz siehe SIG). Seit Röntgens Entdeckung sind die Röntgentechnik und ihre Anwendungsgebiete ständig verbessert und

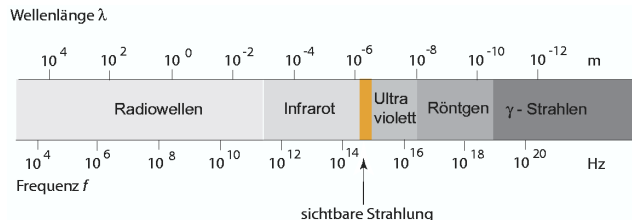


Abb. 2: Das Spektrum der elektromagnetischen Strahlung. Die Wellenlängen sind für die Ausbreitung der Strahlung im Vakuum angegeben.

erweitert worden. Meilensteine waren dabei:

- 1913 erste Hochvakuumröhre,
- 1936 Schirmbildmethode und Durchleuchtung,
- 1952 Bildverstärkertechnologie,
- 1972 Computertomographie.

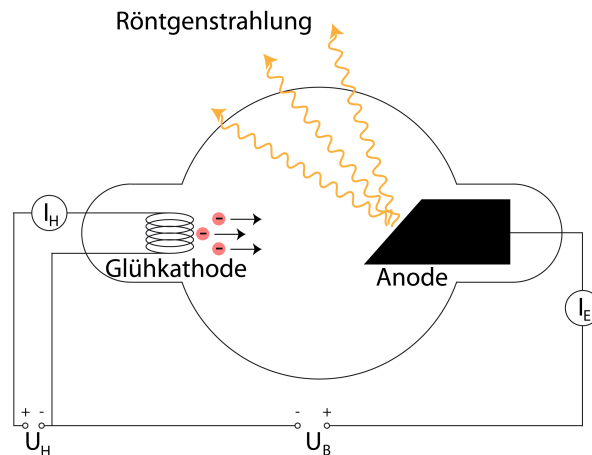


Abb. 3: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre.

II.B. Röntgenröhre

Eine Röntgenröhre besteht aus einem evakuierten Glaskolben mit einer Glühkathode und einer Anode (Abb. 3). Die Glühkathode wird mit einer Heizspannung U_H beheizt, dadurch treten Elektronen aus (Thermoemission). Je höher die Heizspannung ist, desto mehr Elektronen treten aus. Sie werden durch die Beschleunigungsspannung U_B , die zwischen Glühkathode (negativ) und Anode (positiv) anliegt, stark beschleunigt.

Dadurch steigt die kinetische Energie der Elektronen stark an. Aufgrund der Energieerhaltung zwischen kinetischer Energie $E_{kin} = \frac{1}{2}mv^2$ und elektrischer Energie $E_{el} = Q \cdot U = e \cdot U_B$ gilt für die Geschwindigkeit v der Elektronen:

$$\frac{1}{2}mv^2 = e \cdot U_B \implies v = \sqrt{\frac{2e \cdot U_B}{m}}. \quad (1)$$

Hierbei ist die Elektronenladung $e = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ C}$ und die Elektronenmasse $m = 9,1095 \cdot 10^{-31} \text{ kg}$ (sowie $J = \text{VAs}$).

Treffen die Elektronen auf die Anode, geben sie diese Energie zum größten Teil wieder ab. Sie wird in Form von Röntgenstrahlung frei. Diese Röntgenstrahlung kann man sich sowohl als Welle mit Frequenz f und Wellenlänge λ als auch als bewegte Teilchen (*Photonen*) vorstellen. Man spricht vom Welle-Teilchen-Dualismus. Photonen haben keine Ladung; die Energie jedes Photons ist

$$E_{\text{Photon}} = h \cdot f = h \cdot \frac{c}{\lambda} \quad (2)$$

mit dem Planckschen Wirkungsquantum $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$, der Lichtgeschwindigkeit $c = 3,0 \cdot 10^8 \text{ ms}^{-1}$, der Frequenz f und der Wellenlänge λ der emittierten Strahlung.

Langwellige/niederfrequente Strahlung ist energiearm, kurzwellige/hochfrequente Strahlung ist energiereich!

Die Röntgenstrahlung setzt sich aus zwei Anteilen zusammen:

1. Röntgenbremsstrahlung
2. Charakteristische Röntgenstrahlung

Beide werden im Folgenden genauer erklärt.

II.C. Röntgenbremsstrahlung

Die Bremsstrahlung entsteht beim Abbremsen der Elektronen im Anodenmaterial. Dabei wird ein Teil der kinetischen Energie der Elektronen in Strahlungsenergie, ein Teil in Wärme umgewandelt.

Trägt man die Intensität der Röntgenstrahlung gegen ihre Wellenlänge auf, so stellt man folgendes fest (vgl. Abb. 4):

- Es gibt es eine (minimale) Grenzwellenlänge λ_G , unter der keine Röntgenstrahlung auftritt. Die Grenzwellenlänge wird erreicht, wenn die gesamte Energie $e \cdot U_B$ des Elektrons in ein Photon der Röntgenstrahlung übergeht. In diesem Fall entsteht keine Wärme. Gemäß Gl. 2 gilt dann

$$e \cdot U_B = E_{\text{Photon}} = h \cdot \frac{c}{\lambda_G} \implies \lambda_G = \frac{h \cdot c}{e \cdot U_B}. \quad (3)$$

Man sieht, dass die Grenzwellenlänge von der Beschleunigungsspannung U_B abhängt. Je größer U_B ist, desto kleiner ist λ_G .

- Für $\lambda > \lambda_G$ liegt ein kontinuierliches Spektrum vor. Mit zunehmender Beschleunigungsspannung ergeben sich höhere Intensitäten.
- Bei sehr großen Wellenlängen sind die Intensitäten sehr klein. Hier geht nahezu die gesamte Energie in Wärme über.

II.D. Charakteristische Röntgenstrahlung

Zum Verständnis der Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung hilft das *Bohrsche Atommodell*:

Anfang des 20. Jahrhunderts experimentierten Lenard und Rutherford mit Elektronen und α -Teilchen (vgl. Kap. III). In ihren Versuchen beschossen sie dünne Metallfolien mit Elektronen oder α -Teilchen. Man ging bisher davon aus, dass Atome massiv sind. Da selbst eine dünne Folie bereits aus vielen hundert Atomschichten besteht, sollte man dann auf der Rückseite der Folie keine ankommenden Elektronen oder α -Teilchen registrieren können. Die Experimente zeigten aber, dass der Großteil der Elektronen und α -Teilchen seinen Weg durch das Metall findet. Die Schlussfolgerung war, dass die Atome im Wesentlichen aus leerem Raum bestehen. Ihre gesamte Masse ist im positiv geladenen Atomkern konzentriert, der von einer extrem dünn besetzten, negativ geladenen Elektronenhülle umgeben ist (Rutherford'sches Atommodell). Der Atomkern besteht dabei aus positiv geladenen Protonen und elektrisch neutralen Neutronen (beide Elementarteilchen nennt man Nukleonen). Die Anzahl der Protonen Z im Kern ist gleich der Anzahl der Elektronen in der Hülle, weshalb Atome nach außen hin elektrisch neutral sind. Das Proton und das Neutron haben in etwa die gleiche Masse, nämlich $m_p \approx m_n \approx 1,67 \cdot 10^{-27} \text{ kg}$, d. h. das Proton ist in etwa 1836-Mal so schwer wie das Elektron.

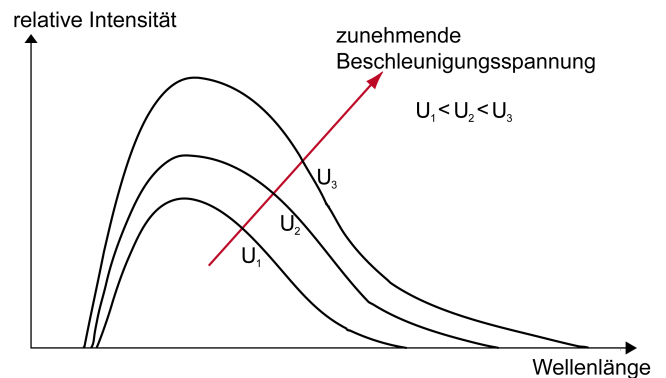


Abb. 4: Intensität der Bremsstrahlung als Funktion der Wellenlänge für verschiedene Beschleunigungsspannungen.

Niels Bohr (1885-1962) entwickelte im Jahr 1913 ein Modell für den Aufbau von Atomen, das auf experimentellen Befunden basiert und das Atommodell von Rutherford weiterentwickelt. Bohr postulierte:

1. Elektronen bewegen sich auf stabilen Kreisbahnen um den Atomkern (vgl. Abb. 5). Beim Umlauf strahlen sie keine Energie ab.
2. Es sind nur bestimmte Radien erlaubt. Jede dieser Kreisbahnen hat ein bestimmtes Energieniveau. Die innerste Kreisbahn wird mit K bezeichnet, die zweitinnerste mit L, die nächste mit M usw..
3. Beim Übergang eines Elektrons von einer Bahn zu einer anderen Bahn wird die Differenzenergie aufgenommen oder abgegeben. Aufnahme geschieht über Stöße in der Regel mit Elektronen oder durch Absorption von elektromagnetischer Strahlung, Abgabe nur durch Emission von elektromagnetischer Strahlung (Photonen).

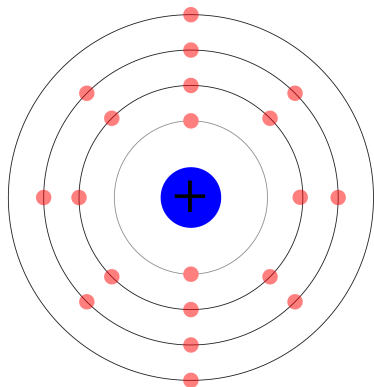


Abb. 5: Bohrsches Modell eines Ca-Atoms, Ordnungszahl $Z = 20$.

Die charakteristische Röntgenstrahlung entsteht dadurch, dass das Elektron ein Hüllenelektron aus einer Kreisbahn des Anodenmaterials schlägt. Dadurch entsteht eine unbesetzte Stelle, die im Anschluss durch ein Elektron einer weiter außen liegenden Bahn gefüllt wird. Dieses Elektron wechselt damit auf ein niedrigeres Energieniveau. Die frei werdende Energie wird als (elektromagnetische) Röntgenstrahlung emittiert, ein Photon entsteht. Dies ist in Abb. 6 schematisch dargestellt. Wechselt das Elektron von der zweitinnersten auf die innerste Bahn (K), so wird das entstehende Photon mit K_α bezeichnet. Geschieht der Wechsel von der drittinnersten auf die innerste Bahn, spricht man von K_β . Analoges gilt für K_γ , K_δ etc. Beim Wechsel auf die zweitinnerste Bahn (L) erhält man L_α , L_β , etc..

Die Energie des jeweiligen Photons ist also gleich der Energiedifferenz der an seiner Entstehung beteiligten Bahnen. Sie kann damit nur ganz bestimmte, charakteristische Werte annehmen. Das charakteristische Röntgenspektrum besteht daher nur aus wenigen Linien, es ist diskret. Die Energieniveaus sind je nach Anodenmaterial verschieden. Das charakteristische

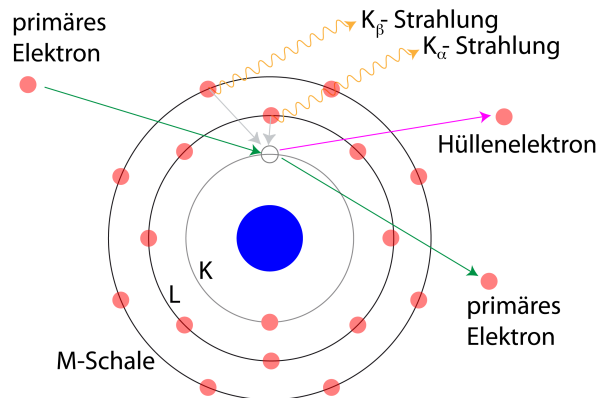


Abb. 6: Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung.

Röntgenspektrum hängt damit vom Anodenmaterial ab und ist für dieses charakteristisch.

II.E. Röntgenspektrum

Die Überlagerung des diskreten charakteristischen Röntgenspektrums mit dem kontinuierlichen Röntgenbremsspektrum ergibt das komplette Röntgenspektrum. Je nach Anodenmaterial liegt der Anteil der charakteristischen Strahlung bei 20-28% der Gesamtstrahlung.

Für die im Praktikum verwendete Anode ist es in Abbildung 7 dargestellt. In dieser Abbildung ist nach oben die Zählrate R der detektierten Photonen aufgetragen; sie entspricht der Intensität. Nach rechts ist die Energie der Photonen aufgetragen. Im Gegensatz zu Abb. 4 sind hier also die energiereicheren Photonen weiter rechts zu finden. Dabei gilt: $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$.

Die Anode im Praktikum besteht aus dem Metall Molybdän, dessen charakteristischen Linien bei $K_\alpha \hat{=} 17,4 \text{ keV}$ und $K_\beta \hat{=} 19,6 \text{ keV}$ liegen. Weitere Linien existieren, ihre Intensitäten sind aber klein und deshalb

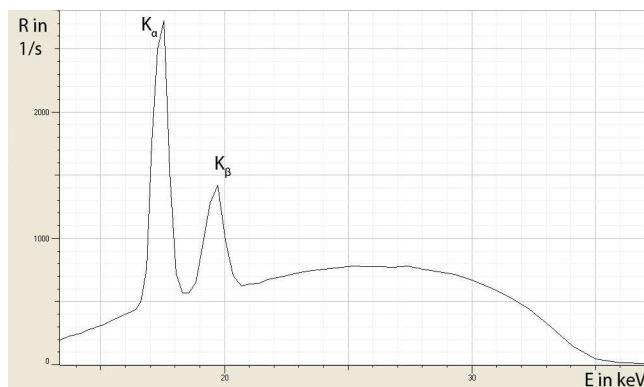


Abb. 7: Spektrum einer Molybdän-Anode.

nicht dargestellt.

Je nach Einsatzgebiet verwendet man verschiedene Anodenmaterialien. Bei Molybdän liegen die charakteristischen Linien bei relativ niedrigen Energien. Diese sogenannte „weiche“ Röntgenstrahlung wird besonders stark vom Körper absorbiert, so dass bei der Untersuchung von Weichteilen ein hoher Kontrast erzielt wird. Deswegen eignet sich Molybdän besonders gut für Mammographien. Bei Wolfram liegen die charakteristischen Linien bei 59 keV bzw. bei 67 keV. Diese „harte“ Röntgenstrahlung wird geringer absorbiert und eignet sich deswegen für die Untersuchung des Thorax oder von Knochen. Ähnliches Verhalten werden Sie auch bei Ultraschall im Versuch SON kennenlernen.

Bemerkenswert ist, dass die der Röntgenröhre zugeführte Energie nur zu 1% in Röntgenstrahlung umgesetzt wird. Die anderen 99% werden in Wärme umgewandelt. Deshalb sind effektive Kühlmechanismen für den Betrieb eines Röntgengeräts unerlässlich.

II.F. Schwächung von Röntgenstrahlung

1. Absorption von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung wird beim Durchgang durch Materie geschwächt. In Abb. 8 ist der Vorgang der Absorption schematisch für den Strahlungsverlauf in x-Richtung dargestellt. N_0 ist die Anzahl der Photonen vor dem Absorber, $N(x) < N_0$ die Photonenzahl nach dem Durchlauf der Strecke x im Material. Man findet experimentell den Zusammenhang:

$$\frac{dN(x)}{dx} \sim N(x). \tag{4}$$

$\frac{dN(x)}{dx}$ ist dabei die Änderungsrate von $N(x)$, also die Ableitung $N'(x)$ von $N(x)$ nach x . Die Abnahme der Anzahl der Photonen dN bezogen auf den Weg dx ist also proportional zur Anzahl der Photonen selbst. Umgeformt in eine Gleichung ergibt sich

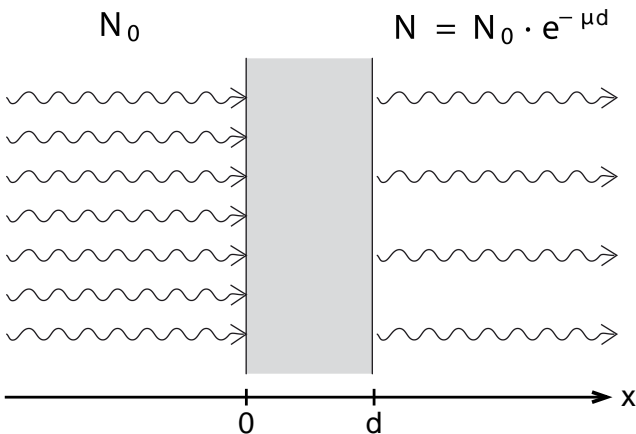


Abb. 8: Veranschaulichung des exponentiellen Schwächungsgesetzes. Die Strahlung verläuft parallel zur x-Richtung; der Absorber hat die Dicke d .

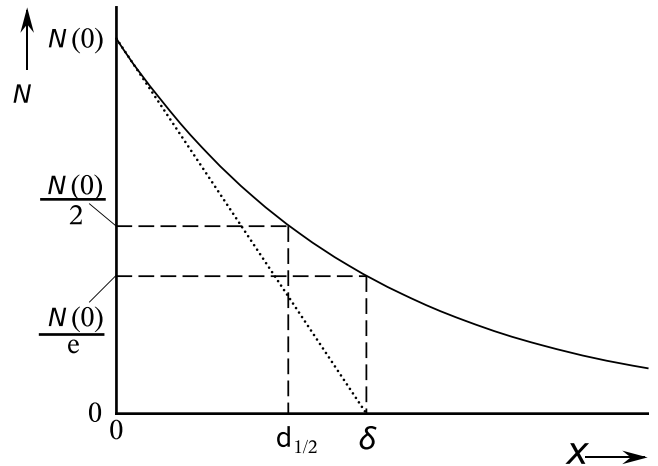


Abb. 9: Exponentieller Abfall der Anzahl der Photonen.

$$\frac{dN}{dx} = N' = -\mu \cdot N. \tag{5}$$

Der Proportionalitätsfaktor ist der Schwächungskoeffizient oder Absorptionskoeffizient μ . Durch Umformung erhält man:

$$\frac{N'}{N} = -\mu.$$

Die Integration der linken Seite vom Anfang des Absorbers bis zu seinem Ende ergibt:

$$\int_0^d \frac{N'}{N} dx = [\ln N(x)]_0^d = \ln(N(d)) - \ln(N(0)) = \ln \frac{N(d)}{N(0)} \tag{6}$$

Für die rechte Seite gilt:

$$\int_0^d -\mu dx = -\mu d. \tag{7}$$

Gleichsetzen der Gleichungen (6) und (7) und das Anwenden der e-Funktion auf beiden Seiten ergibt

$$\frac{N(d)}{N(0)} = e^{-\mu d}$$

und schließlich mit der Kurzschreibweise $N_0 = N(0)$

$$\boxed{N(d) = N_0 \cdot e^{-\mu d}}. \tag{8}$$

Dies ist das exponentielle Schwächungsgesetz. Es ist in Abbildung 9 graphisch dargestellt.

Der Schwächungskoeffizient ist sowohl vom Material als auch von der Wellenlänge der Strahlung abhängig:

$$\mu \sim Z^4 \cdot \lambda^3 \tag{9}$$

wobei Z die Ordnungszahl des Absorbermaterials und λ die Wellenlänge der Röntgenstrahlung ist.

Wichtig sind hier die Begriffe *mittlere Eindringtiefe* und *Halbwertsdicke*. Die mittlere Eindringtiefe δ ist die Dicke, bei der die Strahlung auf $e^{-1} = 1/e$ des ursprünglichen Werts abgeschwächt ist. Die Halbwertsdicke $d_{\frac{1}{2}}$ ist die Strecke, bei der die Anzahl der Photonen verglichen mit der Anzahl zu Beginn auf die Hälfte abgenommen hat (vgl. Abb. 9). Es gilt (ohne Herleitung):

$$\delta = \frac{1}{\mu}, \quad d_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (10)$$

In Tabelle I sind die Schwächungskoeffizienten μ in cm^{-1} verschiedener Materialien angegeben. Die Schwächung durch Luft ist so gering, dass sie meist vernachlässigt werden kann.

Tabelle I: Schwächungskoeffizienten μ für verschiedene Materialien, $U_B = 30 \text{ kV}$.

Material	Z	Schwächungskoeffizient [cm^{-1}]
Kohlenstoff	6	0,445
Aluminium	13	9,11
Eisen	26	138
Kupfer	29	173
Zirkonium	40	123
Silber	47	135

Im Versuch werden Sie nicht mit der Anzahl N der Röntgenphotonen arbeiten, sondern mit der *Zählrate* R . Dies ist die Anzahl der gemessenen Photonen pro Zeit Δt :

$$R = \frac{\Delta N}{\Delta t} \quad (11)$$

Für die Zählrate gilt das exponentielle Schwächungsgesetz analog:

$$R(x) = R_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (12)$$

2. Abstandsgesetz

Neben der Absorption tritt gleichzeitig eine Schwächung durch geometrische Faktoren auf. Röntgenröhren strahlen (analog zu Glühlampen) in einen großen Raumwinkel aus. Ein Objekt mit der Fläche F auf der Kugeloberfläche, das sich in der Entfernung r zur Röntgenröhre R befindet (siehe Abb. 10), nimmt den Raumwinkel

$$\omega = \frac{F}{r^2} \quad (13)$$

ein.

Wenn die Röntgenröhre R in den Raumwinkel Ω abstrahlt, gilt für den in F ankommenden Teil der Strahlungsintensität ε daher:

$$\varepsilon = \frac{\omega}{\Omega} = \frac{F}{\Omega \cdot r^2} \quad (14)$$

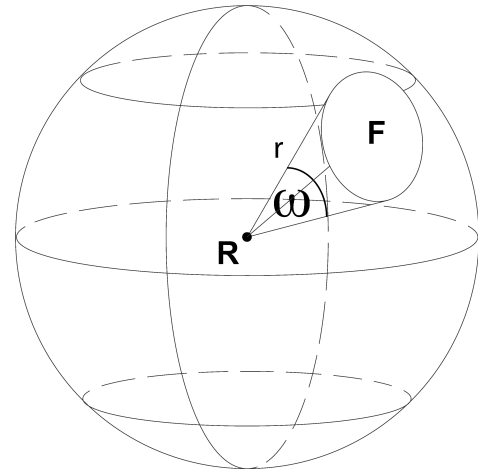


Abb. 10: Raumwinkel ω der Fläche F .

Das *Abstandsgesetz* lautet damit:

$$\varepsilon \sim \frac{1}{r^2} \quad (15)$$

Beispielsweise sinkt der ankommende Teil der Strahlung bei Abstandsverdopplung auf ein Viertel des ursprünglichen Werts.

Um die Intensität der Röntgenstrahlung an einem bestimmten Punkt im Raum zu berechnen, muss also sowohl die geometrische Schwächung, als auch die Schwächung durch das Medium berücksichtigt werden.

II.G. Photoabsorption und Compton-Effekt

Wie kommt es zur Absorption von Röntgenstrahlung? Dafür verantwortlich sind zwei Mechanismen. Beide sind inelastische Stoßprozesse, bei denen das Röntgenphoton Energie verliert oder sogar komplett absorbiert wird.

- Bei der *Photoabsorption* schlägt das Photon ein gebundenes Elektron aus der Hülle eines Atoms des Absorptionsmaterials oder hebt es auf eine höhere Schale. Dabei gibt es seine ganze Energie ab. Das Photon verschwindet dabei.
- Beim *Compton-Effekt* oder auch der Compton-Streuung wird ein Photon an ungebundenen oder nur sehr schwach gebundenen Elektronen gestreut (wie eine Billardkugel an einer anderen). Je nach Streuwinkel gibt das Photon mehr oder weniger seiner Energie ab. Das Photon hat nach der Streuung also eine niedrigere Energie und damit eine größere Wellenlänge als zuvor.

II.H. Nachweis von Röntgenstrahlung

Der Nachweis von Röntgenstrahlung erfolgt in der Regel über ihre ionisierende Wirkung. Unter *ionisierender Strahlung* versteht man Strahlung, deren Energie ausreichend ist, um ein Elektron aus einer Atomhülle zu schlagen und so ein Ion zu hinterlassen. Röntgenstrahlung ist wie α -, β - und γ -Strahlung ionisierende Strahlung.

Zum Nachweis ionisierender Strahlung wird in diesem Versuch ein *Geiger-Müller-Zählrohr* verwendet. Details finden Sie im Abschnitt IV IV.D.

II.I. Röntgenbild und Bildentstehung

Ein Röntgenbild entsteht dadurch, dass verschiedene Bereiche des Objekts die Röntgenstrahlung unterschiedlich stark schwächen. Es gibt zwei Arten von Röntgenbildern, das Positiv und das Negativ. Auf dem Positiv erscheinen Areale mit einer geringeren Strahlungsintensität als dunkle Bereiche, beim Negativ hingegen als helle Bereiche. Bei historischen Röntgenaufnahmen, die noch auf Fluoreszenzschirmen entstanden sind, wie z.B. in Abb. 1(b), handelt es sich um Positive. Die hellen Bereiche auf dem Fluoreszenzschirm entstehen durch Anregung der Atome im Schirm. Je höher also die Intensität der Röntgenstrahlung ist, desto heller ist der Bereich auf dem Schirm. Bei den in der modernen Röntgendiagnostik üblichen Röntgenbildern handelt es sich um Negative. Die Knochen (geringe ankommende Intensität) erscheinen hell, Weichteile (hohe ankommende Intensität) dunkel.

Da eine Röntgenröhre eine punktförmige Strahlungsquelle ist, breitet sich die Röntgenstrahlung wie das Licht einer Taschenlampe kegelförmig aus. Der Radius des Strahlungskegel wird mit größerem Abstand zur Strahlungsquelle größer. Wird ein Gegenstand angestrahlt, so ist sein Bild stets größer als der Gegenstand selbst (vgl. Schatten von Gegenständen). Die Vergrößerung ist:

$$V = \frac{B}{G}, \tag{16}$$

wobei B die Bildgröße (z.B. auf dem Fluoreszenzschirm) und G die Gegenstandsgröße (parallel zum Schirm) ist. Abbildung 11 zeigt die Vergrößerung eines Gegenstandes in Abhängigkeit von seinem Abstand zur Strahlungsquelle bei festem Abstand zwischen Strahlungsquelle und Schirm. Je näher das Objekt an der Strahlungsquelle ist, desto größer ist die Vergrößerung. Der hellgraue Gegenstand hat ein größeres Bild als der gleich große dunkelgraue Gegenstand.

Ist ein Gegenstand in Strahlrichtung ausgedehnt, so werden Stellen mit unterschiedlichem Abstand zur Strahlungsquelle verschieden stark vergrößert. Um die Vergrößerung eines dreidimensionalen Objekts anzuge-

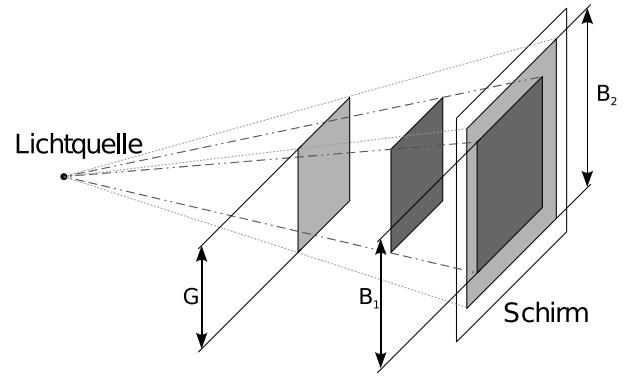


Abb. 11: Vergrößerte Abbildung eines quadratischen Objektes bei verschiedenen Abständen zur Strahlungsquelle.

ben, benutzt man deshalb die mittlere Vergrößerung

$$\bar{V} = \frac{V_1 + V_2}{2} = \frac{B_1 + B_2}{2 \cdot G} . \tag{17}$$

Bei der Vermessung von dreidimensionalen Objekten bedarf es insgesamt zweier Bilder, da immer nur die Ausdehnungen in zwei Richtungen gleichzeitig bestimmt werden können und die dritte aufgrund der Projektion verloren geht. Aus dem ersten Bild entnimmt man beispielsweise die Ausdehnung des Bildes in X -Richtung und in Y -Richtung. Dann dreht man den Gegenstand um 90 Grad um die Z -Richtung und erhält die Ausdehnung des Bildes in Y -Richtung (und in Z -Richtung) (vgl. Abb. 12). Dann berechnet man den Durchmesser des Bildes nach dem Satz von Pythagoras:

$$d_B = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \tag{18}$$

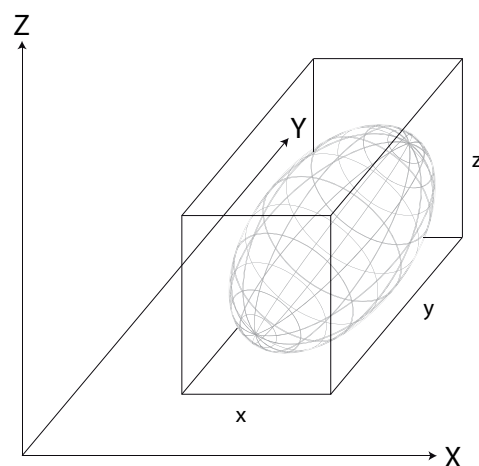


Abb. 12: Dreidimensionales Objekt (Implantat, Gallenstein...) und sein einfassender Quader mit den Kantenlängen x , y und z .

Neben der für die Bildentstehung wichtigen Abschwächung kommt es an Objekten zur Streuung der Röntgenstrahlung. Dadurch wird ein Röntgenstrahl aus sei-

ner geradlinigen Ausbreitungsrichtung abgelenkt, was zu Bildfehlern (d.h. Flecken, Schlieren und Unschärfen) auf dem Röntgenbild führt. Um ein gutes Bild zu erhalten, müssen diese Bildfehler möglichst vermieden werden.

II.J. Kontrastmittel

Bei Kontrastmitteln handelt sich es um Substanzen, die bei bildgebenden Verfahren wie dem Röntgen verwendet werden, um die Darstellung einzelner Strukturen zu verbessern. Kontrastmittel werden in röntgenpositive und röntgennegative Substanzen eingeteilt, je nachdem, ob sie zu einer kleineren oder größeren Strahlendurchlässigkeit führen. In der Medizin werden meist röntgenpositive Kontrastmittel verwendet, die die Röntgenstrahlung stärker absorbieren als das umgebende Weichteilgewebe. Dadurch wird ein Röntgenshatten auf dem Positiv-Bild erzeugt, der auf dem Röntgenbild (Negativ) als heller Bereich sichtbar ist.

In der Angiografie (Gefäßdarstellung) wird eine Kontrastmittellösung injiziert, die diejenigen Gefäße, in die das Kontrastmittel gelangt, auf dem Bild kontrastreicher als die anderen Gefäße darstellt. Damit lassen sich bestimmte Gefäße, ihre Vernetzung, aber auch die Fließgeschwindigkeit in den Gefäßen gut darstellen.

Die Schwächung von Röntgenstrahlung ist annähernd proportional zur vierten Potenz der Ordnungszahl Z (Protonenzahl) des Materials (Gl. 9). Deswegen werden Iod ($Z=53$) und Barium ($Z=56$) als röntgenpositive Kontrastmittel verwendet. Die am häufigsten verwendeten Kontrastmittel sind jodhaltig, z.B. Ultravist[®] oder Isovist[®]. Sie können intravaskulär gespritzt oder direkt in den zu untersuchenden Hohlraum appliziert werden und werden später über die Nieren wieder ausgeschieden. Fast alle Bariumverbindungen sind schwer löslich und werden deswegen zur Darstellung von Hohlräumen wie dem Magen-Darm-Trakt (Breischluck-Verfahren) verwendet.

Neben dem verwendeten Material unterscheiden sich die Kontrastmittel hauptsächlich durch die Trägermoleküle, Fließeigenschaften und Konzentration.

II.K. Computertomographie

Bei konventionellen Röntgenaufnahmen wird eine Projektion des Objektes erstellt, so dass dabei alle dreidimensionalen Informationen verloren gehen. Der Computertomograph (CT) ist eine Weiterentwicklung des Röntgengeräts, der diesen Verlust vermeidet. Dazu wird eine große Anzahl an Röntgenbildern unter unterschiedlichen Blickwinkeln angefertigt, aus denen ein Computer die dreidimensionalen Informationen rekonstruiert. Zusätzlich wird für jedes Volumenelement eine Dichte bzw. Strahlungsdurchlässigkeit ermittelt.

Bei CT-Geräten neuerer Generation liegen sich die Röntgenröhre, die einen Fächer von Strahlen aussendet, und die dazugehörigen Detektorzellen gegenüber. Dazwischen befindet sich der Patient, um den das System aus Röhre und Detektoren rotiert.

Da bei der Computertomographie eine große Anzahl von Röntgenbildern angefertigt wird, ist im Vergleich zu konventionellen Aufnahmen die Strahlenbelastung deutlich höher. Im Vergleich zu einem Thorax-Röntgenbild führt ein Thorax-CT zu einer bis zu 1000-fach größeren Strahlenbelastung des Patienten. Die Strahlenbelastung liegt bei bis zu 10 mSv (vgl. III).

III. DOSIMETRIE UND STRAHLENSCHUTZ

Unter *Dosimetrie* versteht man die quantitative Erfassung der Wirkungen, die ionisierende Strahlung beim Durchgang durch Materie hervorruft. Sie ist in vielen medizinischen und technischen Anwendungen sowie im Strahlenschutz wichtig. Weil die ionisierende Wirkung nicht nur ein Merkmal der Röntgenstrahlung ist, befassen wir uns hier kurz mit weiteren Beispielen von ionisierender Strahlung.

III.A. Radioaktive Strahlung

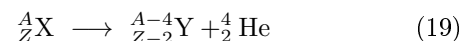
Im Rahmen dieses Praktikums gibt es keinen Versuch zu radioaktiver Strahlung. Die Inhalte dieses Abschnitts sind aber für die Klausur, das Physikum und für Ihre spätere Tätigkeit relevant.

Viele Atomkerne sind nicht stabil und können zerfallen. Dann spricht man vom *radioaktivem Zerfall*. Beim radioaktiven Zerfall entstehen neue Atomkerne mit kleinerer Masse und veränderter Anzahl von Protonen und/oder Neutronen. Um solche Prozesse zu beschreiben, wird eine spezielle Schreibweise eingeführt. Ein Atomkern des Elements X (z. B. H, O, N, K, ...), der die Anzahl Z an Protonen und die Anzahl N an Neutronen hat, wird als ${}^A_Z X$ bezeichnet, wobei $A = Z + N$ die Nukleonenzahl (Massenzahl) ist. Isotope sind Atome, die die gleiche Protonenzahl Z (d.h. die gleichen chemischen Eigenschaften), aber unterschiedliche Neutronenzahl N bzw. Massenzahl A besitzen.

Es gibt folgende Zerfallsreaktionen:

1. α -Zerfall

Beim α -Zerfall entstehen ${}^4_2\text{He}$ -Kerne, die deswegen auch α -Teilchen genannt werden:

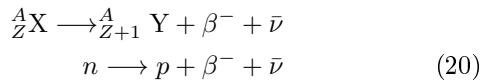


Ein α -Strahler ist z.B. das radioaktive Radon-Isotop ${}^{222}_{86}\text{Rn}$. Die Energie der emittierten α -Teilchen liegt zwischen 2 und 5 MeV.

2. β^- -Zerfall

Hier wird ein Neutron n im Kern zu einem Proton p umgewandelt. Dabei wird ein Elektron β^- und ein Antineutrino (Neutrino aus Antimaterie)

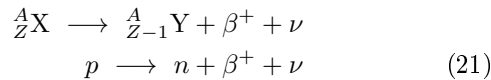
$\bar{\nu}$ ausgesendet:



Ein Beispiel dafür ist das radioaktive Iod-Isotop ${}^{131}_{53}\text{I}$, das in der Radiotherapie verwendet wird.

3. β^+ -Zerfall

Hier wird ein Proton p im Kern zu einem Neutron n umgewandelt. Dabei wird ein positiv geladenes Positron β^+ (Elektron aus Antimaterie) und ein Neutrino ν emittiert:



Ein Beispiel ist das radioaktive Fluor-Isotop ${}^{18}_9\text{F}$, das bei der Positronen-Emissions-Tomographie zur Tumor-Erkennung eingesetzt wird.

Die Kerne, die nach einem radioaktiven Zerfall entstehen, sind in einem angeregten Zustand. Ähnlich wie angeregte Atome senden diese Kerne Photonen aus, um einen energetisch niedrigeren Zustand zu erreichen. Hier spricht man von einem γ -Zerfall. Die ausgesendeten Photonen nennt man γ -Teilchen, bzw. γ -Strahlung. Wie die Röntgenstrahlung besteht damit auch die γ -Strahlung aus Photonen (elektromagnetische Strahlung). Röntgenstrahlung entsteht beim Übergang der Elektronenhülle in einem niedrigeren energetischen Zustand, γ -Strahlung bei einem solchen Übergang im Atomkern.

Für alle Strahlungstypen gilt das $\frac{1}{r^2}$ -Abstandsgesetz wie oben beschrieben. Da γ -Strahlen Photonen sind, gilt auch für sie das Absorptionsgesetz wie bei der Röntgenstrahlung. Die α -Teilchen werden aufgrund ihrer Größe sehr schnell absorbiert. Es reicht ein Blatt Papier, um die Strahlung vollständig abzuschirmen. Die Absorption der β -Strahlung hängt von der Energie der Teilchen ab. Je größer die Energie, desto tiefer dringt die Strahlung in die Materie ein.

Beim radioaktiven Zerfall ist die Anzahl der pro Zeiteinheit zerfallenden Teilchen proportional zur Anzahl N der vorhandenen Teilchen. Damit ist die Änderungsrate von N , also die zeitliche Ableitung von N , proportional zu N selbst. Es ist also

$$\frac{dN(t)}{dt} \sim N(t)$$

Mit analogen Überlegungen wie bei der Absorption von Röntgenstrahlung in Materie (Gl. III.F.1) erhält man das Zerfallsgesetz:

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (22)$$

Die Zerfallskonstante λ entspricht dem Schwächungskoeffizienten μ . Analog zur Halbwertsdicke $d_{1/2}$ definiert man eine Halbwertszeit $t_{1/2}$. Sie gibt an, nach welcher Zeit die Hälfte der ursprünglich vorhandenen radioaktiven Kerne zerfallen ist (vgl. Abb. 9). Analog gilt auch für $t_{1/2}$:

$$t_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (23)$$

Für ein radioaktives Präparat definiert man zusätzlich die *Aktivität* A :

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| = \lambda \cdot N \quad (24)$$

A beschreibt die Anzahl der Zerfälle pro Zeiteinheit (Zerfallsgeschwindigkeit) und wird in Becquerel gemessen: $[A] = \frac{1}{s} = \text{Bq}$.

III.B. Dosimetrische Größen

Für die Dosimetrie sind drei Größen von besonderer Bedeutung:

- Die *Ionendosis* J geht auf die ionisierende Wirkung von Strahlung zurück. Sie ist definiert als:

$$J = \frac{dQ}{dm} \quad \text{mit} \quad [J] = \frac{\text{C}}{\text{kg}} = \frac{\text{A} \cdot \text{s}}{\text{kg}} \quad (25)$$

Dabei ist dQ die Ladung der durch die Strahlung erzeugten Ionen in der absorbierenden Masse dm .

- Die *Energiedosis* basiert auf der Energieabsorption von Strahlung beim Durchgang durch Materie. Die Energiedosis D wird analog zu Gl. 25 folgendermaßen definiert:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad \text{mit} \quad [D] = \frac{\text{J}}{\text{kg}} = \text{Gy} \quad (\text{Gray})$$

- Die *Äquivalentdosis* berücksichtigt, dass verschiedene Strahlungsarten in biologischem Gewebe unterschiedlich stark ionisierend wirken. Sie ist die im Organismus deponierte Energiedosis der Strahlung multipliziert mit einem *Strahlungsgewichtungsfaktor* (*Qualitätsfaktor*) q , der die relative biologische Wirksamkeit der Strahlungsart angibt:

$$H = q \cdot D \quad \text{mit} \quad [H] = \text{Sv} \quad (\text{Sievert})$$

Ein Sievert ist eine sehr hohe Äquivalentdosis, deshalb wird meistens mit $1 \text{ mSv} = 0,001 \text{ Sv}$ gearbeitet. Obwohl das Sievert scheinbar der Einheit der Energiedosis entspricht, beschreibt es aber eine gewichtete Energiedosis. Je höher q ist, desto gefährlicher ist die Strahlung für den Organismus. Der Qualitätsfaktor beträgt bei Röntgen-, γ - und

Tabelle II: Gewebe-Gewichtungsfaktoren ω_T .

Organe und Gewebe	ω_T
Knochenoberfläche	0,01
Haut	0,01
Keimdrüsen	0,20
Knochenmark (rot)	0,12
Brust	0,05
Lunge	0,12

β -Strahlung $q = 1$, aber z.B. bei α -Strahlung $q = 20$. Obwohl sich α -Strahlung sehr gut abschirmen lässt, richtet sie aber im Körper (z.B. durch Aufnahme belasteter Nahrung) aufgrund ihrer Größe einen viel höheren Schaden an als andere Strahlung.

Von diesen Größen ist auch die Ableitung nach der Zeit von Interesse:

$$j = \frac{dJ}{dt} \quad d = \frac{dD}{dt}, \quad (26)$$

wobei j mit *Ionendosisleistung* und d mit *Energiedosisleistung* bezeichnet wird.

Analog zu Gl. 26 kann man auch die *Äquivalentdosisleistung* definieren:

$$h = \frac{dH}{dt} \quad (27)$$

Die Äquivalentdosisleistung gibt Auskunft über die Geschwindigkeit, mit der sich die Äquivalentdosis akkumulieren kann.

Beim radioaktiven Zerfall kann man eine Verbindung herstellen zwischen der Aktivität A eines radioaktiven Präparats und der Äquivalentdosisleistung:

$$h \sim \frac{A}{r^2}. \quad (28)$$

Hier ist r der Abstand zum Präparat.

Schließlich lässt sich die sogenannte *effektive Dosis* für ein Organ T berechnen als

$$D_{\text{eff}} = \omega_T \cdot q \cdot D_T,$$

wobei D_T die im Organ T deponierte Energiedosis und ω_T der Gewebe-Gewichtungsfaktor ist (vgl. Tab. II).

III.C. Strahlenschutz

Unter Strahlenschutz wird im Allgemeinen der Schutz von Mensch und Umwelt vor der schädigenden Wirkung ionisierender Strahlung (α -, β - und γ - sowie Röntgenstrahlung) verstanden. Strahlenschutz ist besonders wichtig in der Röntgen- und Nuklearmedizin – sowohl in der Diagnostik, als auch in der Therapie.

Bei jedem Einsatz von Strahlung müssen drei Grundsätze beachtet werden:

- **Notwendigkeit und Rechtfertigung:** Es darf keine Strahlenanwendung ohne einen daraus resultierenden Nutzen geben. Die Dosis soll minimal gehalten werden.
- **Optimierung:** Bei sichergestelltem resultierendem Nutzen muss die Strahlenexposition einer Person so gering wie möglich gehalten werden (ALARA-Prinzip: **A**s **L**ow **A**s **R**easonably **A**chievable).
- **Überwachung der individuellen Dosis:** Falls nötig, muss die Personendosis überwacht werden. Die gesetzlich vorgegebenen Grenzwerte dürfen nicht überschritten werden.

Diese Grundsätze führen in der Medizin immer wieder zu Kontroversen. Aktuell werden Themen wie präventive Ganzkörper-scans, Mammographie-Screening und immer dünner schichtende Computertomographen diskutiert. Der medizinische Nutzen dieser Untersuchungen steht der Strahlenbelastung des Individuums gegenüber. Hier muss das ALARA-Prinzip angewandt und somit die Strahlenexposition so gering wie vernünftig möglich gehalten werden. Ein grundlegendes Beispiel für die Schwierigkeit dieser Abwägung ist die Qualität der Röntgenaufnahme. Bei zu kurzen Messungen ist das Bild „unterbelichtet“. Deshalb wäre es vom qualitativen Gesichtspunkt her sinnvoll, eine Messung an einem ruhenden Körper länger durchzuführen, um bessere Röntgenbilder zu bekommen. Wegen der Strahlenbelastung allerdings sollte die Messung so kurz wie möglich sein: ALARA.

Beim Umgang mit Röntgenstrahlung, sowie jeder anderen Form ionisierender Strahlung sind zum Selbstschutz fünf Punkte zu beachten, die als **5A-Regel** zusammengefasst werden:

1. **Abstand:** Der Abstand zur Strahlungsquelle muss möglichst groß sein, da die Wirkung der Strahlung mit der Entfernung quadratisch abnimmt. Verdoppelt sich die Entfernung, so verringert sich die Dosisleistung auf ein Viertel.
2. **Aufenthalt:** Die Exposition muss möglichst kurz gehalten werden. Je kürzer die Bestrahlung, desto geringer die Dosis.
3. **Abschirmung (geeignet):** Die Strahlungsleistung nimmt mit der Dicke des Absorbermaterials ab, bei der Röntgen- und γ -Strahlung ist diese Abnahme exponentiell. Es ist daher sinnvoll, sich durch Schutzkleidung und Abschirmungen (Blei, Bleiglas,...) gegen Strahlung zu schützen. Dabei muss das Material zur Abschirmung der Strahlung geeignet sein.
4. **Aktivität:** Die Aktivität einer Strahlungsquelle (die Anzahl an Kernzerfällen eines radioaktiven

Materials pro Zeiteinheit bzw. die Strahlungsdosis (die Strahlungsintensität einer Röntgenröhre) muss minimiert werden.

5. Aufnahme in den Körper: Die Aufnahme von radioaktiv strahlendem Material durch Inhalation, Verspeisung oder durch Wunden muss vermieden werden.

Tabelle III: Typische Strahlenbelastungen, Ganzkörper(GK).

Strahlungsquelle	Äquivalentdosis/mSv
natürl. Exposition (im Mittel, pro Jahr)	2,4
Inhalation von Radon/-folgeprodukten	davon 1,3
künstl. Exposition (im Mittel, pro Jahr)	1,9
med. Diagnostik u. Therapie, Röntgen!	davon 1,8
Röntgenaufnahme Zahn	0,01
Röntgenaufnahme Brustkorb	0,05
Mammographie	0,4
Röntgen - Zahnstatus	< 1*
Szintigraphie (⁹⁹ Tc) - Skelett	6,5
CT Brustkorb	8
Langstreckenflug (16 km Höhe, 10 h)	0,1
Jahresdosisgrenzwert für die Bevölkerung	1
beruflich strahlenexponierte Person:	
maximale Grenze, pro Jahr	20
maximale Grenze, pro Berufsleben	400
Rauchen (täglich 7 Zigaretten, pro Jahr)	1–100**

nicht GK: *Kieferknochen, -haut **Bronchien, Lunge

Selbst bei Beachtung aller Leitlinien kann die Exposition gegenüber Strahlung nicht vollkommen vermieden werden. Die Strahlenexposition einer Person in der Bundesrepublik Deutschland liegt bei ca. 4,3 mSv pro Jahr. Dabei unterscheidet man zwischen natürlichen und zivilisatorischen Strahlungsquellen (vgl. Tab. III):

- Die **natürliche Strahlenexposition** ist hauptsächlich durch Inhalation von natürlichen radioaktiven Substanzen aus der Luft (1,3 mSv/a), aber auch durch kosmische und terrestrische Strahlung (0,7 mSv/a) erzeugt. Sie beträgt insgesamt 2,4 mSv pro Jahr.
- Die **zivilisatorische Strahlenexposition** wird fast ausschließlich durch die Medizin verursacht (1,8 mSv/a). Diese Belastung durch die Medizin hat sich in den letzten zehn Jahren verdoppelt. Die Belastung durch Kernkraftwerke, Atombombenfallout, Tschernobyl und Forschung liegt heute unter 0,045 mSv/a (Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz, Salzgitter) und ist damit etwa 40 mal geringer als die medizinische Exposition.

Um die Strahlenbelastung am Arbeitsplatz zu überwachen, tragen potentiell exponierte Personen, bei denen

eine Strahlenexposition von über 1 mSv pro Jahr auftreten könnte, *Personendosimeter*. Sie können vor einer zu hohen Strahlenbelastung warnen (Alarmdosimeter) oder werden für die Routineüberwachung monatlich ausgewertet.

Zur Aufklärung über die medizinische Strahlenbelastung bietet das Bundesamt für Strahlenschutz einen „Röntgenpass“ an. In diesem werden die Röntgenuntersuchungen eines Patienten mit Informationen über Art der Untersuchung und bestrahltem Körperbereich, leider jedoch ohne genaue Dosisinformationen, eingetragen. Der Pass soll dazu dienen, unnötige Wiederholungsaufnahmen zu verhindern. Nach der deutschen Röntgenverordnung ist jede ärztliche Praxis oder Institution dazu verpflichtet, Röntgenpässe bereit zu halten. Leider erhält ein Patient diesen bisher meist nur auf ausdrücklichen Wunsch.

Bei einer kurzfristigen hohen Strahlungsbelastung treten Strahlenschäden auf (Tab. IV). Man unterscheidet zwischen *stochastischen Schäden*, die nur mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit (< 100 %) auftreten, und *deterministischen Schäden*, die sicher (mit Wahrscheinlichkeit 100 %) auftreten. Dabei muss man beachten, dass die Strahlenschäden auch von der Bestrahlungsdauer, der bestrahlten Körperregion und der Person selbst abhängen. Deswegen können nur ungefähre Angaben gemacht werden.

Tabelle IV: Strahlenschäden nach einmaliger Ganzkörperdosis.

wahrscheinlicher Strahlenschaden	Äquivalentdosis/Sv
Schwelle: stochastische Schäden	0
Schwelle: deterministische Schäden	0,25
Müdigkeit, 5% zusätzl. Krebsrisiko,	1
10% Fälle von Übelkeit, Erbrechen	
Schwere Strahlenkrankheit	4
(50% Todesfälle nach 30 Tagen)	
Tod (trotz Spezialbehandlung)	10

Als Merkspruch zur Einschätzung der Gefährlichkeit der Strahlenbelastung dient:

„Ein Sievert ist zum Kotzen.“

IV. TECHNISCHE GRUNDLAGEN

IV.A. Röntgengerät

Im Praktikum verwenden Sie ein Röntgengerät mit Molybdän-Röhre der Firma LD-Didactic, das in Abb. 13 dargestellt ist. Es gliedert sich in drei Teile: das Bedienfeld auf der linken Seite, den Röhrenraum in der Mitte und die Experimentierkammer auf der rechten

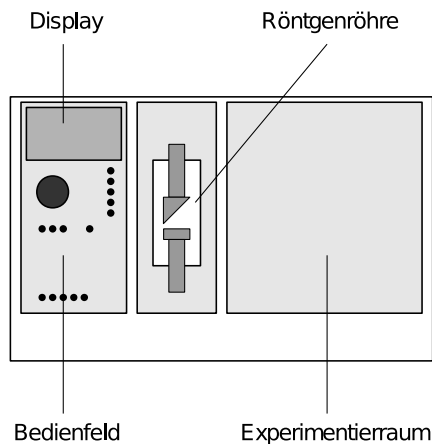


Abb. 13: Frontansicht des im Versuch verwendeten Röntgengeräts.

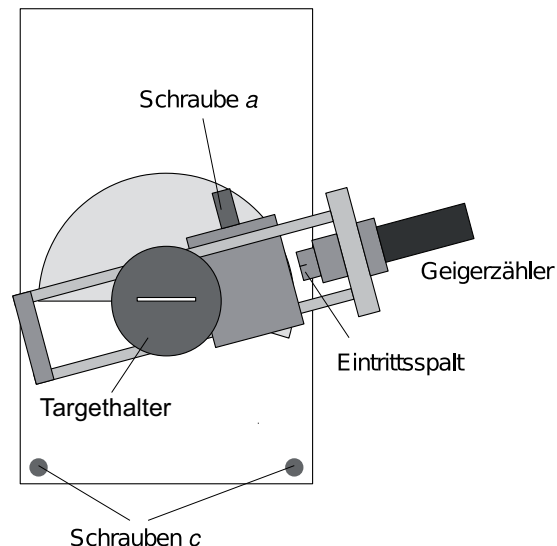


Abb. 15: Schema des im Versuch verwendeten Goniometers. Es wird im Experimentierraum durch die beiden Schrauben c fixiert. Mit der Schraube a lässt sich der Abstand Targethalter-Geigerzähler variieren.

Seite. Im Röhrenraum ist die Röntgenröhre gut sichtbar angebracht.

Die im Röhrenraum erzeugte Röntgenstrahlung strahlt durch ein Loch rechts von der Röntgenröhre in den Experimentierraum. Um die Röntgenstrahlung auf einen kleineren Bereich zu begrenzen, kann der *Kollimator* (Abb. 14) in das Loch eingesetzt werden. Er erzeugt einen Strahlungsstreifen. Dabei sollten Sie darauf achten, dass der Spalt des Kollimators waagrecht liegt, da er sonst nicht auf die Führungsstäbe im Loch passt.

In einigen Versuchen wird das *Goniometer* verwendet – ein Schwenkarm mit Winkelmesser. Am Goniometer (Abb. 15) können Zähler und Target-Materialien angebracht und ausgerichtet werden. Um die Strahlung zu messen, wird im Praktikum ein Geiger-Müller-Zählrohr verwendet (vgl. Abschnitt IV IV.D). Die Zählrate wird automatisch im Bedienfeld (Abb. 16) angezeigt. Im Bedienfeld können die Parameter für die verschiedenen Untersuchungen mit den Parametertasten (Tastenspalte, rechts) ausgewählt und mit dem **Drehknopf** verändert werden. Mit der Tastenzeile für den **Goniometer-Modus** kann bei Benutzung des Goniometers ausgewählt werden, ob der Targetarm, der Sensorarm oder beide während des Scans gedreht werden sollen. Die

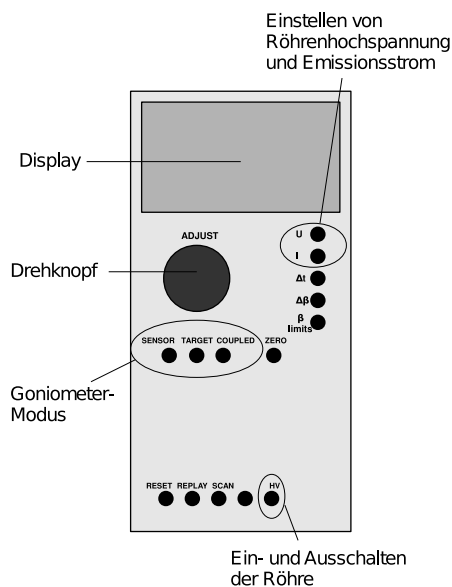


Abb. 16: Bedienfeld des Röntgengeräts mit Tasten. **U**: Röhrenhochspannung, **I**: Emissionsstrom, **Δt**: Messzeit pro Winkelschritt, **Δβ**: Winkelschritt, **β limits**: obere und untere Grenze für den Drehwinkel der Targetplattform. **HV ON/OFF** aktiviert bzw. deaktiviert die Röhrenhochspannung und damit die Emission von Röntgenstrahlung.

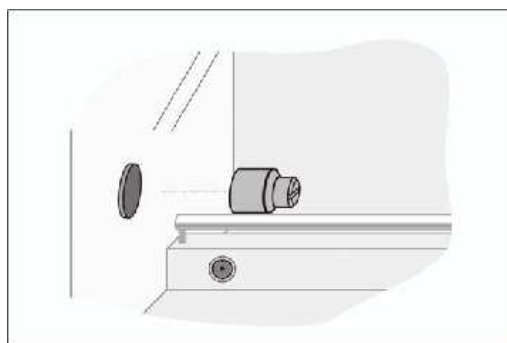


Abb. 14: Versuchsaufbau: Einsetzen des Kollimators; Abbildung mit freundlicher Genehmigung der LD Didactic AG & Co. KG.

Zero-Taste bewegt Target- und Sensorarm in die Nullposition zurück. Die Befehlstaste **Reset** bewegt das Goniometer in seine Nullposition und setzt alle Parameter auf Werkseinstellungen zurück. Die Befehlstaste **Replay** ermöglicht es, die zu Winkelpositionen zugehörigen gemittelten Zählraten nachträglich abzufragen. **SCAN ON/OFF** schaltet die Röhren-Hochspannung

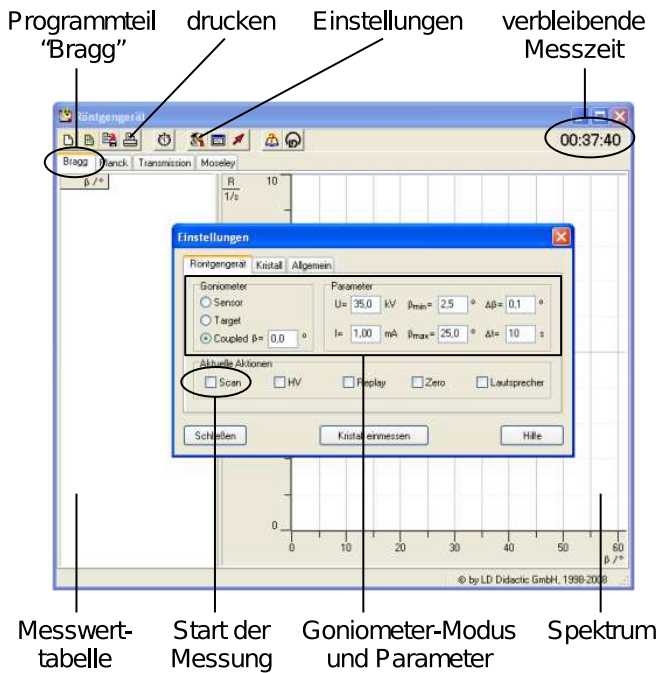


Abb. 17: Haupt- und geöffnetes Unterfenster „Einstellungen“ des Programms „Röntgengerät“. Auf der linken Seite des Hauptfensters werden die Messwerte „Zählrate“ gegen „Winkel“ tabelliert und auf der rechten Seite als Diagramm angezeigt.

ein/aus und aktiviert das Messprogramm. Der Taster **HV ON/OFF** ist die wichtigste Taste, da diese die Röhren-Hochspannung ein/ausschaltet, was für die meisten Versuche ausreichend ist. Dies funktioniert aus Sicherheitsgründen nur, wenn alle Türen am Gerät geschlossen sind.

IV.B. Computer-Software

Das Röntgengerät besitzt einen digitalen Ausgang, so dass Messungen auch mit dem Computer gesteuert werden können. Dafür ist auf den bereitgestellten Rechnern das Programm „Röntgengerät“ installiert, das nach dem Einloggen als „Student“ über ein Symbol auf dem Desktop gestartet werden kann. Mit dem Programm können Scans automatisch gestartet, durchgeführt und teilweise auch ausgewertet werden. Sämtliche Parameter des Röntgengerätes lassen sich auch mit der Software einstellen.

In Abb. 17 ist das Interface des Programms dargestellt. Nachdem Sie das Programm gestartet haben, wird automatisch ein neues Dokument angelegt. Für eine Messung müssen Sie zunächst die Parameter festlegen. Klicken Sie dazu in der Menüleiste auf den Button „Einstellungen“, um das Einstellungsfenster zu öffnen. Darin können Sie alle Einstellungen vornehmen. „Schließen“ speichert die Einstellungen. Nun sind Sie bereit, die Messung durchzuführen. Drücken Sie dazu auf den entsprechenden Button (links neben „Einstellungen“). Die Messung wird dann automatisch durch den Computer ausgeführt, wobei

die verbleibende Dauer der Messung angezeigt wird. Die Software legt auf der linken Seite des Bildschirmes automatisch eine Messwerttabelle an und auf der rechten Seite werden die Messwerte sofort in einem Diagramm grafisch dargestellt.

Um das Diagramm zu formatieren, klicken Sie mit einem Rechtsklick auf die Diagrammfläche oder auf die Achsen. Dort erscheint das Formatierungsmenü für die Diagrammfläche bzw. die Achsen.

IV.C. CT-Gerät

Bei dem im Praktikum verwendeten CT-Gerät handelt es sich um eine Erweiterung der verwendeten Röntgengeräte (vgl. Abb. 18). Mit Hilfe des CT-Moduls (vgl. Abb. 19) können die Röntgenbilder auf der Fluoreszenz-scheibe abfotografiert werden.

Der zu untersuchende Gegenstand wird nun mit dem Goniometer in 1°-Schritten um insgesamt 360° um sich selbst gedreht. Dabei wird jeweils ein Röntgenbild gemacht. Die CT-Software am Computer errechnet aus den einzelnen Bildern ein zusammengesetztes 3D-Modell des Gegenstands, das frei bewegt und vermessen werden kann. Sie können auch einzelne Schnittebenen betrachten (z.B. den Schnitt durch den Kopf eines Frosches), Teile des Objektes ausblenden oder die Farbeinstellungen bzw. Transparenzeinstellungen des Objektes verändern, um damit besonders Gefäße, Knochen o.ä. zu betonen und besser sichtbar zu machen.

IV.D. Geiger-Müller-Zählrohr

Das im Praktikum verwendete Geiger-Müller-Zählrohr ist in Abb. 20 schematisch abgebildet.

Ein Detektionsgerät für Strahlung ist ein zylinderförmiger Kondensator (vgl. Versuch SIG). Die äußere Wand M ist mit dem Minus-Pol einer Spannungsquelle verbunden, der Zählrohrdraht D in der Mitte mit dem Plus-Pol. Auf der linken Seite befindet sich ein dünnes, luftdichtes Glimmerfenster F, durch das die Strahlung in das Gerät eindringen kann. Der Zylinderkondensator ist mit Füllgas gefüllt, meist Argon mit etwas Alkoholdampf.



Abb. 18: Komplettes CT-Gerät.



Abb. 19: Innenleben des CT-Moduls.

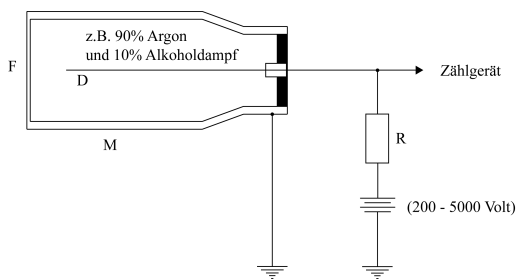


Abb. 20: Schema des Geiger-Müller-Zählrohrs.

Der Gasdruck ist verglichen mit dem äußeren Luftdruck deutlich niedriger gewählt.

Dringt ein Röntgenphoton durch das Glimmerfenster in das Innere des Geräts, so ionisiert es aufgrund seiner Energie Atome des Füllgases. Die entstehenden freien Elektronen werden zum positiv geladenen Zählendraht hin beschleunigt, die positiv geladenen Ionen zur äußeren Wand. Ist die angelegte Spannung ...

- ... niedrig, so werden am Zählendraht nur diese Elektronen registriert. Das Gerät arbeitet als *Ionisationskammer*.
- ... mittelhoch, so werden die Elektronen auf ihrem Weg zum Zählendraht so stark beschleunigt, dass sie durch Stöße mit dem Füllgas weitere Elektronen (Sekundärelektronen) ablösen, die ebenfalls detektiert werden. Da die Anzahl der Sekundärelektronen proportional zur Anzahl der ursprünglichen Elektronen ist, spricht man von einem *Proportionalzähler*.
- ... hoch, so erzeugt jedes Photon so viele Elektronen und Sekundärelektronen, dass das komplette Füllgas ionisiert wird. Dieser Bereich heißt Auslösebereich. Das Gerät arbeitet als *Geiger-Müller-Zählrohr*. Seine Nachweisempfindlichkeit ist sehr hoch. Bis sich die Ionisation zurückgebildet hat, kann kein weiteres Photon detektiert werden. Man

spricht von der Totzeit; sie liegt im Bereich von 10^{-5} bis 10^{-4} s.

- ... zu hoch, so ionisiert das Füllgas bereits ohne Photon. Das Gerät ist als Messgerät unbrauchbar.

IV.E. Messschieber

Eine größere Messgenauigkeit beim Längenmessen und ein bequemes Messen wird mit dem Messschieber (Schieblehre) erreicht. Der Außendurchmesser von Körpern und der Innendurchmesser und die Tiefe von Hohlräumen können damit gemessen werden. Abgelesen wer-

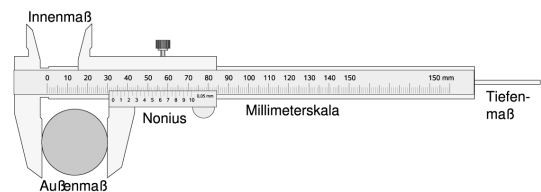


Abb. 21: Messschieber.

den zunächst die ganzen Millimeter links vom Nullstrich der Noniusskala. Der Millimeterbruchteil ergibt sich aus der Nummer des Strichs der Noniusskala, der mit einem Strich der Millimeterskala übereinstimmt. Das Ergebnis der in Abb. 21 dargestellten Messung ist 32,7 mm. Zur Verdeutlichung ist der Bereich der Noniusskala auf dem Messschieber in Abb. 22 vergrößert dargestellt. Heute

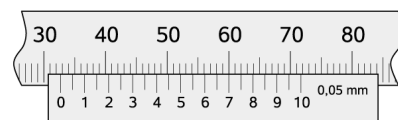


Abb. 22: Ablesung mit der Noniusskala.

gibt es eine Vielzahl von Noniusarten. Ursprünglich bestand der Nonius aber aus 10 Teilen mit einer Gesamtlänge von 9 mm. Jeder seiner Skalenstriche bleibt also gegenüber der Millimeterskala um 0,1 mm zurück, bis der vorhandene Millimeterbruchteil aufgebraucht ist. Dann liegen zwei Striche beider Skalen an der selben Stelle. Dort wird die Zahl der Zehntel-Millimeter abgelesen. Im Bild ist sie 7, das Endergebnis der Ablesung ist also 32,7 mm. Durch eine größere Gesamtlänge der Noniusskala (39 mm in Abb. 22) wird eine deutlichere Ablesung und eine bessere Auflösung erzielt.

V. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

V.A. Abbildung durch Röntgenstrahlung

1. Kurzbeschreibung

Sie fertigen Röntgenbilder von beliebigen Gegenständen mit verschiedenen Betriebsparametern an.

2. Messwerte und Durchführung

- **ACHTUNG!** Beim Einschalten des Geräts dreht sich der Goniometerarm auf die 0-Position. Sorgen Sie **vor dem Einschalten unbedingt** dafür, dass die Experimentierkammer leer ist und der Goniometerarm beim Verdrehen nicht gegen die Wand stoßen kann!!
- Schalten Sie das Röntgengerät mit dem Netzschalter auf der Rückseite des Geräts ein und machen Sie sich zunächst mit der Bedienung des Röntgengeräts vertraut.
- Schalten Sie auf den Sensor-Mode und drehen Sie dann das Goniometer auf ca. $+90^\circ$, so dass es aus dem direkten Strahlengang entfernt ist.
- Entfernen Sie anschließend den Kollimator und nehmen Sie die Schutzplatte des Fluoreszenzschirms ab (außen am Gerät).
- Platzieren Sie einen mitgebrachten Gegenstand ihrer Wahl im Experimentierraum des Röntgengeräts möglichst nahe an dem Fluoreszenzschirm.
- Wählen Sie eine Beschleunigungsspannung von $U_B = 35 \text{ kV}$ und eine Stromstärke von $I_E = 1,0 \text{ mA}$ und schalten Sie die Hochspannung des Röntgengeräts ein. Verwenden Sie zur besseren Lichtabschirmung die vorhandenen Abdeckungen (lichtdichte Decke, Verdunkelung). Was können Sie sehen?
- Untersuchen Sie ein bis zwei Gegenstände bei je drei verschiedenen Spannungen und Stromstärken.
- Betrachten Sie das Röntgenbild, das bei $U_B = 35 \text{ kV}$ und $I_E = 1,0 \text{ mA}$ entsteht, wenn Sie keinen Gegenstand im Strahlengang haben, einmal mit und einmal ohne Kollimator. Was können Sie sehen? Skizzieren Sie Ihre Beobachtungen.

V.B. Implantatmodell

1. Kurzbeschreibung

Sie entdecken ein verstecktes Implantat in einem Modell und ermitteln dessen Größe.

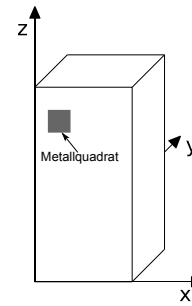


Abb. 23: Definition des Koordinatensystems in Bezug auf das Implantatmodell.

2. Messwerte und Durchführung

- Holen Sie sich ein Implantatmodell, das von außen wie ein Holzquader aussieht (vgl. Abb. 23) und auf dem ein kleines Metallquadrat (Das ist **nicht** das Implantat!) angebracht ist, und die dazu gehörige Plattform. Messen Sie die Kantenlänge G des Metallquadrats auf dem Modell mit einer Schieblehre. Führen Sie auch alle weiteren Längenmessungen mit der Schieblehre durch – diese ist genauer als ein Lineal.
- Stellen Sie das Goniometer erneut auf $\beta = 90^\circ$ und entfernen Sie den Kollimator.
- Stellen Sie anschließend die Plattform so in den Experimentierraum, dass diese mit der kurzen, beschrifteten Seite zum Fluoreszenzschirm zeigt und sich möglichst nah an diesem befindet.
- Stellen Sie das Implantatmodell dann in die dafür vorgesehene Vertiefung in der Plattform mit dem kleinen Quadrat in Richtung Fluoreszenzschirm.
- Schalten Sie dann die Röntgenröhre mit $U_B = 35 \text{ kV}$ und $I_E = 1,0 \text{ mA}$ ein. Was sehen Sie auf dem Fluoreszenzschirm? Skizzieren Sie Ihre Beobachtung.
- Messen Sie die Kantenlänge B_1 des Bildes des Metallquadrats auf dem Schirm.
- Wiederholen Sie die Aufnahme mit dem um 180° um die z -Achse (vgl. Abb. 23) gedrehten Implantatmodell (nur das Implantatmodell drehen und dann wieder in die Vertiefung der Plattform stecken!). Messen Sie die Kantenlänge B_2 des Bildes des Metallquadrats auf dem Schirm.
- Die mittlere Vergrößerung des Bildes lässt sich dann aus Gl. (17) berechnen. Dies ist wichtig, da das Implantat ungefähr in der Mitte des Holzquaders liegt.
- Messen Sie nun die Länge x der Projektion des Implantats auf den Fluoreszenzschirm in x -Richtung sowie die Länge z in z -Richtung. Wiederholen Sie die Aufnahme mit dem um 90° um die z -Achse

gedrehten Modell und vermessen Sie nun die Länge y der Projektion des Implantats in y -Richtung (durch die Drehung verläuft die y -Achse nun horizontal wie bei der Messung zuvor die x -Achse).

- Schätzen Sie die Unsicherheit bei der Messung der drei Implantatprojektionen ab. Was ist der hauptsächlichste Grund für die Unsicherheit (Unsicherheit am Messschieber oder Ablesungenauigkeit am Schirm)?
- Räumen Sie nun **nur** das Implantatmodell auf.

Folgende Messwerte sollten Sie notiert haben:

- Kantenlänge G des Metallquadrats, die Kantenlängen B_1 und B_2 der Bilder des Metallquadrats auf dem Schirm
- die Längen x , z und y der Projektionen des Implantats auf den Fluoreszenzschirm in x -, z - und y -Richtung.

V.C. Kontrastmittelmodell

1. Kurzbeschreibung

Sie untersuchen die Wirkung von Kontrastmitteln qualitativ an einem Gefäßmodell.

2. Messwerte und Durchführung

- Das Gefäßmodell vom Zubehörkasten besteht aus den Rohren 1 und 2, die jeweils mit Flüssigkeiten gefüllt sind. Bei der einen Flüssigkeit handelt es sich um Wasser, bei der anderen um eine 50%ige Kaliumiodid-Lösung, die ein röntgenpositives Kontrastmittel ist. Montieren Sie das Modell auf die Plattform, die noch vom letzten Versuch im Experimentierraum sein sollte.
- Stellen Sie die Parameter der Röntgenröhre auf $U_B = 35 \text{ kV}$; $I_E = 1,0 \text{ mA}$ ein.
- Was beobachten Sie? Skizzieren Sie Ihre Beobachtungen.
- Schalten Sie die Röntgenröhre aus und räumen Sie sämtliche Gerätschaften dieses Versuches auf. **Befestigen Sie bitte auch die Schutzplatte am Fluoreszenzschirm.**

V.D. Absorption von Röntgenstrahlung

1. Kurzbeschreibung

Sie erfassen quantitativ die Abschwächung von Röntgenstrahlung durch Material und überprüfen das exponentielle Abschwächungsgesetz. Sie identifizieren ver-



Abb. 24: Targethalter mit Absorbersatz I



Abb. 25: Versuchsaufbau und Zubehör zum Teilversuch V.V.D.

schiedene Elemente anhand des Schwächungskoeffizienten.

2. Messwerte und Durchführung

- Der Versuch besteht aus mehreren Messungen, die automatisch ablaufen. Während der Computer misst, können Sie bereits mit der Auswertung des Teilversuchs „Abbildung durch Röntgenstrahlung“ beginnen oder anderes erledigen. Behalten Sie trotzdem den Versuchsablauf im Auge.

- Bauen Sie den Kollimator ein.
- Bauen Sie den Targethalter so auf dem Goniometer ein, dass der Targethalterschlitze nach unten zeigt und der Targethalter ins Gewinde eingerastet ist. Stecken Sie anschließend den Absorbersatz I (gleichfarbige Metallstreifen), der aus Aluminium in verschiedenen Dicken besteht, in den kreisförmigen Schlitz des Targethalters. **Achtung:** Der Absorbersatz I hat einen ausgesparten Schlitz, der oben sein muss (siehe Abbildung 24). Befestigen Sie den Targethalter mit dem silbernen Schraubverschluss (siehe Abbildung 25).
- Verschieben Sie anschließend das ganze Goniometer entlang der Montageschiene so, dass es sich mittig im Experimentierraum befindet und drücken Sie die Zero-Taste.
- Für die Messung stellen Sie die Parameter am Computer in der Röntgensoftware ein: Target-Modus, $U_B = 21 \text{ kV}$, $I_E = 0,05 \text{ mA}$, $\beta_{\min} = 0^\circ$, $\beta_{\max} = 60^\circ$, $\Delta\beta = 10^\circ$, $\Delta t = 30 \text{ s}$.
- Starten Sie dann die automatische Messung mit dem Computer.
- Mit ihrer Messung messen Sie nun sowohl die Ausgangszählrate R_0 ohne Metall (bei $\beta = 0^\circ$) als auch die Zählrate bei verschiedenen Metallstärken. Die Dicken betragen $d_1 = 0,5 \text{ mm}$, $d_2 = 1,0 \text{ mm}$, $d_3 = 1,5 \text{ mm}$, $d_4 = 2,0 \text{ mm}$, $d_5 = 2,5 \text{ mm}$, $d_6 = 3,0 \text{ mm}$.
- Tauschen Sie nun den Absorbersatz I gegen den Absorbersatz II, der aus sechs ($i = 1, 2, \dots, 6$) verschieden farbigen Materialstreifen gleicher Dicke ($d = 0,5 \text{ mm}$) besteht, aus. Wie oben gibt es zusätzlich eine 0-te Position ohne Streifen. Da die letzten vier Materialien besonders stark absorbieren, muss Absorbersatz II in 2 getrennten Teilmessungen untersucht werden:
- Führen Sie mit dem Computer eine Messung für die Positionen 0 bis 2 (leeres Feld und die ersten beiden Streifen) durch:
Target-Modus, $U_B = 30 \text{ kV}$, $I_E = 0,02 \text{ mA}$, $\beta_{\min} = 0^\circ$, $\beta_{\max} = 20^\circ$, $\Delta\beta = 10^\circ$, $\Delta t = 30 \text{ s}$.
- Führen Sie mit dem Computer eine zweite Messung für die restlichen vier Streifen durch:
Target-Modus, $U_B = 30 \text{ kV}$, $I_E = 1,00 \text{ mA}$, $\beta_{\min} = 30^\circ$, $\beta_{\max} = 60^\circ$, $\Delta\beta = 10^\circ$, $\Delta t = 100 \text{ s}$.

Folgende Messwerte sollten Sie notiert bzw. ausgedruckt haben:

- Die Zählraten der verschiedenen Plättchendicken bei Einsatz von Absorbersatz I als Tabelle und ggf. als Graphik
- Die Zählraten der verschiedenen Plättchenmaterialien bei Einsatz von Absorbersatz II als Tabelle und ggf. als Graphik

V.E. Computertomographie

1. Kurzbeschreibung

Sie betrachten gemeinsam mit Ihrer Betreuerin oder Ihrem Betreuer die Funktionsweise eines CT-Geräts und erfahren die Vorteile und Möglichkeiten eines CT-Geräts gegenüber einem Röntgengerät.

2. Messwerte und Durchführung

- Laden Sie sich an Ihrem Computer die am CT-Gerät entstandenen Dateien herunter. Diese finden Sie als Unterordner (den Namen erfahren Sie von Ihrer Betreuerin oder Ihrem Betreuer) in der Freigabe „CT-Objekt“ (Z:). Kopieren Sie das Verzeichnis mit den erstellten Dateien auf den Desktop Ihres Computers und öffnen Sie diese anschließend. Sie sehen nun das CT-Bild, das am Demo-Gerät erzeugt wurde.
- Vermessen Sie die Länge des Frosches und die Länge der Schenkel des Frosches.
- Vermessen Sie den Durchmesser seines Gehirns in drei Projektionsebenen, die ungefähr senkrecht zueinander stehen.

Folgende Messwerte sollten Sie notiert haben:

- Die Länge des Frosches und die Länge der Schenkel des Frosches
- Den Durchmesser des Froschgehirns in drei Projektionsebenen

VI. AUSWERTUNG

VI.A. Abbildung durch Röntgenstrahlung

- Erklären Sie, welche Bereiche Ihres Röntgenbildes dunkler waren und welche heller.
- Erklären Sie anhand Ihrer Skizzen, wozu der Kollimator dient.

VI.B. Implantatmodell

- Wie unterscheiden sich G , B_1 und B_2 ? Warum ist dies so?
- Warum ist es wichtig, das Implantat von zwei zueinander senkrechten Seiten zu durchleuchten?
- Bei diesem Teilversuch ist keine Fehlerrechnung nötig.
- Berechnen Sie die mittlere Vergrößerung \bar{V} des Bildes nach Gl. (17)

- Berechnen Sie die Bildgröße des Implantats nach Gl. (18)
- Berechnen Sie die tatsächliche Länge des Implantats nach Gl. (29)

$$d_G = \frac{d_B}{V} = \frac{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}{V}. \quad (29)$$

- Wie verändert sich die Vergrößerung, wenn das Modell näher an die Röntgenröhre gebracht wird?

VI.C. Kontrastmittelmodell

- Befindet sich das Kaliumiodid in Röhre 1 oder 2? Begründen Sie Ihre Antwort.

VI.D. Absorption von Röntgenstrahlung

Bestimmen Sie mit Hilfe Ihrer Messwerte den Schwächungskoeffizienten, die mittlere Eindringtiefe und die Halbwertsdicke des Metalls. Dafür benötigen Sie das exponentielle Schwächungsgesetz für die Zählrate R statt für die Photonenzahl N :

$$R = R_0 \cdot e^{-\mu d}, \quad (30)$$

das man wie folgt umformt:

$$\frac{R}{R_0} = e^{-\mu d}. \quad (31)$$

Logarithmiert man diese Gleichung, erhält man

$$\ln\left(\frac{R}{R_0}\right) = -\mu \cdot d. \quad (32)$$

Dies ist eine Geradengleichung mit negativer Steigung $-\mu$: Die Strahlung wird bei steigender Absorberdicke d schwächer.

- Tragen Sie die sieben Messwerte für Aluminium in einem Diagramm „ $\ln(R_i/R_0)$ gegen die Dicke d_i “, $i = 0, 1, 2, \dots, 6$ auf Millimeterpapier ein.
- Ermitteln Sie aus einem möglichst groß gewählten Steigungsdreieck die Steigung ohne Unsicherheit.
- Berechnen Sie damit schließlich die Halbwertsdicke $d_{\frac{1}{2}}$ und die mittlere Eindringtiefe δ von Aluminium jeweils ohne Unsicherheit.
- Wieso ist dies ein Nachweis für das exponentielle Schwächungsgesetz?
- Nun betrachten Sie die zweite Messung mit den verschiedenen Metallen. Berechnen Sie die Schwächungskoeffizienten der Materialien ohne Unsicherheit mit Hilfe der Ausgangszählrate R_0 und der Dicke der Metallstreifen gemäß Gl. 33:

$$\mu = -\frac{\ln\left(\frac{R}{R_0}\right)}{d}. \quad (33)$$

Beachten Sie bei der Berechnung der Schwächungskoeffizienten, dass R_0 nur in der ersten Messreihe (bei $\beta = 0$ mit Emissionsstrom $I_E = 0,02$ A gemessen worden ist. Die Änderung des Emissionsstroms um den Faktor 50 auf $I_E = 1,00$ mA in der zweiten Messreihe (für die letzten vier Materialien) erfordert also eine entsprechende Hochskalierung von R_0 um den gleichen Faktor!

- Vergleichen Sie Ihre Ergebnisse mit den Angaben aus Tabelle I und identifizieren Sie die unterschiedlichen Materialien.

VI.E. Computertomographie

- Berechnen Sie das Volumen des Gehirns des Frosches ohne Unsicherheit.