



Versuchsanleitung Grundpraktikum Dosimetrie

Aufgabenstellung

1. Durchführung von Strahlenschutzkontrollmessungen
2. Bestimmung einer Referenzdosis mithilfe einer Ionisationskammer sowie Untersuchung der Richtungsabhängigkeit der Ionisationskammer
3. Kalibrierung und Auswertung von bestrahlten OSL-Dosimetern über die Referenzdosis
4. Bestimmung der Quellposition relativ zur Abstandsskala mithilfe bereits kalibrierter OSL-Dosimeter

Grundlagen

1. Aufgabe der Dosimetrie

Ionisierende Strahlung wechselwirkt mit Materie, wobei sich dadurch einerseits das Strahlungsfeld verändert und andererseits infolge der Wechselwirkung Energie auf die Materie übertragen wird. Art und Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkung und damit der konkrete Energieübertrag hängen extrem von der Strahlungsart und –energie ab. Während für einfache Anordnungen noch auf analytischem Wege oder mit Hilfe von Monte-Carlo-Strahlungstransportsimulationen gute Vorhersagen für das Verhalten von Strahlungsfeldern getroffen werden können, müssen diese unter komplexen realen Bedingungen auch messtechnisch analysiert werden. Dabei steht in den meisten Fällen nicht das Strahlungsfeld im Ganzen im Focus des Interesses, sondern nur die Wirkung der Strahlung an bestimmten Orten. Das Maß für die Strahlungswirkung ist die Dosis, unterschieden nach der rein physikalischen Energiedosis und den die biologische Wirkung einbeziehenden Größen Äquivalentdosis, Organ- und Personendosis sowie Effektive Dosis. Aufgabe der Dosimetrie ist es, diese Größen entsprechend der Messaufgabe ausreichend genau zu bestimmen und dabei das Strahlungsfeld selbst möglichst wenig zu beeinflussen.

2. Strahlungsfeldgrößen

Zur Beschreibung von Strahlungsfeldern dienen folgende Größen:

Teilchenflussdichte

Die Flussdichte φ ist definiert durch die Beziehung

$$\varphi = \frac{d^2N}{dA_{\perp} \cdot dt} \quad [\varphi] = 1/m^2s \quad (1)$$

Dabei gibt d^2N die Zahl der Teilchen aller Einfallrichtungen an, die im Zeitintervall dt senkrecht die Großkreisfläche dA_{\perp} einer Elementarkugel passieren, welche den Ort \vec{r} umschließt (vgl. Abb.1).

Teilchenfluenz

Die Fluenz Φ ist definiert durch die Beziehung:

$$\Phi = \frac{dN}{dA_{\perp}} = \int_{t_1}^{t_2} \varphi \cdot dt \quad [\Phi] = 1/m^2 \quad (2)$$

Energieflussdichte und Energiefluenz

Die Energieflussdichte ψ und die Energiefluenz Ψ sind definiert durch die Beziehungen

$$\psi = \frac{d^2W}{dA_{\perp} \cdot dt} \quad [\psi] = J/m^2s \quad (3)$$

$$\Psi = \frac{dW}{dA_{\perp}} \quad [\Psi] = J/m^2 \quad (4)$$

Dabei bedeutet d^2W die Summe aller Energien (ohne Ruheenergien) die im Zeitintervall dt durch die Fläche dA_{\perp} hindurch transportiert wurden.

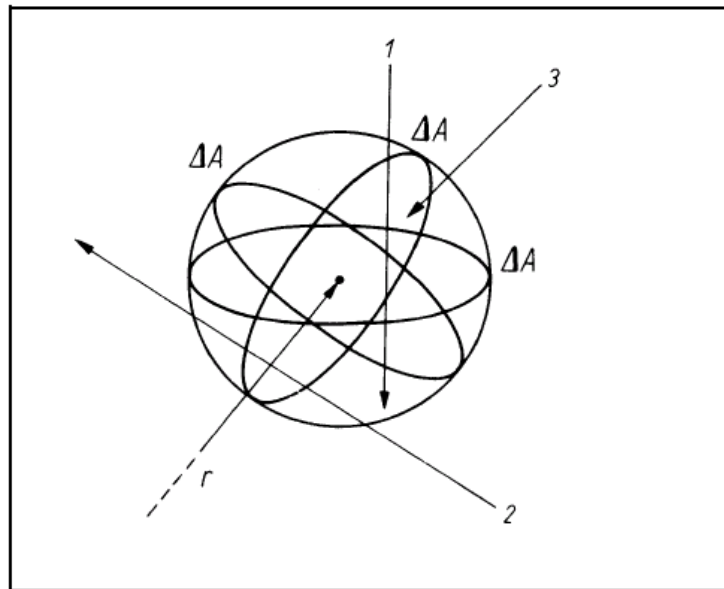


Abb. 1: Definition der Teilchenflussdichte [1]

Die Teilchen 1 und 2 tragen zur Flussdichte bei, da sie je eine Großkreisfläche dA_{\perp} der Kugel um den Punkt \vec{r} senkrecht passiert haben. Für Teilchen 3 dagegen fliegt nicht durch die um den Aufpunkt definierte Kugel. Teilchen 3 trägt demnach nicht zur Teilchenflussdichte bei.

3. Dosisgrößen

Als physikalisches Maß der Energieübertragung der Strahlung auf Materie dient die Energiedosis D .

$$D = \frac{dE}{dm} \quad [D] = J/kg = Gy(Gray) \quad (5)$$

Die Energiedosis D , kurz Dosis, gibt die absorbierte Energie dE pro Massenelement dm an einem bestimmten Ort des Strahlungsfeldes an. Der Differentialquotient der Dosis nach der Zeit wird als Dosisleistung \dot{D} bezeichnet.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [\dot{D}] = J/kg \cdot s = Gy/s \quad (6)$$

Die biologische Wirkung, also das Schädigungspotential der Strahlung, hängt jedoch nicht allein von der Dosis ab. Jedes Gewebe reagiert unterschiedlich auf verschiedene Arten von Strahlung. Zur Beurteilung der Schädigung wird deshalb die **Äquivalentdosis** H_T für ein Organ T (Organdosis) eingeführt. Durch die Wichtungsfaktoren w_R kann die unterschiedliche Wirkung verschiedener Strahlungsarten R berücksichtigt werden.

$$H_T = w_R \cdot D_T \quad [H_T] = \text{J/kg} = \text{Sv(Sievert)} \quad (7)$$

Weiterhin reagieren verschiedene Gewebe unterschiedlich auf eine entsprechende Äquivalentdosis. Die Haut ist viel unempfindlicher gegenüber Strahlung als beispielsweise die Keimdrüsen. Aus diesem Grunde wurde eine weitere Dosisgröße, die **Effektive Dosis** H_E eingeführt:

$$H_E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad [H_E] = \text{J/kg} = \text{Sv(Sievert)} \quad (8)$$

Die Äquivalentdosen H_T der unterschiedlichen Organe T werden mit Wichtungsfaktoren w_T multipliziert und anschließend aufsummiert. Die Effektive Dosis H_E ist nicht direkt messbar, kann also nur aus verfügbaren Daten des Strahlungsfeldes und messbaren operativen Größen berechnet bzw. abgeschätzt werden. Sie quantifiziert jedoch gut das Risiko einer Exposition.

Tabelle 1: Strahlungswichtungsfaktoren w_R nach StrlSchV [2]

Art der Strahlung	Energiebereich	Strahlungswichtungsfaktor w_R
Photonen	alle Energien	1
Elektronen und Myonen	alle Energien	1
Neutronen	< 10 keV	5
Neutronen	10 keV - 100 keV	10
Neutronen	> 100 keV - 2 MeV	20
Neutronen	> 2 MeV - 20 MeV	10
Neutronen	> 20 MeV	5
Protonen, außer Rückstoßprotonen	> 2 MeV	5
Alphateilchen, Spaltfragmente, schwere Kerne	alle Energien	20

Tabelle 2: Gewebe-Wichtungsfaktoren w_T [2]

(Die geklammerten Werte beziehen sich auf [3], die noch nicht Teil von [2] sind.)

Organe und Gewebe	Gewebe-Wichtungsfaktor w_T
Keimdrüsen	0,20 (0,08)
Knochenmark (rot)	0,12
Dickdarm	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05 (0,04)
Brust	0,05 (0,12)
Leber	0,05 (0,04)
Speiseröhre	0,05 (0,04)
Schilddrüse	0,05 (0,04)
Haut	0,01
Knochenoberfläche	0,01
Speicheldrüsen	(0,01)
übrige Organe und Gewebe	0,05 (0,12)

Anhand der Effektiven Dosis wurden durch den Gesetzgeber folgende Grenzwerte für den Umgang mit ionisierender Strahlung festgelegt:

Tabelle 3: Jahresgrenzwerte für die Effektive Dosis [2]

Personenkreis	Beispiel	Jahresgrenzwert H_E / mSv
Bevölkerung	Jeder Bürger	1
Strahlenexponierte Personen Kat. A	Personal in kerntechnischen Anlagen, medizinisches Personal in Bestrahlungseinrichtungen	20
Strahlenexponierte Personen Kat. B	Auszubildende in kerntechnischen Anlagen oder der Medizin	6

Reale Strahlenexpositionen liegen in den allermeisten Fällen weit unterhalb der Grenzwerte. So verursachen alle industriellen und wissenschaftlichen Anwendungen inklusive der Folgen der verschiedenen Reaktorunfälle und der Kernwaffentests zusammen genommen weniger als 10% des Grenzwertes für die Bevölkerung. Auch unter den derzeit rd. 350.000 beruflichen Strahlenexponierten haben jährlich weniger als 5% eine Dosis höher als 1 mSv und es gab im Mittel der letzten 10 Jahre nur etwa 10 Grenzwertüberschreitungen pro Jahr. Für Patienten in der Medizin gibt es keine konkreten Grenzwerte, hier muss im Einzelfall die medizinische Notwendigkeit einer Untersuchung oder Behandlung abgewogen werden. Dabei können bestimmte Verfahren durchaus Expositionen in der Größenordnung des Jahresgrenzwertes für Personen der Kategorie A zur Folge haben. Langfristig wird das Risiko stochastischer Strahlenschäden dahingehend abgeschätzt, dass eine Lebenszeitdosis von 1 Sv die Krebswahrscheinlichkeit um 5 % erhöht. Aktuell wird eine Lebenszeitdosis bis 400 mSv als akzeptabel angesehen, weil das berufsbedingte Krankheitsrisiko dann vergleichbar mit dem anderer Berufsgruppen ist. Akute Expositionen, also hohe Dosen in kurzer Zeit, führen ab etwa 1 Gy zur Strahlenkrankheit. Schon bei 3...5 Gy besteht nur noch eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 50%, noch höhere Dosen führen in kurzer Zeit zum Tod. Aufgabe des Strahlenschutzes ist es, solche deterministischen Strahlenwirkungen unbedingt zu verhindern und die Wahrscheinlichkeit stochastischer Effekte zu begrenzen. Auch unterhalb der Grenzwerte soll die Exposition so gering, wie mit vernünftigen Mitteln erreichbar, gehalten werden (ALARA-Prinzip).

Strahlenschäden

Stochastisch	Deterministisch
Zufallsbedingte Schäden (z.B. Mutationen). Wahrscheinlichkeit des Auftretens hängt von Dosis ab. Kein Schwellwert.	Schwere des Schadens (z.B. Zelltod) nimmt mit der Dosis zu. Es existiert ein Schwellwert, ab welchem Schäden erst auftreten.
Ziel: Begrenzen	Ziel: Verhindern

4. Sondenmethode

Das grundlegendste Messprinzip zur Bestimmung der Dosis (Dosimetrie) ist die Sondenmethode. In das Medium, in dem die Dosis D_{Medium} bzw. die Dosisleistung bestimmt werden soll, wird eine Sonde eingebracht. Es wird zwischen aktiven und passiven Sonden bzw. Detektoren unterschieden. Bei aktiven Detektoren (Halbleiterdetektoren, Ionisationskammern ...) erfolgt die Auswertung gleichzeitig mit der Bestrahlung. Dies erfordert eine Übermittlung der Daten aus dem Medium, welche über

Lichtleiter, Kabel etc. erfolgen kann. Damit ergibt sich sofort auch der Nachteil dieser Methode. Durch zusätzliche Sondenteile wird das Strahlungsfeld gestört. Dagegen beeinflussen passive Sonden das Strahlungsfeld weniger. Passive Sonden werden auch integrierende Dosimeter genannt, da sich durch Strahlung induzierte Effekte während der Messzeit saldieren. So können passive Sonden erst nach der Exposition ausgewertet werden. Als passive Sonden werden z.B. der Röntgenfilm, Festkörperspurdetektoren, Aktivierungsdetektoren, Lumineszenzdetektoren und chemische Detektoren verwendet.

Über die Wechselwirkung der ionisierenden Strahlung mit dem Sondenmaterial wird ein Messeffekt M erzeugt. Aus diesem kann die im Sondenmaterial applizierte Dosis D_{Sonde} bestimmt werden, die unter bestimmten Bedingungen in die Dosis im Medium D_{Medium} umgerechnet werden kann.

$$M \rightarrow D_{\text{Sonde}} \rightarrow D_{\text{Medium}}$$

Um zu gewährleisten, dass die bestimmte Dosis D_{Sonde} der Dosis im Medium D_{Medium} bei Abwesenheit der Sonde entspricht, darf das Strahlungsfeld durch die Sonde selbst nicht verändert werden. Dies ist der Fall, wenn das Sondenmaterial exakt die gleichen Eigenschaften wie das Medium besitzt. Es ist jedoch selten möglich, eine Sonde zu finden, die dieser Bedingung genügt. Messsonden arbeiten daher nach dem Prinzip des Sekundärteilchengleichgewichts (STG) oder der dem Bragg-Gray-Prinzip [4].

Sekundärteilchengleichgewicht

Allgemein bedeutet Sekundärteilchengleichgewicht, dass die Summe der kinetischen Energien der in das Sondenvolumen eintretenden Sekundärteilchen gleich der Summe der kinetischen Energien der das Sondenvolumen verlassenden Sekundärteilchen ist. Die Bedingungen des STG sind dann erfüllt, wenn

- die Energiefluenz der Primärstrahlung und deren Energieverteilung in einem Gebiet konstant sind, dessen Begrenzungsfläche von der Sonde weiter entfernt ist als die maximale Reichweite der Elektronen.
- Massenenergieabsorptionskoeffizienten der Primärstrahlung und Massenbremsvermögen der geladenen Sekundärteilchen im o.g. Gebiet konstant sind.

Die Primärstrahlung darf also im Gebiet der Sonde nicht geschwächt werden und Primär- und Sekundärstrahlung dürfen nur so wenig Energie an den Stoff abgeben, dass sich dies nicht auf Massenenergieabsorptionskoeffizienten und Massenbremsvermögen auswirkt. Diese Bedingungen lassen sich allerdings nur näherungsweise erfüllen. Dafür muss die Reichweite der Primärstrahlung ca. eine Größenordnung größer sein als die der Sekundärstrahlung.

Das STG wird durch geschickte Wahl des Sondenmaterials sowie einer zur Sonde passenden und ausreichend dicken Umhüllung erreicht. Bei Vorliegen des STG wird die Dosis ausschließlich durch Photonen bestimmt, d.h. Sonden unter STG können nur für die Dosimetrie von Photonenfeldern genutzt werden. Die Dosis im Medium D_{Medium} ergibt sich über das Verhältnis der Massenenergieabsorptionskoeffizienten für Photonenstrahlung (μ_E/ρ) aus der gemessenen Dosis in der Sonde D_{Sonde} :

$$D_{\text{Medium}} = \frac{\left(\frac{\mu_E}{\rho}\right)_{\text{Medium}}}{\left(\frac{\mu_E}{\rho}\right)_{\text{Sonde}}} \cdot D_{\text{Sonde}} \qquad D = \frac{\mu_E}{\rho} \cdot \Psi \qquad (9)$$

Die Dosis lässt sich über die Massenenergieabsorptionskoeffizienten aus der Energiefluenz Ψ berechnen und steht damit im direkten Zusammenhang mit der Fluenz Φ .

Bragg-Gray Bedingung

Die Bragg-Gray Bedingung besagt, dass durch einen kleinen Hohlraum in einem Medium keine wesentliche Änderung der Sekundärteilchen-Flussdichte sowie ihrer Energie- und Richtungsverteilung hervorgerufen wird. Die Sonden müssen also so beschaffen sein, dass ihre Abmessungen klein gegenüber der Reichweite der dosisbestimmenden Sekundärteilchen aus der Sondenumgebung sind. Das ist für kleine Sonden bei hohen Strahlungsenergien der Fall. Die Dosis D_{Medium} ergibt sich dann über das Verhältnis der Massenbremsvermögen (S/ρ) aus der in der Sonde gemessenen Dosis D_{Sonde} .

$$D_{\text{Medium}} = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Medium}}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Sonde}}} \cdot D_{\text{Sonde}} \qquad D = \frac{S}{\rho} \cdot \psi \qquad (10)$$

Die Dosis steht wiederum über das Massenbremsvermögen im direkten Zusammenhang mit der Energiefluenz bzw. der Fluenz. Der Nachteil bei Bragg-Gray Sonden liegt in ihrer geringen Größe. Aufgrund der kleinen Abmessungen und des damit geringen Detektorvolumens ist der Messeffekt in der Sonde sehr klein, er kann nur mit sehr hohem technischem Messaufwand bzw. nur bei hohen Dosisleistungen sicher detektiert werden.

Prinzipiell ist es nicht möglich, das STG oder die Bragg-Gray Bedingung exakt zu erreichen. Aus diesem Grund ist die gemessene Dosis mit systematischen Abweichungen behaftet, wenn Kalibrierungen und Messungen nicht unter exakt den gleichen Bedingungen durchgeführt wurden.

5. Ionisationskammer

Ionisationskammern zählen neben Proportionalzählrohren und Geiger-Müller-Zählrohren zur Klasse der gasgefüllten Detektoren. Luftgefüllte Ionisationskammern sind die wichtigsten und am weitesten verbreiteten Detektoren für Strahlungsmessung und klinische Dosimetrie. Luft kombiniert dabei zum einen den Vorteil, dass sie kostenlos zur Verfügung steht und zum anderen die weitgehende Äquivalenz zu menschlichem Weichteilgewebe sowie zu Wasser. Aber auch andere Füllgase wie Argon oder Xenon, sowie unterschiedliche Gasdrücke, das nahezu beliebig wählbare Kammervolumen sowie die Kammerform bieten viele verschiedene Anwendungsmöglichkeiten über viele Größenordnungen der Dosisleistung hinweg.

Die einfachste Form einer Ionisationskammer (IK) ist in Abb. 2/rechts dargestellt. Es handelt sich um einen geladenen Plattenkondensator, wobei die zwei parallelen Metallplatten an eine Gleichspannungsquelle angeschlossen sind. Tritt ionisierende Strahlung in das gasgefüllte Volumen zwischen den Platten ein, entstehen durch Wechselwirkung mit den Gasteilchen Elektron-Ionen-Paare. Die geladenen Teilchen wandern aufgrund der angelegten Spannung zur jeweils entgegengesetzt geladenen Elektrode. Ziel ist dabei, möglichst verlustfrei die erzeugten primären Ladungsträger zu sammeln und als Strom nachzuweisen. In realen Anordnungen kann jedoch die Zahl der primären Ladungsträger trotz konstanter Strahlungsintensität, insbesondere durch Änderung der angelegten Spannung, variieren. Bei niedrigen Spannungen, folglich kleinen Geschwindigkeiten der Ladungsträger, erhöht sich die Rekombinationswahrscheinlichkeit jener. Die mit diesen Ladungsträgern verbundene Dosisinformation geht damit verloren. In der Strom-Spannungs-Charakteristik (Abb. 2/links) arbeitet die Kammer im Rekombinationsbereich. (Der Vollständigkeit halber sei hier erwähnt, dass die Rekombinationsrate natürlich auch von Art und Druck des Füllgases abhängt, Näheres siehe [5].)

Ab einer bestimmten Spannung ist die Rekombinationsrate allerdings so gering, dass nahezu alle primären Ladungen gesammelt werden. Der Strom nimmt nicht mehr mit der Spannung zu, sondern erreicht einen Sättigungswert, der bis auf geringfügige Verluste der Zahl der erzeugten Ladungsträger

entspricht. Die verbleibenden Verluste werden meist anhand empirischer Korrekturfaktoren rechnerisch berücksichtigt. Wie in Abb. 2/links schematisch angedeutet, ist dieser Wert von Dosisleistung, Strahlungsart, Kammervolumen und Masse und Art des Füllgases abhängig. Eine Ionisationskammer sollte also im sog. Sättigungsbereich betrieben werden. Erhöht man die Spannung zu sehr, kann dies zu so hohen kinetischen Energien der primären Ladungsträger führen, dass diese wiederum geladene Sekundärteilchen erzeugen. Es steigt damit der Kammerstrom trotz konstanter Dosisleistung, was natürlich für eine „wahrheitsgemäße“ Dosismessung verhindert werden sollte.

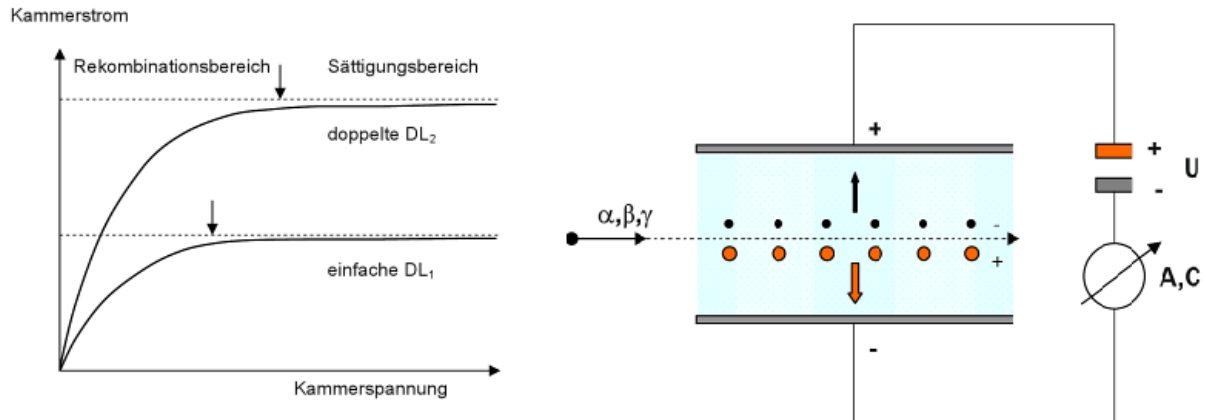


Abb. 2: Links: Strom-Spannungs-Charakteristik einer IK für zwei verschiedene Dosisleistungen.
Rechts: Prinzipieller Aufbau einer IK [5]

In Abb. 3 sind die von der jeweiligen Messaufgabe abhängigen verschiedenen Bauformen von Ionisationskammern dargestellt. Die wichtigste ist dabei die bereits erwähnte Parallelplattenkammer, die in nationalen Laboratorien als Standardkammer für Absolutdosimetrie verwendet wird. Die vorgegebene Richtungsabhängigkeit eignet sich natürlich nicht für alle Messaufgaben. So werden z.B. Zylinder- und Fingerhutkammern als Gebrauchsdosimeter in der Strahlentherapie eingesetzt.

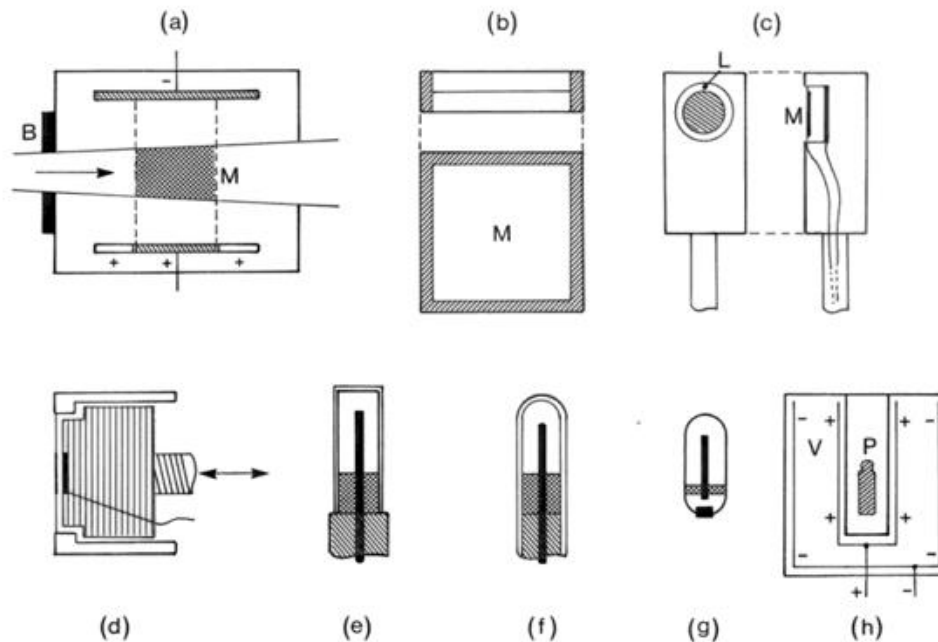


Abb. 3: Bauformen von Ionisationskammern. (a): Parallelplattenkammer für die Standarddosimetrie (M: Messvolumen, B: Strahlblenden, schraffiert: Kondensatorplatten). (b): Durchstrahlkammer. (c): Flachkammer. (d): Extrapolationskammer. (e): Zylinderkammer. (f): Fingerhutkammer. (g): Kondensatorkammer. (h): Schachtionisationskammer. Weitere Erläuterungen siehe [5].

Dosisberechnung

Der mittlere Energieaufwand pro Ionisation wird als w -Wert bezeichnet. Der w -Wert von Luft beträgt $w_{\text{Luft}} = 34 \text{ eV}$. Nutzt man die Definition der Energiedosis bzw. der Dosisleistung aus Gleichung (5) bzw. (6), so erhält man folgende Relationen zur Berechnung der Dosisleistung mit einer Ionisationskammer:

$$w = \frac{E}{N} \quad [w] = \text{J} \quad (11)$$

$$D = \frac{dE}{dm} \equiv \frac{E}{m} = \frac{w \cdot N}{\rho \cdot V} \quad [D] = \text{J/kg} = \text{Gy} \quad (12)$$

$$I = e \cdot \dot{N} : \quad \dot{D} = \frac{w}{\rho \cdot V} \cdot \dot{N} = \frac{w \cdot I}{e \cdot \rho \cdot V} \quad [\dot{D}] = \text{Gy/s} \quad (13)$$

Aufgrund der Abhängigkeiten der Ergebnisse von Druck und Temperatur müssen Korrekturfaktoren eingeführt werden. Die korrigierte Luftdichte kann dabei berechnet werden mittels

$$\rho = 1,20 \cdot \frac{T_0}{T} \cdot \frac{p}{p_0} \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}, \quad (14)$$

wobei p und T Druck und Temperatur zum Messzeitpunkt und T_0 und p_0 die Referenzwerte darstellen ($p_0 = 101,3 \text{ kPa}$, $T_0 = 293,15 \text{ K}$). Die Abhängigkeit der Messergebnisse von der Luftfeuchtigkeit kann im Versuch vernachlässigt werden. Trotzdem sollte die Luftfeuchtigkeit gemessen werden, um eventuelle Messabweichungen auch unter diesem Gesichtspunkt diskutieren zu können.

6. Optisch Stimulierte Lumineszenz

Sowohl Thermolumineszenz (TL) als auch optisch stimulierte Lumineszenz (OSL) lassen sich sehr ähnlich mittels des Bändermodells erklären. Lumineszenz bedeutet dabei die Abregung eines angeregten physikalischen Systems durch Lichtemission. Für beide Messverfahren ist dieses physikalische System ein elektrisch isolierender Festkörper, der als passive Sonde dient.

Im Grundzustand des Isolators bei $T_0 = 0 \text{ K}$ ist das Valenzband vollständig mit Elektronen besetzt, das Leitungsband dagegen leer. Im Fall von reinen Isolatoren bleibt der Grundzustand auch für normale Raumtemperatur ($T = 293 \text{ K}$) nahezu erhalten. Befinden sich in dem Festkörper Störstellen in Form von Gitterfehlern, Fremdatomen usw., bilden sich in der Energielücke zwischen Valenz- und Leitungsband metastabile Zwischenniveaus. Sie beschreiben räumlich lokalisierte Energieniveaus mit unterschiedlichen Energien und Übergangswahrscheinlichkeiten. Niveaus mit Energien unterhalb der Fermienergie werden als Aktivatorterme, Niveaus oberhalb E_F als Haftterme bezeichnet. Im Grundzustand sind die Aktivatorterme sowie das Valenzband besetzt, die Haftterme und das Leitungsband dagegen unbesetzt.

Bei der OSL bzw. der TL kann zwischen zwei grundsätzlich unterschiedlichen Phasen unterschieden werden: der Anregung und der Stimulation.

i. Anregung

Die Anregung kann aufgrund des großen Bandlückenabstandes nicht thermisch oder optisch (durch Umgebungstemperatur) erfolgen. Durch ionisierende Strahlung aber können Elektronen ins Leitungsband angehoben werden. Die entstandenen Löcher im Valenzband werden mit Elektronen aus Aktivatortermen aufgefüllt, die in Folge dessen zum Teil unbesetzt bleiben. Gleichzeitig können die Elektronen im Leitungsband mit Löchern im Valenzband oder in Aktivatortermen unter Aussendung von Licht innerhalb weniger Nanosekunden rekombinieren (Fluoreszenz). Ein Teil der Leitungselektronen gelangt jedoch in energetisch günstigere Haftterme, die, ebenso wie die Löcher in Aktivatortermen, stark lokalisiert sind. D.h., es bildet sich kein eigenes Energieband aus, die Ladungsträger sind nicht frei beweglich. Eine Rekombination dieser Ladungsträger ist folglich nicht möglich, sie verbleiben über längere Zeit in diesen sog. metastabilen Zwischenniveaus. Also: DER EFFEKT DER IONISIERENDEN STRAHLUNG WIRD „GESPEICHERT“.

ii. Stimulation

Erst hier beginnt die Unterscheidung in Thermolumineszenz (Anregung durch Zufuhr thermischer Energie, Wärme) und OSL. Für letztere wird zur Stimulation Licht einer auf die Haftterme abgestimmten Wellenlänge verwendet. Die in den Hafttermen befindlichen Elektronen werden also ins Leitungsband angehoben und können in Folge dessen unter Aussendung von Lumineszenzlicht mit den Löchern in den Aktivatortermen oder im Valenzband rekombinieren.

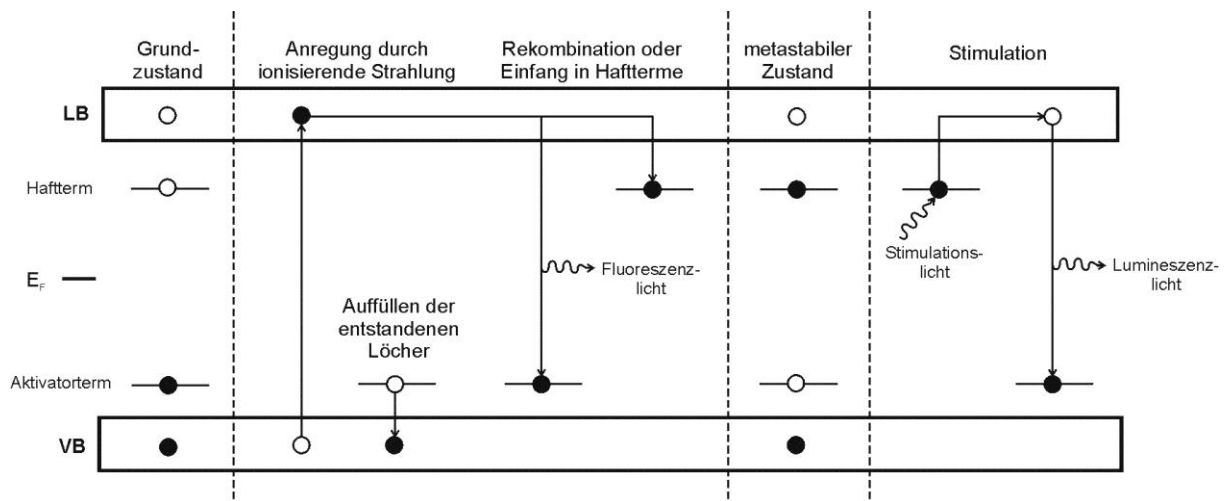


Abb. 2: OSL-Schema (VB-Valenzband, LB-Leitungsband)

Dosisberechnung

Entscheidend für die Nutzung der Lumineszenzmethoden zur Dosimetrie ist die Proportionalität der deponierten Energie dE zur Zahl der gebildeten Ladungsträger und damit mit den in Hafttermen gefangenen Elektronen N_H . Über die Stimulation werden die Haftterme unter Aussendung von Lumineszenzlicht geleert. Die Intensität des Lumineszenzlichtes über ein festes Zeitintervall (OSL-Signal S) ist dabei proportional zur Zahl der Elektronen in den Hafttermen N_H . So folgt eine direkte Proportionalität zwischen Dosis und OSL-Signal S .

$$D \sim dE \sim N_H \sim \int_{t_1}^{t_2} I(t) dt = S \quad (15)$$

Da für die Optisch Stimulierte Lumineszenz kein exaktes Modell existiert, kann der Zusammenhang zwischen Dosis und OSL-Signal nicht direkt berechnet werden. Die Proportionalität zwischen beiden Größen ermöglicht jedoch die Bestimmung der Dosis über ein Relativverfahren. Anhand einer

Kalibrierung, d.h. der Bestrahlung des OSL-Detektors mit einer festen Referenzdosis D_R , kann aus dem OSL-Signal, der sog. Lichtsumme $LS_{R, \text{netto}}$ ein Ansprechvermögen für jeden Detektor bestimmt werden.

Da jedes Dosimeter auch unbestrahlt ein geringes Messsignal zeigt, muss von jeder Lichtsumme LS_R das sog. Nullsignal $LS_{0,R}$ abgezogen werden. Das Nullsignal ändert sich dabei nicht nur von Dosimeter zu Dosimeter, sondern auch nach jeder Bestrahlungs- und Ausleuchtungsprozedur!

$$\varepsilon = \frac{LS_{R, \text{netto}}}{D_R} = \frac{LS_R - LS_{0,R}}{D_R} \quad (16)$$

Die Einheit von ε ist, bedingt durch das BeOmax-System (siehe Abb. 3/rechts), Voltsekunde pro Gray. Bei erneuter Bestrahlung wird die applizierte Dosis D aus dem Ansprechvermögen und der Lichtsumme berechnet.

$$D = \frac{LS - LS_0}{\varepsilon} \quad (17)$$

$LS_{0,R}$: Nullsignal vor Bestrahlung mit Referenzdosis und nach dem Ausleuchten

LS_{Ref} : Lichtsumme nach Bestrahlung mit Referenzdosis

D_{Ref} : Referenzdosis

LS : Lichtsumme des mit unbekannter Dosis bestrahlten Dosimeters

LS_0 : Nullsignal vor Bestrahlung mit unbekannter Dosis

Beim Relativverfahren gilt zu beachten, dass beide Messungen unter exakt den gleichen Bedingungen durchgeführt werden. Dazu zählen Geräteparameter wie Stimulationsintensität und Geometrie des Detektors sowie die Strahlungsenergie.

OSL mit BeO

Beim BeOmax-Dosimetriesystem wird der Leuchtstoff Berylliumoxid (BeO) als passive Sonde genutzt. Mit einer effektiven Ordnungszahl von 7,13 kann BeO als nahezu gewebeäquivalent betrachtet werden. Die ermittelte Dosis in der Sonde entspricht über einen weiten Energiebereich der Photonen der Dosis im Gewebe. Das BeOmax-Dosimetriesystem ist demnach prädestiniert für Anwendungen im Strahlenschutz und in der Medizin. Die Dichte von BeO beträgt 2,86 g/cm³. Berylliumoxid ist in Pulverform giftig, deswegen werden bei nahezu allen Anwendungen gesinterte Formen verwendet. Aufgrund der großen Verbreitung in der Industrie ist BeO kostengünstig zu beschaffen.

Die Auswertung der BeO-Detektoren erfolgt mit Hilfe des BeOmax-Gerätes. Der prinzipielle Aufbau des Gerätes ist in Abbildung 3 dargestellt. Die Stimulation des BeO-Detektors wird mit blauem LED-Licht durchgeführt. Ein Photosensormodul nimmt gleichzeitig das Lumineszenzlicht auf und wandelt es in ein elektrisches Signal um. Aufgrund dieses continuous-wave-Verfahrens ist eine spektrale Trennung von LED-Licht und Lumineszenzlicht nötig. Das Photosensormodul darf nur das Lumineszenzlicht erfassen. Die Realisierung erfolgt über eine optische Filterkombination.

Die Signale des Photosensormoduls werden über einen programmierbaren Verstärker ($V = 1; 2; 5; 10; 20; 50; 100; 200$) verstärkt. Ein 16 bit-Analog-Digital-Converter (ADC) überträgt die verschiedenen Signale an die BeOmax-Auswertesoftware am PC. Hierbei wird, beginnend bei 1, durch mehrfaches „Anblitzen“ des Dosimeters schrittweise der Verstärkungsfaktor erhöht, bis ein für die Messung optimaler Wert eingestellt wurde. Die BeOmax-Software nimmt anschließend bei der Messung alle relevanten Messdaten auf und archiviert die Ergebnisse. Bei Vorliegen einer Kalibrierung kann über

das Relativverfahren automatisch die applizierte Dosis berechnet werden. Da bei der Auswertung eines BeO-Detektors ein Restsignal verbleibt, ist eine Mehrfachauswertung möglich (siehe Abb. 3 rechts). Bei Fehlmessungen können so die Dosiswerte erneut gewonnen werden.

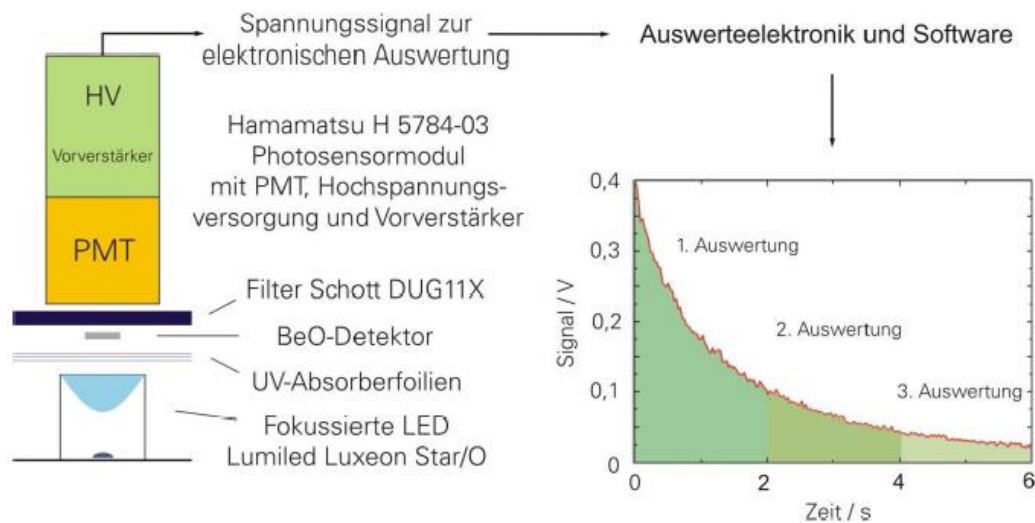


Abb. 3: Aufbau und Messprinzip

Erläuterung zur Aufgabenstellung

1. Strahlenschutzkontrollmessungen

Zunächst erfolgt die Bestimmung der Dosisleistung in den Bestrahlungsräumen bei geschlossener und geöffneter Quelle an für den Arbeitsablauf wichtigen Positionen. Nach der Dokumentation der Messwerte in einer Skizze schließt sich die Diskussion der Messwerte mit dem Betreuer und die Festlegung der Arbeitsweise für die Durchführung der Messungen an.

2. Ionisationskammer

Es stehen im Versuch zwei Ionisationskammern zur Verfügung: eine Kugelkammer (Messvolumen: 27,9 cm³) und eine Stielkammer (Messvolumen: 30 cm³). Mithilfe einer Ionisationskammer werden die Dosiswerte an bestimmten Referenzpunkten ermittelt, an denen man die OSL-Dosimeter kalibrieren kann. Weiterhin wird die verwendete Kammer um zwei verschiedene Winkel gedreht, um die Richtungsabhängigkeit der Ionisationskammer relativ zur Einstrahlrichtung zu untersuchen. Rote Markierungen auf den Kammern geben dabei die Vorzugsrichtung an.

3. Abschätzung der Dosisleistung für γ -Strahler

Die Dosisleistung kann über

$$\dot{D} = \frac{A \cdot \Gamma}{d^2} \quad (18)$$

abgeschätzt werden. Die hier vorkommenden Größen sind:

d : Abstand zur Quelle

A : Aktivität der Quelle am Versuchstag. Als Referenzwert ist

$A(27.02.2008) = 5,0 \text{ GBq}$ zu verwenden.

Γ : Dosisleistungskonstante.

Beispiele für Dosisleistungskonstanten finden sich in folgender Tabelle.

Tabelle 4: Dosisleistungskonstanten und Halbwertszeiten bestimmter Nuklide [6]

Nuklid	Halbwertszeit in Jahren	Γ in $\frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{GBq}}$
²⁴¹ Am	432,2	6,594
⁶⁰ Co	5,272	351,1
¹³⁷ Cs	30,17	87,98

4. OSL-Dosimetrie

Das allgemeine Vorgehen bei der Dosisbestimmung mithilfe des BeOmax-Dosimetriesystems sieht folgendermaßen aus:

1. Kalibrierung	<ul style="list-style-type: none"> a) Ausleuchten der Dosimeter b) Messung des Nullsignals der ausgeleuchteten Dosimeter c) Bestrahlung mit einer bekannten Dosis d) Messung der bestrahlten Dosimeter mit BeOmax- Hard- und Software e) Berechnung des Ansprechvermögens jedes Detektors
2. Dosisbestimmung	<ul style="list-style-type: none"> a) Ausleuchten der Dosimeter b) Messung des Nullsignals der ausgeleuchteten Dosimeter c) Bestrahlung mit einer <i>unbekannten</i> Dosis d) Messung der bestrahlten Dosimeter mit BeOmax- Hard- und Software e) Berechnung der applizierten Dosis mithilfe des Ansprechvermögens

Hierbei können die Punkte 1 und 2 natürlich auch vertauscht werden. Das Nullsignal muss separat vor jeder Bestrahlung bestimmt werden, da es sich nach jedem Durchlauf des Auswertungsprozesses ändert!

Nach Öffnen der Auswertungssoftware und Übergang in den *Expertenmodus* (Betreuer) hat man im Hauptfenster des Programms verschiedene Möglichkeiten zur Messung.

1. **Kalibrierung per Hand durchführen:** Unter dem Punkt *Messungen* → *Messung ohne Dosisbestimmung* können Dosimeter ohne Kalibrierung ausgewertet werden. Unter *Messinformation* können zusätzliche Informationen angegeben werden, die die spätere Auswertung erleichtern. Genutzt wird das *Auswerteschema 1* mit einer Auswertung. Die zugehörigen Parameter sind links dargestellt. Als Ergebnis der Auswertung erhält man das Lichtsignal. Im Versuch misst man so das Nullsignal der nicht kalibrierten Dosimeter sowie das Lichtsignal der bestrahlten Dosimeter. Mit den Informationen aus der Referenzdosisbestrahlung kann das Ansprechvermögen der Dosimeter bestimmt, die Dosimeter also kalibriert werden (Gl. (16),(17)). Mit dieser Kalibrierung sowie den vorher durchgeführten Lichtsignalmessungen der bestrahlten Dosimeter kann nun die anfangs applizierte Dosis berechnet werden.

Messung ohne Dosisberechnung

Dosimeter:

☐ Messreihe nutzen

Vorsatz:

Messschema

Kommentar:

Standard		
Zeit Offsetm.	100	ms
Zeit OSLm.	100	ms
Perioden	20	
LED-Stimulation:	350	mA
SEV-Spannung:	800	V
Mess-Modus	1	

Auswerteschema: 1

Bestrahlungsparameter:

Zusatzinformationen:

Anzahl Auswertungen: 1

Dosimeterauswahl

Speicherorte

Messdateiordner: C:\Program Files (x86)\BeOmax Science.NET\User\Expert\

Projektdatei: kein Projekt gewählt

Auswertung starten

Abb. 4: Programmfenster zur Lichtsignalbestimmung

2. **Dosisbestimmung mit bereits kalibrierten Dosimetern:** Die Quelle befindet sich vor Beginn der Abstandsskala des Bestrahlungsfeldes, sodass man ihren genauen Ort bezüglich dessen nicht kennt. Um diesen Ort relativ zur Abstandsskala zu bestimmen, werden von jeder Gruppe kalibrierte Dosimeter an zwei Positionen bestrahlt. Die insgesamt sechs Dosismesspunkte (Austausch mit anderen Gruppen) können dann über das Abstandsquadratgesetz ausgewertet werden. Unter dem Punkt *Dosimeter* kann das Nullsignal der ausgeleuchteten Dosimeter bestimmt werden (Abb. 5). Dieses wird automatisch gespeichert und kann unter *Messungen* → *Messung mit Dosisbestimmung* genutzt werden. Hier kann nun direkt die Dosis der bestrahlten Dosimeter bestimmt werden.

Nullsignalbestimmung / Kalibrierung

Art der Messung: Nullsignalbestimmung

Neue Dosimeter

Dosimeter:

☐ Messreihe

Messschema

Kommentar:

Standard		
Zeit Offsetm.	100	ms
Zeit OSLm.	100	ms
Perioden	20	
LED-Stimulation:	350	mA
SEV-Spannung:	800	V
Mess-Modus	1	

Auswerteschema: 1

Auswertungen: 1

Dosimeterauswahl

Messinformationen

Bestrahlungsparameter:

Zusatzinformationen:

Dosis: 0 mGy

Auswertung starten

Abb. 5: Programmfenster zur Nullsignalbestimmung oder Kalibrierung

Allgemeines: Die Messdaten können in einem Projekt gespeichert und aufgerufen werden. Es sollte immer kontrolliert werden, ob alle Daten gespeichert wurden, bevor man fortfährt!

Fragen zur Vorbereitung

1. Wiederholen Sie die Strahlungsfeldgrößen! Was ist der Unterschied zwischen einer Flussdichte und einer Fluenz?
2. Wie sind Dosis und Dosisleistung definiert? Wie kann man daraus die Äquivalentdosis sowie die Effektive Dosis bestimmen? Geben Sie Beispiele für verschiedene Wichtungsfaktoren!
3. Wie sind die Jahresgrenzwerte für ionisierende Strahlung festgelegt und für wen gelten sie jeweils? Gibt es Ausnahmen?
4. Wie funktioniert die Sondenmethode? Erläutern Sie Unterscheidungsmöglichkeiten, Vor- und Nachteile sowie die Begriffe Sekundärteilchengleichgewicht und Bragg-Gray-Bedingung!
5. Informieren Sie sich allgemein zu gasgefüllten Strahlungsdetektoren! In welchen Arbeitsbereich ist die Ionisationskammer einzuordnen?
6. Erklären Sie die Funktionsweise einer Ionisationskammer! Wovon hängt das Messergebnis ab?
7. Erklären Sie das Prinzip der Dosimetrie mittels optisch stimulierter Lumineszenz anhand des Bändermodells! Welcher Leuchtstoff wird im Versuch verwendet und warum ist dessen effektive Kernladungszahl von Bedeutung?
8. Was besagt das Abstandsquadratgesetz? Wie kann man mit dessen Hilfe über eine linearisierte Darstellung den Ort der Quelle relativ zur Messskala ermitteln?
9. Wiederholen Sie das Zerfallsgesetz und erstellen Sie ein Zerfallsschema für ^{137}Cs !
10. Informieren Sie sich über Wechselwirkungsprozesse ionisierender Strahlung mit Materie sowie weitere Strahlungsdetektoren! Ordnen Sie anhand der gewonnenen Information die im Versuch verwendeten Möglichkeiten in eine Übersicht aller Detektorarten ein!

Literatur

H. Krieger: Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. 4., überarb. und erw. Auflage
Wiesbaden: Springer Spektrum, 2012, ISBN 978-3-658-00386-9

H. Krieger: Strahlungsmessung und Dosimetrie. 2.Auflage. Wiesbaden: Springer Spektrum, 2013,
ISBN 978-3-658-00386-9

W. Stolz: Radioaktivität – Grundlagen – Messung - Anwendungen . 5. Auflage Stuttgart-Leipzig: B.G.
Teubner Verlagsgesellschaft, 2005

L. Bøtter-Jensen; S.W.S. McKeever; A.G. Wintle: Optically stimulated Luminescence Dosimetry.
Amsterdam: Elsevier, 2003 - ISBN: 0-444-50684-5

M. Sommer, J. Henniger, R. Freudenberg: New Aspects of a BeO-based Optically Stimulated
Luminescence Dosimeter . Radiat. Meas. (2007), doi:10.1016/j.radmeas.2007.01.052

Quellen

- [1] B. Dörschel; V. Schuricht; J. Steuer: Praktische Strahlenschutzphysik. Heidelberg: Spektrum Akademischer Verlag, 1992 - ISBN 3-86025-013-2
- [2] „Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung StrlSchV)“ vom 20.Juli 2001 (BGBl. I 2001)
- [3] Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. ICRP-Veröffentlichung 103. Verabschiedet im März 2007. Veröffentlichungen der Internationalen Strahlenschutzkommission. Deutsche Ausgabe herausgegeben vom Bundesamt für Strahlenschutz.
- [4] H. Krieger: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 2. 3.Auflage. Stuttgart: Teubner, 2001 – ISBN 3-519-23078-X
- [5] H. Krieger: Strahlungsmessung und Dosimetrie. 2.Auflage. Wiesbaden: Springer Spektrum, 2013 – ISBN 978-3-658-00386-9
- [6] Feuerwehr Einsatz Information: Strahlenschutz. Stand 17.03.2008.
http://www.messeinheit.de/downloads-Dateien/FEI%20%20%20Strahlenschutz%20Tabelle%20HWZ%20und%20DL%20konstanten_n.pdf, Aufgerufen 26.02.2015

Versuchsbeginn:	8.00 Uhr	
Ort:	ASB 424	
Ansprechpartner:	PD Dr. J. Henniger	henniger@asp.tu-dresden.de
	DP Marian Sommer	sommer@asp.tu-dresden.de
	Dr. Axel Jahn	jahn@asp.tu-dresden.de