



**TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DRESDEN**

**Dosimetrie
(DO)**

**IKTP AG
Strahlungsphysik**
A. Jahn 04/11

Versuch im Grundpraktikum 3
für die Bachelor-Studiengänge Physik und Physik-Lehramt

Institut für Kern- und Teilchenphysik
Arbeitsgruppe Strahlungsphysik
Technische Universität Dresden

Versuchsraum: ASB 408
Beginn: 8:00 Uhr im Raum ASB 423
Betreuer: Uwe Kriesten, IKTP ASB 424

Aufgabenstellung

1. Durchführung von Strahlenschutzkontrollmessungen
2. Kalibrierung des Dosimetriesystems *BeOmax*
3. Bestimmung der Dosischarakteristik des *BeOmax*-Systems
4. Messungen zum Abstandsquadrat- und Exponentiellen

Schwächungsgesetz mit einem Schulröntgengerät und den Radionukliden

^{241}Am und ^{55}Fe

Grundlagen

1. Strahlungsfeldgrößen

Zur Beschreibung von Strahlungsfeldern dienen folgende Größen:

Teilchenflussdichte

Die Flussdichte φ ist definiert durch die Beziehung

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

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).

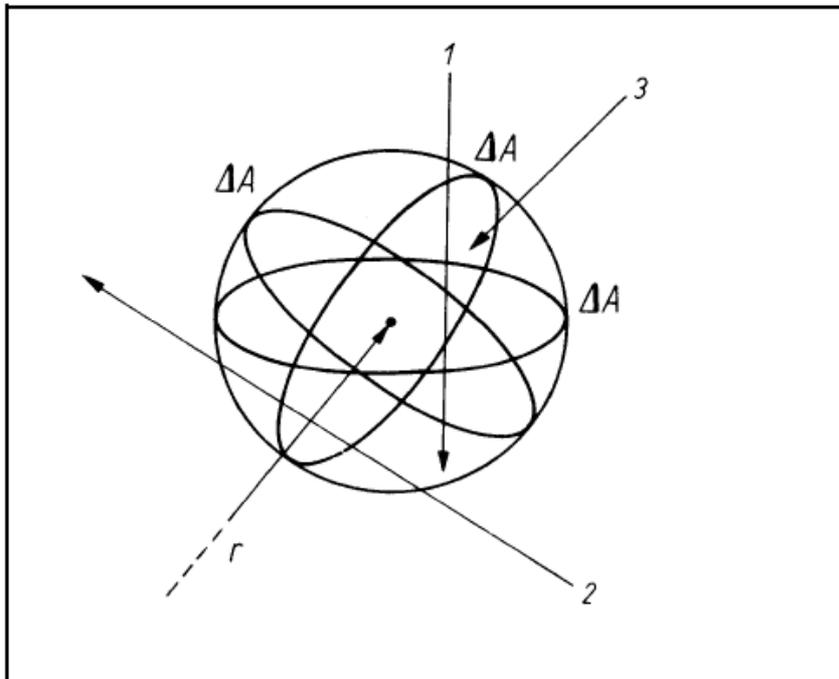


Abbildung 1: Definition der Teilchenflussdichte

In der Abbildung 1 ist eine Elementarkugel am Ort \vec{r} dargestellt: Die Teilchen 1 und 2 tragen zur Flussdichte bei, da sie je eine Großkreisfläche dA_{\perp} der Kugel um den Punkt \vec{r} senkrecht passieren haben. Für Teilchen 3 dagegen lässt sich keine Großkreisfläche finden, die es senkrecht passieren könnte. Teilchen 3 trägt demnach nicht zur Teilchenflussdichte bei.

Teilchenfluenz

Die Fluenz Φ ist definiert durch die Beziehung:

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

Energieflussdichte und Energiefluenz

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

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

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

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

2. Dosisgrößen

Als Maß für das Schädigungspotential der Strahlung dient die Energiedosis D .

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

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.

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

Die biologische Wirkung des Strahlungsfeldes hängt jedoch nicht allein von der Dosis ab. Jedes Gewebe reagiert unterschiedlich auf verschiedene Arten von Strahlung. Zur besseren Beurteilung der Schädigung wurde deshalb die Äquivalentdosis H_T für ein Organ bzw. ein Gewebe mit dem Index T (engl. tissue) eingeführt. Durch die Wichtungsfaktoren w_R kann die unterschiedliche Wirkung verschiedener Strahlungsarten mit dem Index R (radiation) berücksichtigt werden.

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

Weiterhin reagiert verschiedenes 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 Äquivalentdosis H_{eff} eingeführt:

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

Die Äquivalentdosen H_T der unterschiedlichen Organe werden mit Wichtungsfaktoren w_T multipliziert und anschließend aufsummiert.

Tabelle 1: Strahlungswichtungsfaktoren w_R [1]

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 [1]

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

Anhand der effektiven Äquivalentdosis wurden durch den Gesetzgeber folgende Grenzwerte für den Umgang mit ionisierender Strahlung festgelegt:

Tabelle 3: Grenzwerte [2]

Personenkreis	Beispiel	Jahresgrenzwert H_{eff} / 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

In wenigen Ausnahmefällen ist die Überschreitung der Grenzwerte für strahlenexponierte Personen möglich. Dies betrifft im Besonderen Hilfeleistungen bei Personengefährdung. So dürfen Feuerwehrmänner eine Einsatzdosis von 15 mSv aufnehmen. 100 mSv, einmal pro Jahr, sind bei Lebensrettung erlaubt. Die Katastrophendosis von 250 mSv darf nur einmal im Leben aufgenommen werden. Zum Vergleich: Bei einer applizierten Dosis von 250 mSv treten erst Veränderungen am Blutbild auf. Beginnend mit 1 Sv besteht akute Gefahr für die

Gesundheit. Es kommt zur Strahlenkrankheit, die meist noch nicht tödlich verläuft. Ab 3 Sv beträgt die Sterblichkeitsrate 20%, ab 6 Sv sterben 90% der Personen.

3. Sondenmethode zur Bestimmung der Dosis

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 Mediums 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 [3].

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. Das STG wird durch geschickte Wahl des Sondenmaterial 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} :

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

$$D = \frac{\mu_E}{\rho} \cdot \Psi \quad (10)$$

Die Dosis lässt sich über die Massenenergieabsorptionskoeffizienten aus der Energiefrenz 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. Die Dosis im Medium D_{Medium} ergibt sich dann über das Verhältnis der Massenbremsvermögen (S/ρ) aus der in der Sonde gemessenen Dosis D_{Sonde} .

$$D_{\text{Medium}} = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Medium}}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{\text{Sonde}}} D_{\text{Sonde}} \quad (11) \quad D = \frac{S}{\rho} \cdot \Psi \quad (12)$$

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 detektiert werden. Bragg-Gray-Sonden werden daher häufiger bei sehr hohen Strahlungsenergien eingesetzt.

Prinzipiell ist es nicht möglich das STG oder die Bragg-Gray Bedingung exakt zu erreichen. Aus diesem Grund werden kalibrierte Sonden genutzt. Dabei gilt zu beachten, dass Kalibrierungen und Messungen unter gleichen Bedingungen durchgeführt werden.

4. Abstandsquadratgesetz und Exponentielles Schwächungsgesetz

Wie schon in 3 ersichtlich, steht die Dosis im direkten Zusammenhang mit der Fluenz eines Strahlungsfeldes und nach (2) damit auch mit der Teilchenflussdichte. Für einfache Geometrien lässt sich die Flussdichte leicht berechnen. Für eine Punktquelle folgt bei Vernachlässigung von Schwächung und Streuung:

$$\varphi = \frac{S}{4\pi d^2} \quad (13)$$

Dabei gibt S die Quellstärke und d den Abstand der Quelle zum Mittelpunkt der betrachteten Großkreisfläche an. Man erkennt den direkten Zusammenhang zwischen der Flussdichte und $1/d^2$. Man spricht vom Abstandsquadratgesetz. Die Flussdichte und damit auch die Dosis nimmt mit dem Abstand zum Quadrat ab. Da jede Quelle bei genügend großer Entfernung als Punktquelle angenommen werden, ergibt sich die prinzipielle Abnahme der Dosis mit dem Quadrat des Abstandes. Dies ist eines der wichtigsten Prinzipien im Schutz vor ionisierender Strahlung. Bei doppeltem Abstand vermindert sich die Dosis auf ein Viertel.

$$\boxed{D \propto \frac{1}{d^2}} \quad (14)$$

Ein weiteres wichtiges Prinzip im Schutz vor ionisierender Strahlung ist das exponentielle Schwächungsgesetz. Eine Schicht der Dicke dx bewirkt eine Abnahme der Teilchenflussdichte um

$$d\varphi = -\mu \cdot \varphi \cdot dx \quad (15)$$

mit dem linearen Schwächungskoeffizienten μ . Aus (15) ergibt sich die exponentielle Abnahme der Teilchenflussdichte mit der Dicke x , das Schwächungsgesetz:

$$\varphi = \varphi_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (16)$$

In vielen Tabellenwerken wird der lineare Schwächungskoeffizient oft auf die Dichte ρ bezogen, so dass für die Teilchenflussdichte

$$\varphi = \varphi_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho} \cdot m_F} \quad (17)$$

folgt. Dabei stellt m_F die Flächenmasse dar, die sich aus der Dicke x multipliziert mit der Dichte ρ ergibt.

Die Teilchenflussdichte gibt nur Auskunft über die Zahl an ionisierenden Teilchen, jedoch nicht über die deponierte Energie der Teilchen. So wird z.B. beim Compton-Effekt nicht die gesamte Photonenenergie in einer Schicht deponiert. Eine Abnahme der Dosis analog zur Teilchenflussdichte mit dem linearen Schwächungskoeffizienten würde diese Effekte nicht berücksichtigen. Stattdessen wird die Abnahme über den Massenenergieabsorptionskoeffizienten μ_E wiedergegeben:

$$dD = -\mu_E \cdot D \cdot dx \quad (18)$$

Es folgt wiederum die exponentielle Reduktion der Dosis mit der Dicke bzw. Flächenmasse:

$$D = D_0 \cdot e^{-\mu_E \cdot x} = D_0 \cdot e^{-\frac{\mu_E}{\rho} \cdot m_F} \quad (19)$$

So bildet die Wahl eines Materials mit einem hohen Massenenergieabsorptionskoeffizienten eine weitere Möglichkeit zur Reduzierung der Dosis.

$$\boxed{D \propto e^{-\mu_E x}} \quad (20)$$

5. OSL – Optisch Stimulierte Lumineszenz

Lumineszenz bezeichnet die Lichtemission eines physikalischen Systems, die beim Übergang von einem angeregten Zustand zum Grundzustand entsteht. In der Dosimetrie werden zwei Lumineszenzarten angewendet, die Thermolumineszenz und die Optisch Stimulierte Lumineszenz. Bei beiden Methoden dient der Luminophor als passive Sonde.

Als Grundlage zur Beschreibung der Lumineszenz wird das Bändermodell genutzt. Lumineszenz tritt bei elektrisch isolierenden Festkörpern auf. Im Grundzustand des Isolators bei $T_0 = 0$ K ist das Valenzband vollständig mit Elektronen besetzt, das Leitungsband dagegen leer. Im Fall von reinen Isolatoren bleibt der Grundzustand auch für normale Raumtemperatur ($T = 293$ 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.

Im Grundzustand kann aufgrund des großen Bandlückenabstandes eine Anregung der Elektronen nicht thermisch (durch Umgebungstemperatur) erfolgen, sie ist nur durch Energiezufuhr von außen möglich. So können z.B. durch ionisierende Strahlung Elektronen ins Leitungsband angeregt werden. Die so auftretenden Löcher im Valenzband werden mit Elektronen aus Aktivatortermen aufgefüllt, ein Teil der Aktivatorterme bleibt somit unbesetzt. Die Elektronen im Leitungsband können parallel dazu mit den Löchern im Valenzband bzw. in den Aktivatortermen unter Aussendung von Licht rekombinieren. Dieser Vorgang wird Fluoreszenz genannt und findet in Nanosekunden statt. Ein Teil der ins Leitungsband

angeregten Elektronen gelangt jedoch in energetisch günstigere Haftterme. Da die Elektronen in den Hafttermen und gleichzeitig die Löcher in den Aktivatortermen stark lokalisiert sind, können die Ladungsträger nicht rekombinieren. Es wird von metastabilen Niveaus gesprochen, die Elektronen verbleiben über längere Zeit in den Hafttermen. Die Effekte der Anregung durch ionisierende Strahlung sind also zunächst gespeichert, können aber durch eine Stimulation wieder „sichtbar“ gemacht werden.

Bei der Stimulation wird zwischen zwei Arten unterschieden. Bei der Thermolumineszenz erfolgt die Energiezufuhr an die Elektronen in den Hafttermen durch Wärme. Die Optisch Stimulierte Lumineszenz nutzt Licht einer auf die Haftterme abgestimmten Wellenlänge zur Stimulation. Die Elektronen im Leitungsband können nun unter Aussendung des Lumineszenzlichtes mit den Löchern in den Aktivatortermen oder im Valenzband rekombinieren.

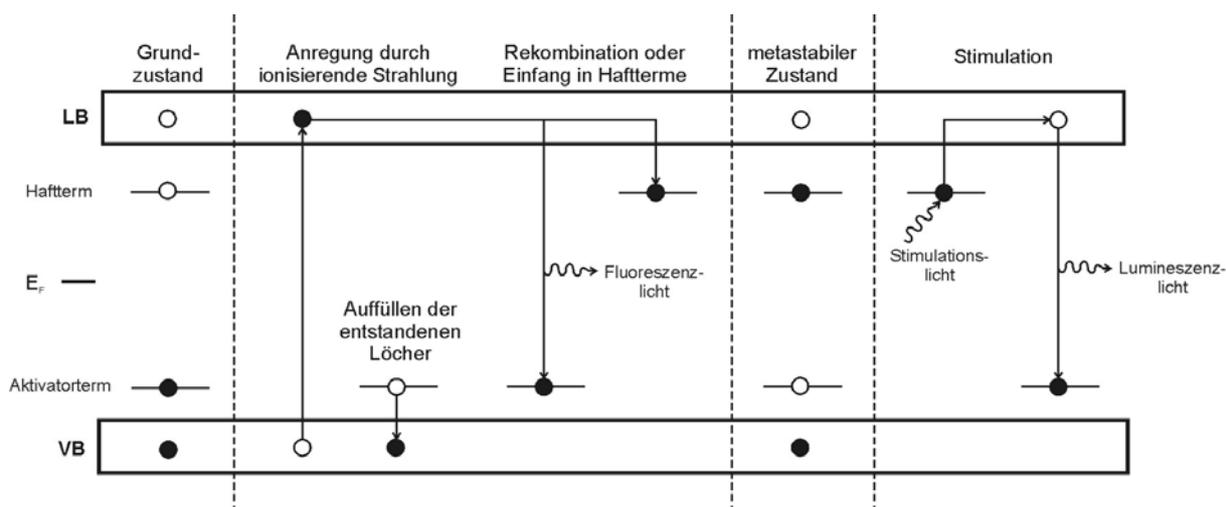


Abb. 2: OSL-Schema (VB-Valenzband, LB-Leitungsband)

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.

$$D \sim dE \sim N_H \sim \int_{t_0}^{t_1} I(t) = S \quad (21)$$

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 Dosis D_{Kal} , kann aus dem OSL-Signal S_{Kal} ein Ansprechvermögen für jeden Detektor bestimmt werden.

$$\varepsilon = \frac{S_{Kal}}{D_{Kal}} \quad (22)$$

Die Einheit von ε ist Voltsekunde pro Gray. Bei erneuter Bestrahlung wird die applizierte Dosis D aus dem Ansprechvermögen und dem OSL-Signal berechnet.

$$D = \frac{S}{\varepsilon} \quad (23)$$

Beim Relativverfahren gilt zu beachten, dass beide Messungen unter exakt den selben Bedingungen durchgeführt werden. Dazu zählen Geräteparameter wie Stimulationsintensität und Geometrie des Detektors. Die Messzeiten bzw. die Integrationszeiten müssen übereinstimmen.

6. BeOmax-Dosimetriesystem

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 der Dosis im Gewebe. Das BeOmax-Dosimetriesystem ist demnach prädestiniert für medizinische Anwendung. Die Dichte von BeO beträgt 2,86 g/cm³. Berylliumoxid gilt in Pulverform als 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 Trennung von LED-Licht und Lumineszenzlicht nötig. Das Photosensormodul darf nur das Lumineszenzlicht erfassen. Die Realisierung erfolgt über eine Filterkombination.

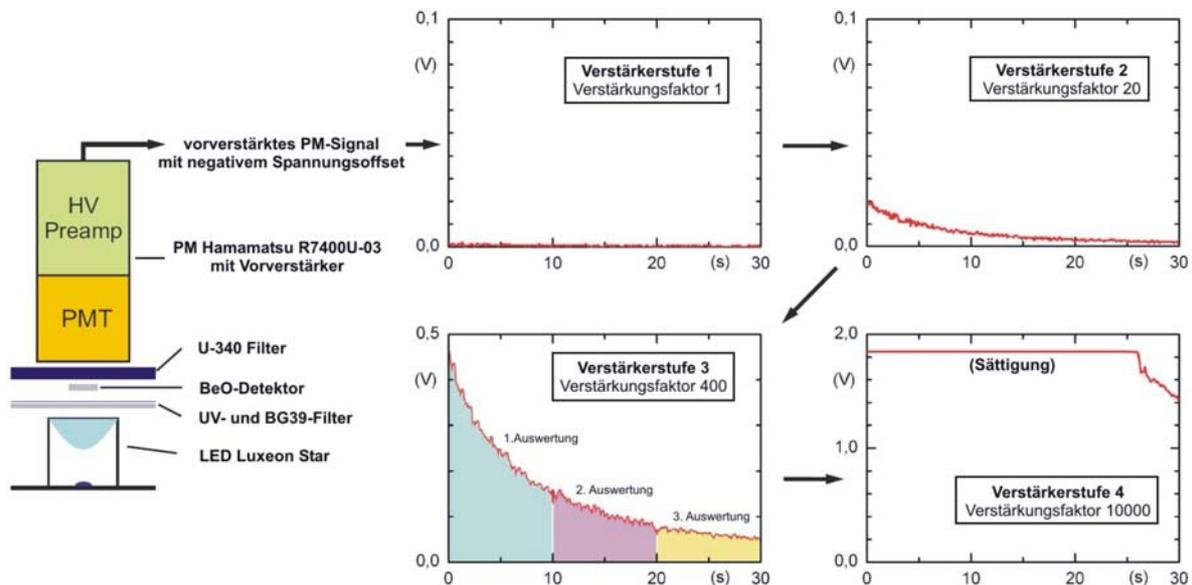


Abb. 3: Schema des Auswertegerätes und der Verstärkerstufen

Das elektrische Signal des Photosensormoduls wird in vier Verstärkerstufen weiterverarbeitet. Ein ADC überträgt die verschiedenen Signale an die BeOmax-Auswertesoftware am PC. Die BeOmax-Software nimmt 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. Bei Fehlmessungen können so die Dosiswerte erneut gewonnen werden.

Erläuterungen zur Aufgabenstellung

Strahlenschutzkontrollmessungen

Mit einem *Fieldspec-N* sind die Dosisleistungsmessungen im Bestrahlungsraum vorzunehmen und zu dokumentieren. Dabei müssen die Orte, an denen längere Aufenthaltszeiten notwendig sind, besonders berücksichtigt werden. Die gemessenen Werte sind mit den zulässigen Werten aus der Strahlenschutzverordnung zu vergleichen. Erst nach dieser Messung und Diskussion der Resultate mit dem Betreuer dürfen die weiteren experimentellen Arbeiten vorgenommen werden.

OSL-Dosimetrie

An unterschiedlichen Orten platzierte BeO-Detektoren sollen mit Hilfe des BeO_{max}-Dosimetriesystems ausgewertet werden. Über eine anschließende Kalibrierung in einer ⁹⁰Sr-Bestrahlungseinrichtung wird auf die applizierte Dosis rückgeschlossen. Die gemessenen Werte sind mit den Dosisgrenzwerten zu vergleichen. Das Fadingverhalten (Signalverlust mit der Lagerzeit) eines bereits bestrahlten Detektors soll untersucht werden.

Anschließend gilt es, die Dosischarakteristik des BeO_{max}-Dosimetriesystem für Dosen im Bereich von ca. 5μGy bis 500μGy aufzunehmen. Die Dosischarakteristik gibt die Abhängigkeit des Messsignals von der applizierten Dosis wieder. Erst die Linearität der Dosischarakteristik erlaubt eine Dosiszuordnung über das Relativverfahren nach (23). Der Anstieg der Dosischarakteristik entspricht nach (23) genau dem Ansprechvermögens. Der ermittelte Zusammenhang zwischen OSL-Signal und Dosis ist auf Linearität zu überprüfen. Die Ansprechvermögen für die Detektoren sind zu berechnen.

Exponentielles Schwächungsgesetz

Das exponentielle Schwächungsgesetz ionisierender Strahlung wird anhand zweier verschiedener Messmethoden untersucht.

Zunächst wird mithilfe eines Schulröntgengerätes des Herstellers *Leybold Didactic GmbH* die Schwächung der Dosis durch verschieden dicke Aluminiumplättchen gemessen. Als Messsonde dienen BeO-Detektoren. Die Massenenergieabsorptionskoeffizienten sind zu berechnen und zu diskutieren.

Bei der zweiten Messmethode werden als Quellen ionisierender Strahlung die Nuklide ²⁴¹Am und ⁵⁵Fe verwendet. Anstatt eines BeO-Detektors wird dabei ein HPGe-Detektor (High Purity Germanium-Detector) eingesetzt und die Massenenergieabsorptionskoeffizienten bestimmt.

Abstandsquadratgesetz

Zur Verifizierung des Abstandsquadratgesetzes soll der Dosisverlauf in Abhängigkeit vom Abstand zur Röntgenquelle des Schulröntgengerätes aufgenommen werden. Als Messsonde werden BeO-Detektoren verwendet.

Zusätzlich wird mithilfe einer optischen Bank und einem elektronischen Zählrohr das Abstandsquadratgesetz zur Quelle Americium überprüft.

Hinweise:

Aufbauend auf den Kenntnissen aus den Versuchen RM2 und ggf. AK sollte die Versuchsvorbereitung neben der Betrachtung der Wechselwirkungsprozesse zwischen Strahlung und Stoff vor allem die Grundlagen der Dosimetrie ionisierender Strahlung betreffen. Die Methoden zur Dosisbestimmung, insbesondere die der Festkörperdosimetrie, sind zu berücksichtigen. Daher sind auch Aspekte der Festkörperphysik (Bändermodell etc.) von Interesse.

Versuchsbeginn:	8.00 Uhr	
Ort:	ASB 408	
Ansprechpartner:	Dr. J. Henniger	henniger@asp.tu-dresden.de
	DP Marian Sommer	sommer@asp.tu-dresden.de
	DP Uwe Kriesten	kriesten@asp.tu-dresden.de

Literaturhinweise

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] H. Krieger: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 2. 3.Auflage. Stuttgart: Teubner, 2001 – ISBN 3-519-23078-X