

# **KERNFORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE**

Oktober 1975

KFK 2185

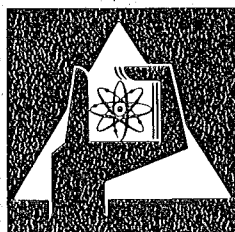
Abteilung Strahlenschutz und Sicherheit

## **Betadosimetrie – Probleme und Tendenzen**

J. Böhm, H. Reich  
Physikalisch-Technische Bundesanstalt Braunschweig

M. Heinzelmann  
Kernforschungsanlage Jülich

E. Piesch  
Gesellschaft für Kernforschung mbH, Karlsruhe



**GESELLSCHAFT  
FÜR  
KERNFORSCHUNG M.B.H.**

**KARLSRUHE**

Als Manuskript vervielfältigt

Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor

GESELLSCHAFT FÜR KERNFORSCHUNG M. B. H.  
KARLSRUHE

KERNFORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE

ABTEILUNG STRAHLENSCHUTZ UND SICHERHEIT

KFK-2185

BETADOSIMETRIE - PROBLEME UND TENDENZEN

J. BÖHM UND H. REICH

PHYSIKALISCH-TECHNISCHE BUNDESANSTALT BRAUNSCHWEIG

M. HEINZELMANN

KERNFORSCHUNGSANLAGE JÜLICH

E. PIESCH

GESELLSCHAFT FÜR KERNFORSCHUNG MBH, KARLSRUHE

Gesellschaft für Kernforschung mbH,  
Karlsruhe



## Zusammenfassung

Im Arbeitskreis "Dosimetrie externer Strahlung" des Fachverbandes für Strahlenschutz wurde die Methodik und Meßtechnik einer Kalibrierung und Dosismessung in  $\beta$ -Strahlungsfeldern diskutiert. Der vorliegende Report behandelt die praktischen Probleme im Strahlenschutz vor allem die Definition der Meßgröße sowie die Standardisierung von  $\beta$ -Quellen,  $\beta$ -Strahlungsfeldern, Referenzdosimetern und Kalibriermethoden. Die wiedergegebenen Beiträge und Ergebnisse der Diskussionen sollen die aktuellen Probleme und Entwicklungstendenzen auf dem Gebiet der  $\beta$ -Dosimetrie aufzeigen und zu deren Lösung beitragen.

## Abstract

In the workshop "Dosimetry of External Radiation" of the Fachverband für Strahlenschutz the philosophy and measuring technique of calibration and dose measurement in  $\beta$ -radiation fields have been discussed. This report deals with practical problems in health physics, above all the definition of the dose quantity as well as the standardisation of  $\beta$ -sources,  $\beta$ -radiation fields, reference dosimeters and calibration techniques. The contributions and resulting discussions presented here should show the actual problems and future trends in the field of  $\beta$ -dosimetry and contribute to their solution.

## Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
1. Probleme der Betadosimetrie im Strahlenschutz M. Heinzelmann	1
2. Zur Frage der Meßgröße bei der Kalibrierung von Beta-Strahlendosimetern H. Reich und J. Böhm	23
3. Die Kalibrierung von Beta-Dosismeßgeräten und Beta-Strahlenquellen in der Physikalisch- Technischen Bundesanstalt J. Böhm	31
4. Ergebnisse von Kalibriermessungen in Beta-Strahlungsfeldern E. Piesch	37
5. Stand der Beta-Dosimetrie E. Piesch	53

## Probleme der Betadosimetrie im Strahlenschutz

M. Heinzelmann

Kernforschungsanlage Jülich

### Abstract:

Ein Vergleich der  $\beta$ -Dosimetrie mit der  $\gamma$ -Dosimetrie macht die Bedeutung der  $\beta$ -Dosimetrie klar und zeigt die bei der  $\beta$ -Dosimetrie auftretenden Schwierigkeiten vor allem bei Strahlung geringer Reichweite. Die Rechenverfahren zur Bestimmung der  $\beta$ -Dosisleistung werden aufgeführt, und ihre Brauchbarkeit für den praktischen Strahlenschutz wird geprüft. Anschließend werden die zur  $\beta$ -Dosimetrie mehr oder weniger gut geeigneten Meßverfahren einzeln besprochen. Zur weiteren Einführung in die Probleme der  $\beta$ -Dosimetrie dient eine umfangreiche Literaturzusammenstellung.

### 1. Vergleich mit der $\gamma$ -Dosimetrie

Beim Zerfall der Atomkerne werden  $\beta$ - und  $\gamma$ -Strahlen im allgemeinen gleichzeitig ausgesandt. Beide Strahlenarten werden seit fast 80 Jahren untersucht, aber während die Dosimetrie der  $\gamma$ -Strahlen mit großer Genauigkeit möglich ist, ist die  $\beta$ -Dosimetrie für die Strahlenschutzpraxis noch recht unbefriedigend. Der Beitrag der  $\beta$ -Strahlung zur Dosisleistung wird sogar recht häufig in der Praxis übersehen, obwohl gerade bei Teilkörperbestrahlung die  $\beta$ -Dosisleistung von ausschlaggebender Bedeutung sein kann. Dies läßt sich qualitativ leicht einsehen: Ein einzelner  $\gamma$ -Quant durchläuft praktisch seinen gesamten Weg durch Materie, ohne in Wechselwirkung mit der Materie zu treten. Nur an zwei oder drei Stellen der Bahn tritt bei Comptoneffekt Wechselwirkung mit Materie auf. Bei Photoeffekt oder Paarbildung tritt diese sogar nur am Ende der Bahn des  $\gamma$ -Quants auf. Infolge der Wechselwirkung mit Materie entsteht ein schnelles Elektron, das, verglichen mit der Reichweite der  $\gamma$ -Quanten, praktisch lokal absorbiert wird. Ein  $\beta$ -Teilchen dagegen ionisiert längs seiner gesamten Bahn. Wenn also ein Volumenelement der Materie von  $\beta$ -Strahlung und

$\gamma$ -Strahlung mit gleicher Flußdichte durchsetzt wird, so ist die Dosisleistung der  $\beta$ -Strahlung erheblich höher als von der  $\gamma$ -Strahlung, da alle  $\beta$ -Teilchen im Volumenelement Energie abgeben von den  $\gamma$ -Quanten aber nur ein kleiner Bruchteil. Als quantitatives Beispiel hierzu ist in Tabelle 1 die Dosisleistung in der Nähe eines offenen, punktförmigen  $^{60}\text{Co}$ -Präparates von 1 mCi angegeben unter der Annahme vernachlässigbarer Selbstabsorption im Präparat (Rechnung durchgeführt mit Hilfe der Tabellen von Cross (1)).

Tabelle 1: Dosisleistung in der Nähe eines offenen, punktförmigen 1 mCi  $^{60}\text{Co}$ -Präparates in Luft

Abstand (cm)	$D_{\beta}$ (mrad/h)	$D_{\gamma}$ (mrad/h)	$D_{\beta} + D_{\gamma}$ (mrad/h)	$\frac{D_{\gamma}}{D_{\beta} + D_{\gamma}}$ (%)
1	960 000	11 200	971 200	1,15
5	25 000	448	25 448	1,77
10	4 700	112	4 812	2,33
50	4,12	4,48	8,6	52,1
100	0	1,12	1,12	100

Das Beispiel zeigt, wenn auch die Annahme vernachlässigbarer Selbstabsorption in der Praxis nie gültig ist, daß in Präparatnähe die  $\beta$ -Dosisleistung die  $\gamma$ -Dosisleistung um ein Vielfaches übertreffen kann. Bei Arbeiten in der Nähe kleiner, offener Präparate ist die Dosisleistung wegen der  $\beta$ -Strahlung und nicht nur aufgrund des Abstandsgesetzes oft unerwartet hoch, und vor allem die Fingerspitzen können eine große Dosisbelastung empfangen. So betrug z.B. in einem Fall die Dosis an der Seite des Fingers nur 1/30 der Dosis an der Fingerspitze (2). Andere extreme Handdosisverteilungen finden sich in der Literatur (3).



Experimente in homogenen Strahlenfeldern lassen sich vor allem weit entfernt von der Strahlenquelle durchführen. Dort ist aber nur die gut meßbare  $\beta$ -Strahlung hoher Energie vorhanden. Bei einem weit entfernt von der Quelle durchgeführten Vergleich verschiedener Dosimetertypen wird man oft Übereinstimmung finden. Solche Messungen sind aber nur von untergeordneter Bedeutung, denn große Dosisbelastungen durch  $\beta$ -Strahlung werden im allgemeinen als Teilkörperdosen bei Bestrahlung in Präparatnähe empfangen. Dort kann aber ein großer Anteil  $\beta$ -Strahlung niedriger Energie vorhanden sein, über den die Ergebnisse aus Vergleichsmessungen in großem Abstand von der Strahlenquelle nichts aussagen können. Deswegen sind Messungen für  $\beta$ -Strahlung niedriger Energie in der Nähe des Strahlers besonders wichtig.

Die Hauptschwierigkeit bei der Dosimetrie der  $\beta$ -Strahlung ist durch die leichte Absorption und die damit verbundene kurze Reichweite der Strahlung verursacht. Eine solch starke Absorption tritt in der Dosimetrie der  $\gamma$ -Strahlung nur bei extrem niederenergetischer Strahlung auf. Die große Änderung der Dosisleistung in der Nähe von radioaktiven Präparaten soll wieder an einem willkürlichen Beispiel demonstriert werden. So ist die Dosisleistung in Luft in 27 cm Abstand von einem punktförmigen  $^{147}\text{Pm}$ -Präparat ( $E_{\beta\text{max}} = 0,23 \text{ MeV}$ ) nur 27 % der Dosisleistung wie in 23 cm Abstand. Durch das quadratische Abstandsgesetz allein wäre die Dosisleistung durch diese Entfernungsvergrößerung nur auf 72,5 % abgefallen (Rechnung mit Hilfe der Tabellen von Cross (1)). Wegen der starken Ortsabhängigkeit der  $\beta$ -Dosisleistung und wegen der leichten Absorbierbarkeit dieser Strahlung braucht man zur genauen Messung sehr kleine Dosimeter\*, die von einer sehr dünnen Hülle umgeben sind. Beide Forderungen sind für die Praxis schwer zu erfüllen. Ein ausgedehntes Dosimeter gibt nur die mittlere

---

\* "Klein" bezieht sich nicht nur auf die räumliche Ausdehnung des Dosimeters, sondern mehr noch auf die Masse des empfindlichen Volumens.

Dosis in dem empfindlichen Volumen an, und der Mittelwert kann sich vom Maximalwert der Dosis, der für eine eventuelle Strahlenschädigung entscheidend sein kann, stark unterscheiden.

Betastrahlung sehr niedriger Energie ist bei Bestrahlung von außen uninteressant, da die  $\beta$ -Teilchen dann schon im Präparat, der Präparatumhüllung, dünnen Luftschichten, Handschuhen oder den obersten Schichten der Hand so stark absorbiert werden, daß sie keine Gefahr darstellen. In der  $\beta$ -Dosimetrie betrachtet man deswegen nur Strahler mit Maximalenergien von mehr als 150 keV. Positronen verhalten sich, abgesehen von der Vernichtungsstrahlung, praktisch wie Elektronen. Auf Bremsstrahlung wird in diesem Bericht nicht eingegangen, denn ihr Beitrag zur Dosisleistung ist im allgemeinen recht klein.

Da dieser Bericht viele Probleme nur kurz streifen kann, werden Literaturhinweise zur weiteren Einführung in die  $\beta$ -Dosimetrie gegeben. Die Literatur ist aber sehr umfangreich und die ausgewählten Zitate können keinen Anspruch auf Vollständigkeit erheben.

## 2. Kritisches Organ

$\beta$ -Strahlung wird leicht absorbiert und bei Bestrahlung von außen tritt die höchste Dosis in den obersten Hautschichten auf. Die oberste Schicht der Haut, die Epidermis, ist aber strahlenunempfindlich. Das kritische Organ ist deswegen die unter der Epidermis liegende Basalschicht der Haut. Als minimale Dicke der Epidermis gelten  $7 \text{ mg/cm}^2$  (4). Dieser von der ICRP übernommene Wert für die Dicke der Epidermis beruht offenbar aus völlig unzulänglichen Messungen aus dem vorigen Jahrhundert, und neuere Messungen haben gezeigt, daß die Epidermis an den meisten Stellen des Körpers nur  $3-5 \text{ mg/cm}^2$  dick ist. An der Vorderseite der Finger ist die Epidermis zwar  $30-50 \text{ mg/cm}^2$  dick, an den Seiten des Fingers aber nur noch  $6-10 \text{ mg/cm}^2$  (5, 6). Ist jetzt die offizielle ICRP-Empfehlung oder die wahre Dicke der Epidermis maßgeblich für die Lage des kritischen Organs?

Es gibt aber noch weitere Vorschläge zur Bestimmung der Dosis von  $\beta$ -Strahlung. So wird in England empfohlen als  $\beta$ -Dosis, den in Luft gemessenen Wert anzunehmen (7, 8). Nach einem Entwurf der IEC (9) soll für nicht durchdringende Strahlung die Dosisleistung hinter einem Absorber von  $5 \text{ mg/cm}^2$  luftäquivalenten Materials und mit einer Kammerdicke entsprechend  $5 \text{ mg/cm}^2$  gemessen werden. Aus dem im vorigen Abschnitt aufgeführten Beispiel für  $^{147}\text{Pm}$  folgt aber, daß eine Kammerdicke entsprechend  $5 \text{ mg/cm}^2$  zu groß ist.

Die verschiedenen Vorschläge zeigen, daß nicht eindeutig feststeht, für welche Gewebetiefe die Dosis der  $\beta$ -Strahlung bestimmt werden soll.

Bei Arbeiten in der Nähe von Präparaten kann die Dosis an einzelnen Stellen der Hand sehr verschieden sein. Zur Bestimmung der Teilkörperdosis darf dann nicht die Dosis über die ganze Hand gemittelt werden, denn die mittlere Dosis kann sich so sehr von der maximalen Dosis unterscheiden, daß möglicherweise ein lokaler Strahlenschaden entsteht, ohne daß der Wert der mittleren Handdosis die maximal zugelassenen Werte der Teilkörperdosis überschreitet. Entsprechend internationaler Empfehlungen sollte zur Dosisbestimmung nur über eine Fläche von  $1 \text{ cm}^2$  am Ort der maximalen Dosis gemittelt werden (10, 11).

### 3. Berechnung der Dosisleistung und Vergleich mit Meßwerten

#### 3.1 Homogene, unbegrenzte Medien

Die Theorie von Spencer (12, 13) liefert für ein homogenes, unbegrenztes Medium Werte für die räumliche Verteilung der Dosisleistung. Diese stimmen auf  $\pm 4 \%$  mit Meßwerten überein bis hin zu solchen Abständen von der Strahlenquelle, bei denen 95 % der  $\beta$ -Energie absorbiert worden ist (14, 15, 16). Für größere Entfernungen sind die berechneten Dosisleistungen kleiner als die gemessenen (15). Spencer gibt Werte für monoenergetische Elektronen mit Energien von 25 keV bis 10 MeV in verschiedenen Medien an. Aus diesen Werten sind von verschiedenen Autoren Werte der Punktquellen-Dosisfunktion  $i_\beta$  für viele gebräuchliche  $\beta$ -Strahler in Luft und Wasser berechnet und tabel-

liert worden (16-19). Aus diesen Werten kann, analog wie bei  $\gamma$ -Strahlern, die Dosisleistung  $\dot{D}$  in der Umgebung von Punktquellen berechnet werden nach

$$\dot{D} = i_{\beta} \cdot \frac{A}{r^2} \quad (1)$$

Dabei ist A die Aktivität und r der Abstand zum Aufpunkt. Für ausgedehnte Quellen läßt sich aus Gleichung (1) durch Integration über die Quelle die Dosisleistung in homogenen Medien bestimmen. Für Spezialfälle ist diese Integration schon durchgeführt (16, 17, 19, 20). Für eine Integration sind die in Tabellenform vorliegenden Werte der Punktquellen-Dosisfunktion einzelner  $\beta$ -Strahler ungünstig. Deswegen sind die Tabellenwerte für viele  $\beta$ -Strahler durch Polynome dargestellt, die zur Berechnung der Dosisleistung einfacher integriert werden können (25).

Die Punktquellen-Dosisfunktion für beliebige, homogene Medien kleiner Ordnungszahl kann aus der Punktquellen-Dosisfunktion für Luft mit Hilfe einfacher Umrechnungsfaktoren berechnet werden (21).

Außer Werten auf Grundlage der Spencerschen Theorie gibt es empirische Punktquellen-Dosisfunktionen, die nicht so genau sind, aber einfach anzuwenden sind (22-24).

### 3.2 Inhomogene oder begrenzte Medien

Die obigen Rechenmethoden gelten für homogene, unbegrenzte Medien. Sie sind gut anwendbar zur Berechnung der  $\beta$ -Dosis in einem Organ nach einer Inkorporation. Bei Bestrahlung des Körpers von außen mit  $\beta$ -Strahlung ist die Voraussetzung des homogenen, unbegrenzten Mediums nicht erfüllt. Es sind normalerweise eine oder zwei Grenzflächen vorhanden und Rückstreuung muß berücksichtigt werden. Trotzdem werden die Rechenmethoden für unbegrenztes, homogenes Medium auch in diesen Fällen häufig angewandt (8, 27-32, 61). Zur Überprüfung der Anwendbarkeit dieser Rechenmethoden bei vorhandener Grenzfläche zwischen 2 Medien wurden Tiefendosisverteilungen in Makrofol (Polycar-

bonatfolie der Firma Bayer) mit einer Extrapolationskammer im Abstand von 8 bis 70 mm von verschiedenen punktförmigen radioaktiven Präparaten gemessen (33). Der Makrofolabsorber befand sich vor der Extrapolationskammer. Diese Versuchsanordnung entspricht etwa einer Hand in der Nähe eines radioaktiven Präparates, und es interessiert die Dosisleistung in der Basalschicht der Haut. Eventuell ist die Haut noch mit einem Handschuh als zusätzlichem Absorber bedeckt. Ist  $\rho_2 x_2$  das Flächengewicht der Luft zwischen Präparat und Absorber und  $\rho_1 x_1$  das Flächengewicht des Makrofolabsorbers, so wird zur Dosisberechnung die Punktquellen-Dosisfunktion für das Flächengewicht  $\rho_1 x_1 + \rho_2 x_2$  benutzt. Für kleine Absorberdicken war der Unterschied zwischen Messung und Rechnung gering. Für größere Absorberdicken treten Unterschiede von mehr als 100 % zwischen Rechnung und Messung auf (für  $^{147}\text{Pm}$  ab  $9 \text{ mg/cm}^2$ , für  $^{204}\text{Tl}$  ab  $65 \text{ mg/cm}^2$ ). Die Rechenwerte sind größer als die Meßwerte, so daß die berechneten Dosiswerte auf der sicheren Seite liegen. Um aber Aussagen über die Energieabhängigkeit von Dosisleistungsmeßgeräten machen zu können, sind die Rechenmethoden, die für ein homogenes, unbegrenztes Medium gelten, ungeeignet.

Ein allgemein gültiges Verfahren zur Berechnung der  $\beta$ -Dosisleistung in einem inhomogenen, begrenzten Medium gibt es noch nicht. Um einen Überblick der bisherigen Kenntnisse zu geben, werden Absorption, Rückstreuung und einige Spezialfälle getrennt behandelt.

### 3.2.1 Absorption

Die Schwächung der  $\beta$ -Strahlung in Materie kann für einen weiten Bereich recht gut durch eine Exponentialfunktion mit einem Massenschwächungskoeffizienten beschrieben werden, der von der Maximalenergie des  $\beta$ -Spektrums abhängt. Das ist aber nur eine Näherung. Hinter ganz dünnen Absorbern kann es sogar zu einem Anstieg der Dosisleistung kommen und dies nicht nur bei stark gebündeltem Strahl und monoenergetischen Elektronen, sondern

bei einem divergenten Strahlenbündel eines  $\beta$ -Strahlers (58). Von verschiedenen Autoren werden einfache Potenzgesetze für den Massenschwächungskoeffizient als Funktion der  $\beta$ -Maximalenergie angegeben (34-41). Für die eigenen Messungen der Tiefendosisverteilung in Makrofol (33) konnten die in der Literatur angegebenen Massenschwächungskoeffizienten die Versuchsergebnisse nicht erklären. Der Massenschwächungskoeffizient hängt von der Versuchsanordnung ab, und er kann sich, je nachdem ob der Absorber vor dem Präparat oder dem Detektor ist, um den Faktor 2 ändern (42). Der Massenschwächungskoeffizient hängt für kleines Z wenig von der Ordnungszahl ab, er ist aber nicht, wie bisher angenommen wurde, proportional  $Z^m$ , sondern es besteht eine starke Abhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten von der Periodenstruktur des Periodischen Systems der Elemente (43, 72, 73). Auf die Proportionalität des Massenschwächungskoeffizienten mit  $Z^m$  war - offenbar fälschlicherweise - geschlossen worden aus Messungen an den Materialien, die leicht in Folienform verarbeitbar sind. Der Großteil der Massenschwächungskoeffizienten ist mit Geiger-Müller-Zählrohren gemessen und gilt für die Änderung der Flußdichte. Für  $\beta$ -Spektren mit einer mittleren Energie unter 300 keV stimmt der Massenschwächungskoeffizient für die Flußdichte und die Dosisleistung überein. Bei  $\beta$ -Spektren mit größerer Energie fällt aber die Flußdichte im Absorber schneller als die Dosisleistung ab (44). Bei der Absorption der  $\beta$ -Strahlung werden die Elektronen niedriger Energie sehr viel schneller absorbiert als die Elektronen hoher Energie. So gilt für  $\beta$ -Strahlung des  $^{32}\text{P}$  hinter einem Absorber von  $300 \text{ mg/cm}^2$ , daß die mittlere Energie nur um 29 % gesunken ist, obwohl 90 % der  $\beta$ -Teilchen absorbiert sind (45). Der Massenschwächungskoeffizient wird durch einen Rückstreuer hinter der Quelle nur wenig geändert, obwohl die rückgestreuten Elektronen eine geringere Energie haben (42, 44).

### 3.2.2 Rückstreuung

$\beta$ -Teilchen werden in Materie leicht gestreut. Infolge dieser Streuung kann die Teilchenflußdichte in Hohlräumen in Gewebe und hinter schmalen Absorbern oder Kanten stark beeinflusst werden (46, 47). Für den Strahlenschutz ist insbesondere die

Erhöhung der Dosisleistung durch die Rückstreuung an der Präparatunterlage und die Änderung der Anzeige eines Dosimeters durch Rückstreuer hinter dem Dosimeter von Bedeutung. Für die Rückstreuung von monoenergetischen Elektronen liegen ebenso wie für  $\beta$ -Spektren umfangreiche Messungen in Abhängigkeit von der Dicke und der Ordnungszahl des Rückstreuers, dem Einfallswinkel und der Energie des primären Elektronen und der Energie der gestreuten Elektronen (41, 48-53) vor. Bei großer Ordnungszahl des Rückstreuers können mehr als 50 % der Elektronen zurückgestreut werden. Aus empirischen Daten sind allgemeine Formeln für den Rückstreckoeffizienten entwickelt worden (51, 54). Die Rückstreuung kann erheblich kleiner werden, wenn radioaktives Material auf rauhe Unterlagen aufgebracht wird. Da radioaktives Material nicht gleichmäßig auf der Unterlage zu sein braucht, sondern da in den Ritzen die Aktivität sich anhäuft, kann der "Rückstrefaktor" sogar kleiner als 1 werden (55). Für die Rückstreuung von Gemischen existiert (56, 57) eine Formel zur Berechnung der effektiven Ordnungszahl an.

Dosimeter werden durch Rückstreuer unterschiedlich beeinflusst. Ein Plexiglasrückstreuer vergrößert die Anzeige einer Extrapolationskammer je nach Energie der Elektronen bis zu etwa 10 % (58). Materialien hoher Ordnungszahl können die Anzeige der Extrapolationskammer durch Rückstreuung verdoppeln (35). Plexiglas als Rückstreuer hinter Thermolumineszenzdosimetern beeinflusst die Anzeige für niederenergetische  $\beta$ -Strahlung praktisch nicht, während die Anzeige für die Strahlung von  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  um 40 % vergrößert wird (59). Interessant ist die Beobachtung, daß ein Rückstreuer aus Blei hinter einem dünnen Präparat die Eichfaktoren für ein Dosimeter mit Zählrohr für die hochenergetische  $\beta$ -Strahlung des  $^{144}\text{Pr}$  und  $^{32}\text{P}$  praktisch nicht ändert, für die  $^{204}\text{Tl}$   $\beta$ -Strahlung der Eichfaktor dagegen um 30 % vergrößert wird (22). Die Anzeige von Kontaminationsmonitoren kann durch Rückstreuung der Präparatunterlage um bis zu 48 % vergrößert werden (60).

### 3.2.3 Quelle an der Grenze zweier Medien

Mehrere Arbeiten liegen über die Tiefendosisverteilung vor, wenn ein  $\beta$ -Strahler an der ebenen Grenzfläche zweier Medien angebracht ist. Für diesen Spezialfall war es möglich, die für homogene, unbegrenzte Medien geltende Loevingersche Formel (23) so zu verallgemeinern, daß sie durchgeführte Experimente gut beschreiben kann (62).

Die Dosis in der Basalschicht der Haut, wenn diese mit Spaltprodukten kontaminiert ist, ist berechnet worden (63, 64) anhand von gemessenen Tiefendosisverteilungen monoenergetischer Elektronen für verschiedene Einfallswinkel (65).

Nach einer Monte-Carlo-Rechnung ist die Dosisleistung an der Grenze Luft-Gewebe, verursacht durch eine dünne Quelle an der gleichen Grenzfläche, nur 70 % der Dosisleistung, die dort herrschen würde, wenn die Luft durch Gewebe ersetzt würde. Die Schwächung der Dosisleistung in Gewebe infolge der Grenzfläche ist in der Nähe der Grenzfläche unabhängig von der Energie des  $\beta$ -Strahlers, wenn der Abstand des Aufpunktes im Gewebe von der Grenzfläche in Bruchteilen der Reichweite der  $\beta$ -Strahlung ausgedrückt wird (20).

### 3.2.4 Weitere Rechen- und Meßergebnisse

Brown (66, 67) berechnet die Dosisleistung in Materie, wenn Rückstreuer und Absorber aus anderem Material vorhanden sind mit Hilfe der Theorie von Spencer (12, 13). Er berücksichtigt die Grenzflächen durch zusätzliche Korrekturfaktoren. Über die Güte dieser Rechnungen kann keine Aussage gemacht werden, solange die Rechenergebnisse nicht mit Messungen verglichen wurden.

Weiter liegen Messungen und Rechnungen vor für die Dosisleistung an der Grenzfläche zweier Medien mit verschiedener Ordnungszahl (69) und in der Nähe von dicken Präparaten (70, 21) ebenso wie für den Einfluß der Grenzfläche auf die Dosisverteilung in einer dicken Quelle (71).

Ferner wurde die Dosisverteilung in Gewebe berechnet für verschiedene Nuklide in einer radioaktiven Wolke, die die Person umgibt (68).



Zusammenfassend kann man feststellen, daß viele Arbeiten zur rechnerischen Bestimmung der Dosisleistung in der Nähe von  $\beta$ -Strahlern vorliegen. Das Problem der Berechnung der Dosisleistung ist aber noch lange nicht gelöst. Die Ergebnisse einiger der bereits vorliegenden Arbeiten müßten auch noch durch Messungen bestätigt werden.

#### 4. Meßgeräte zur Bestimmung der Dosis oder Dosisleistung der $\beta$ -Strahlung

##### 4.1 Ionisationskammern

##### 4.1.1 Dünnwandige Ionisationskammern

Eine genaue Bestimmung der  $\beta$ -Dosisleistung in Luft ist mit extrem dünnwandigen Ionisationskammern (7, 8, 14, 15, 21) oder mit einer Wandextrapolationskammer (16) möglich. Bei der Wandextrapolationskammer wird versucht, alle festen Teile der Kammer, die die Homogenität der Luft stören, durch Extrapolation auf die Dicke Null auszuschalten. Diese Kammern sind mechanisch sehr empfindlich und deswegen zur Strahlenschutzüberwachung ungeeignet.

##### 4.1.2 Extrapolationskammern

Volumenextrapolationskammern oder kurz Extrapolationskammern dienen insbesondere zur genauen Bestimmung der Dosis in Materie (8, 59, 74-85). Sie sind vielfach nicht zur Bestimmung der Dosisleistung in Luft geeignet, da die Kammerrückwand  $\beta$ -Strahlung stärker reflektiert als Luft\*. Ebenso wie dünnwandige Ionisationskammern sind auch Extrapolationskammern nicht zur Strahlenschutzüberwachung geeignet. Die Extrapolationskammer ist aber das Standarddosimeter zur Kalibrierung.

##### 4.1.3 Flachkammern

Flache Ionisationskammern werden zur Bestimmung der  $\beta$ -Dosisleistung als Sekundär-Standard und für die Routine-Überwachung gebaut (22, 30, 82, 86, 87). Wegen der geringen Kammertiefe ändert sich die Dosisleistung nur wenig über das Kammervolumen,

---

\* Bestimmung der  $\beta$ -Dosisleistung mit einer Extrapolationskammer in Luft in Arbeit (7).

und die Energieabhängigkeit eines solchen Dosimeters ist gering. Die vordere Kammerwand kann so dick gemacht werden wie die Materieschicht, unter der die Dosisleistung bestimmt werden soll, z.B.  $6 \text{ mg/cm}^2$  (87),  $7 \text{ mg/cm}^2$  (30) oder  $15 \text{ mg/cm}^2$  (88). Das Flächengewicht von  $15 \text{ mg/cm}^2$  soll dabei der Materie über der Basalschicht der Haut entsprechen, wenn die Haut zusätzlich mit einem Operationshandschuh geschützt ist. Wenn der Abstand Strahlenquelle-Dosimeter nicht zu klein ist, stimmen die Anzeigen von Flachkammern recht gut mit denen von Extrapolationskammern überein. Die Abweichungen der Anzeigen beider Gerätetypen liegt für  $\beta$ -Strahler mit Maximalenergien größer  $0,2 \text{ MeV}$  zwischen  $< 10 \%$  und  $\pm 35 - 40 \%$  (30, 87, 88). Verschiedene Autoren erhalten dabei auch verschiedene Ergebnisse für denselben Kammertyp (30, 79)\*. Die Richtungsabhängigkeit der Flachkammern (22, 86) ist für die Praxis ohne Bedeutung, da die Lage der Strahlenquelle im allgemeinen bekannt ist. Ein wesentlicher Nachteil der Flachkammer ist ihre große Ausdehnung in seitlicher Richtung. Für Abstände von mindestens  $10 \text{ cm}$  zwischen Präparat und Dosimeter ist die Flachkammer gut verwendbar, in Präparatnähe aber ist sie wegen des Abstandsgesetzes stark unterempfindlich. So zeigt z.B. eine Flachkammer in  $2 \text{ cm}$  Abstand von einer noch recht großen  $^{32}\text{P}$  Quelle von  $4,5 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$  nur noch  $40 \%$  der Dosisleistung an (30). Flachkammern sind trotz ihrer Unterempfindlichkeit bei Messungen in Präparatnähe z.Zt. die besten  $\beta$ -Dosimeter für die Strahlenschutzüberwachung.

#### 4.1.4 Weitere Ionisationskammern

Ausgedehntere Ionisationskammern sind für Messungen in Präparatnähe restlos ungeeignet. In größerem Abstand von der Strahlenquelle können sie vielfach für eine gute Abschätzung der Dosisleistung verwendet werden. Nicht zu große Kammern zeigen eine geringe Energieabhängigkeit (90). Für die dünnwandige

---

\* Die Kammer BP3 bei Thompson (79) scheint mit dem Gerät BNL3 (30) übereinzustimmen.

Ionisationskammer EMI Typ 0030 nimmt die Empfindlichkeit mit wachsendem Abstand von der Quelle ab. Die Anzeige liegt zwischen 80 - 100 % für  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$   $\beta$ -Strahlung und 50 - 70 % für  $^{204}\text{Tl}$   $\beta$ -Strahlung (78, 79). Die Ionisationskammer VA-J-15 A zeigt in 30 cm Abstand von der Strahlenquelle bis zu 50 % der Dosisleistung der  $^{32}\text{P}$   $\beta$ -Strahlung und 20 - 30 % der Dosisleistung der  $^{131}\text{J}$   $\beta$ -Strahlung an (88). Die Empfindlichkeit der Kammer EKCO Typ N 555 (bzw. AERE Typ 1349 A) ist von 3 Autorengruppen gemessen (30, 76, 78, 79). Die Empfindlichkeit ist danach 35 - 40 % für  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$   $\beta$ -Strahlung und nur noch 5 - 10 % für  $^{204}\text{Tl}$ -Strahlung. Für eine andere Ionisationskammer (AVO Hot Spot Monitor AERE Typ 1657 A) geben 2 Autorengruppen um den Faktor 2 unterschiedliche Empfindlichkeiten an (76, 78, 79). Eine weitere Ionisationskammer, der Typ ist leider nicht angegeben, zeigt für  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  um den Faktor 1,3, für  $^{204}\text{Tl}$  um den Faktor 1,65 und für  $^{147}\text{Pm}$  um den Faktor 3,75 zu geringe Dosisleistungen an. Die Empfindlichkeit großvolumiger Ionisationskammern nimmt für  $\beta$ -Strahler geringer Maximalenergie stark ab. Umso erstaunlicher ist es, daß es eine Ionisationskammer geben soll (V 440 nach Gupton (89)), die eine sehr geringe Empfindlichkeit von nur 1,4 % hat, aber für  $\beta$ -Strahler mit Maximalenergien größer 0,23 MeV praktisch energieunabhängig anzeigen soll.

#### 4.2 Dosimeter mit Szintillator

Durch Bestimmung des  $\beta$ -Spektrums und der Flußdichte in einem dicken Szintillator läßt sich die  $\beta$ -Dosisleistung genau bestimmen (86). Diese Methode ist aber nicht für die Routine geeignet.

Mit dünnen, gewebeäquivalenten Szintillatoren von  $3 \text{ mg/cm}^2$  bis ca.  $50 \text{ mg/cm}^2$  Dicke sind verschiedene Dosimeter gebaut worden (90 - 93). Die Energieabhängigkeit der Empfindlichkeit hängt stark von der Szintillatordicke ab. Roesch findet für Elektronen mit Energien oberhalb 500 KeV am Van-de-Graaff-Generator eine sehr geringe Energieabhängigkeit seines Dosimeters (90), während Cross für verschiedene, auch noch sehr geringe Dicken eine starke Energieabhängigkeit der Anzeige

feststellt (91). Auch für  $\beta$ -Spektren mit Maximalenergien über 1 MeV ist die Energieabhängigkeit wegen der Cerenkovstrahlung im Lichtleiter noch vorhanden. Eine einfache Strommessung mit Hilfe dünner Szintillatoren liefert offenbar kein kleines, energieunabhängig anzeigendes Dosimeter.

Eine interessante, neue Möglichkeit eines Dosimeters mit dünnem Szintillator wurde von Nentwig vorgeschlagen (94). Er verwendet Szintillatoren von 10 - 25  $\text{mg}/\text{cm}^2$  Dicke und zählt die Impulse, die eine geeignete Diskriminatorschwelle überschreiten. Ein  $\beta$ -Teilchen niedriger Energie, das den gleichen Weg im Szintillator wie ein  $\beta$ -Teilchen hoher Energie durchläuft, erzeugt einen größeren Impuls, da das  $dE/dx$  mit fallender  $\beta$ -Energie zunimmt. Ein von einem solchen Teilchen erzeugter Impuls hat bei geeigneter Diskriminatorschwelle eine größere Wahrscheinlichkeit die Schwelle zu überschreiten als ein Impuls von einem  $\beta$ -Teilchen höherer Energie. Durch Variation der Szintillatordicke, der Szintillatorumhüllung und der Diskriminatorschwelle erhält Nentwig ein kleines, energieunabhängig anzeigendes  $\beta$ -Dosimeter. Dies ist das einzige, mir bekannte, kleine, energieunabhängige  $\beta$ -Dosimeter, das scheinbar alle Forderungen eines für den praktischen Strahlenschutz geeigneten Dosimeters erfüllt. Die Frage ist, ob das Dosimeter nicht gebaut wird, weil scheinbar kein Markt dafür vorhanden ist oder weil technische Schwierigkeiten aufgetreten sind, die aus der Veröffentlichung nicht ersichtlich sind.

#### 4.3 Dosimeter mit Halbleiterdetektor

Es existieren eine Reihe von Arbeiten über  $\beta$ -Dosimetrie mit Halbleitern (95-104). Dosimeter mit Oberflächen-Grenzschichtdetektoren, bei denen nur Impulse gezählt werden, zeigen teilweise eine große Energieabhängigkeit (98). Bei einem Gerät mit geringer Energieabhängigkeit ist die Solldosisleistung nur berechnet und nicht gemessen worden (102). Die Kalibrierung eines weiteren Dosimeters mit scheinbar geringer Energieabhängigkeit wird weiter unten genauer besprochen (100). Mit einem Halbleiterdetektor wurde auch eine Art Extrapolationskammer gebaut, bei der die Größe des empfindlichen Detektorvolumens durch Ände-

rung der Spannung am Detektor variiert werden kann (103). Die Meßergebnisse dieses Gerätes stimmen für  $^{204}\text{Tl}$ ,  $^{32}\text{P}$  und  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  gut mit denen einer normalen Extrapolationskammer überein.

#### 4.4 Zählrohre

Zählrohre sind geeignet zur Bestimmung der Flußdichte oder der Aktivität eines Präparates nicht dagegen zur Dosisleistungsmessung. Zählrohre zeigen eine große Energieabhängigkeit (7, 76, 89). In einem Fall ist ein Geiger-Müller-Zählrohr um den Faktor 11 unempfindlicher für  $^{147}\text{Pm}$   $\beta$ -Strahlung als für die des  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ .

Es gibt  $\gamma$ -Dosimeter mit GM-Zählrohr und einem sogenannten  $\beta$ -Fenster. Ist  $\beta$ -Strahlung vorhanden, so zeigen diese Dosimeter mit offenem Fenster einen höheren Wert als mit geschlossenem Fenster an. Diese Anzeigenerhöhung steht aber in keinem eindeutigen Zusammenhang mit der Dosisleistung. Messungen solcher Dosimeter mit offenem  $\beta$ -Fenster täuschen eine viel zu geringe Dosisleistung vor, und Geräte mit sogenannten  $\beta$ -Fenster sind deswegen sogar gefährlich.

#### 4.5 Filmdosimeter

Die Empfindlichkeit der Filmdosimeter für  $\beta$ -Strahlung ist wegen der Filmumhüllung stark energieabhängig (16, 105, 106). Da der Ort der Filmplakette im allgemeinen weit von der Strahlenquelle entfernt ist, ist aber  $\beta$ -Strahlung geringer Energie am Ort der Filmplakette ohne Bedeutung. Für  $\beta$ -Strahler mit Maximalenergien oberhalb 0,6 MeV ist eine auf  $\pm 30\%$  genaue Dosisbestimmung möglich (106).

#### 4.6 Thermolumineszenzdosimeter

Die Empfindlichkeit von TLD für  $\beta$ -Strahlung hängt stark von der Dicke der verwendeten TLD ab. Die Ergebnisse verschiedener Autoren sind deswegen unterschiedlich (29, 59, 107-109). Koczynski (109) mißt die Energieabhängigkeit der Empfindlichkeit als Funktion der Dosimeterdicke bis herunter zu 0,1 mm. Marshall und Docherty erhalten für sehr dünne Dosimeter aus LiF in Teflon von  $8,9 \text{ mg/cm}^2$  bei einer Abdeckung von  $3,7 \text{ mg/cm}^2$

eine auf  $\pm 10\%$  genaue Bestimmung der  $\beta$ -Dosisleistung für Strahler mit Maximalenergien oberhalb 0,15 MeV (29).

#### 4.7 Glasdosimeter

Übliche Glasdosimeter sind wegen ihrer Dicke und ihre Kapselform zur  $\beta$ -Dosimetrie ungeeignet. Mit einem bestimmten trapezoidförmigen Glas in spezieller Küvette soll für  $\beta$ -Strahlung mit mittleren Energien von 20 keV bis 1 MeV die Dosisbestimmung auf  $\pm 20\%$  genau möglich sein (110). Das Glas ist dabei noch von einer  $12 \text{ mg/cm}^2$  dicken Hülle umgeben. Die gute Energieabhängigkeit dieser Gläser ist erstaunlich und sollte nachgeprüft werden.

#### 5. Allgemeine Kritik zu Angaben der Energieabhängigkeit der Dosimeter

Im vorigen Abschnitt wurden die unterschiedlichen Gerätetypen besonders bezüglich ihrer Energieabhängigkeit besprochen. Die Energieabhängigkeit der Geräte beruht sehr häufig nur auf Angaben der Autoren, und das reicht vielfach nicht aus um festzustellen, ob die Geräte richtig kalibriert sind. In manchen Fällen hat man starke Zweifel. Es wurden Präparate mit stärkeren Abdeckungen und dickeren Unterlagen benutzt. Die Werte sind häufig nicht mit Ergebnissen von Extrapolationskammern verglichen. An einem krassen Beispiel, einem der oben erwähnten  $\beta$ -Dosimeter mit Halbleiterdetektor, soll gezeigt werden, wie Angaben über anscheinend energieunabhängig anzeigende Dosimeter zustande kommen können. Der Autor (100) benutzt einen Halbleiterdetektor mit einer empfindlichen Schicht der Dicke  $200 \mu$  ( $\approx 48 \text{ mg/cm}^2$ ). Zur Unterdrückung von Rauschimpulsen liegt die Diskriminatorschwelle bei 60 keV. Der Autor beruft sich auf eine Arbeit von Cross (111) und behauptet danach, das Verhältnis von Teilchenzahl zur Dosis in Gewebe sei hinter einem Absorber von  $7 \text{ mg/cm}^2$  praktisch konstant für  $\beta$ -Strahler mit Maximalenergien oberhalb 200 keV. Unter dieser Voraussetzung genügt es dem Autor den Teilchenfluß zu bestimmen, um die  $\beta$ -Dosisleistung zu erhalten. Vergleichsmessungen mit dünnen Plastikszintillatoren liefern befriedigende Ergebnisse.

Zur Kritik ist zu sagen, daß Messungen mit einem dünnen Plastiksintillator, der eine ähnliche Energieabhängigkeit wie der Halbleiterdetektor besitzen wird, keine Beweiskraft haben. Weiter wird durch die Diskriminatorschwelle von 60 KeV vor allem bei  $\beta$ -Spektren niedriger Maximalenergie ein wesentlicher Bruchteil nicht gezählt, und die Flußdichte wird falsch bestimmt. Auch ist in der Arbeit von Cross gar nicht das Verhältnis von Teilchenzahl zur Dosis in einer Gewebetiefe von  $7 \text{ mg/cm}^2$  angegeben sondern das Verhältnis der Dosis einer Gewebetiefe von  $7 \text{ mg/cm}^2$  zum Produkt aus Präparataktivität und Bestrahlungszeit für Entfernungen von 2,5 cm und 10 cm vom Präparat. Aus diesem Verhältnis kann man unter Vernachlässigung jeglicher Absorption die Flußdichte in 2,5 cm Abstand vom Präparat berechnen, und man erhält dann die Werte von Jones (100). Das ist aber unzulässig, denn die Teilchenzahl ändert sich durch Absorption erheblich. So ändert sich die Teilchenzahl durch Absorption in der 2,5 cm dicken Luftschicht, ohne daß die  $7 \text{ mg/cm}^2$  tiefe Gewebeschicht berücksichtigt wird, für einen  $\beta$ -Strahler mit einer Maximalenergie von 200 KeV um etwa 29 % (Dieser Wert hängt natürlich vom zur Rechnung benutzten Absorptionskoeffizienten ab).

Hier wurde an einem krassen Beispiel gezeigt, wie Angaben über die Energieabhängigkeit von Dosimetern zustande kommen können und wie man Literaturangaben speziell in der  $\beta$ -Dosimetrie kritisch gegenüber stehen muß.

## 6. Zusammenfassung

Die  $\beta$ -Dosimetrie ist wegen der leichten Absorbierbarkeit und der starken Streuung der Elektronen schwierig. Die vorhandenen Rechenmethoden zur Dosisbestimmung sind für die Praxis unzureichend und, da die Probleme kompliziert sind, ist in absehbarer Zeit nicht eine einfache, auf alle Spezialfälle anwendbare Rechenmethode zu erwarten. Die genaue Messung der  $\beta$ -Dosisleistung ist zwar möglich, für die Strahlenschutzpraxis fehlt aber noch ein hinreichend kleines und energieunabhängiges Dosimeter.

Literatur

- (1) Cross,W.G., AECL-2793 (1967)
- (2) Heinzelmann,M., Jül-640-ST (1970)
- (3) Bjärngård,B.E. und D.Jones, AED-Conf 1966-193-17
- (4) ICRP Publication 2, Pergamon Press, Oxford 1959
- (5) Whitton,J.T., RD/B/R 1934 (1971)
- (6) Whitton,J.T., Health Physics 24, 1 (1973)
- (7) Owen,B., Phys. Med. Biol. 17, 175 (1972)
- (8) Gibson,J.A.B. und J.U.Ahmed, Technical Report Series No. 150, IAEA, Wien 1973
- (9) Dokument SC 45 B/WGBS (Secretary 17) 1974
- (10) ICRP Publication 9, Pergamon Press, Oxford 1966
- (11) Bond,V.P., H.Blair, A.M.Brues, R.D.Evans, T.C.Evans, M.P.Finkel, J.S.Robertson, W.K.Sinclair, C.A.Sondhaus, J.N.Stannard, J.B.Storer, C.A.Tobias, A.C.Upton, BNL 50073 (1967)
- (12) Spencer,L.V., Phys. Rev 98, 1597 (1955)
- (13) Spencer,L.V., National Bureau of Standards Monograph No. 1, 1959
- (14) Clark,R.K., S.S.Brar und L.D.Marinelli, Radiology 64, 94 (1955)
- (15) Cross,W.G., Can.J.Phys. 45, 2021 (1967)
- (16) Herrmann,D., Nukleonik 8, 320 (1966)
- (17) Cross,W.G., AECL 2793 (1967)
- (18) Berger,M.J., Journal of Nuclear Medicine 12, Suppl. 5, 5 (1971)
- (19) Barley,M.R., RD/B/N 2763 (1973)
- (20) Berger,M.J., Conf-691212, p 63 (1969)
- (21) Cross,W.G., Phys. Med. Biol. 13, 611 (1968)
- (22) Sommermeyer,K. und H.Opitz, Atomkernenergie 4, 404 (1959)



- (23) Loevinger,R. Radiology 66, 55 (1956)
- (24) Bochkarev,V.V., G.B.Radzievsky, L.V.Timofeev und N.A.Demianov, Int.J.Appl.Rad. Isotops 23, 493 (1972)
- (25) Valley,J.F., A.P.Kushelevky und P.Lerch, Health Phys. 26, 295 (1974)
- (26) Henson,P.W. Brit.J.Radiol. 46, 972 (1973)
- (27) Henson,P.W. Brit.J.Radiol. 46, 645 (1973)
- (28) Marshall,M. und J.Docherty, AERE-R 6500 (1970)
- (29) Marshall,M. und J.Docherty, Phys.Med.Biol. 16, 503 (1971)
- (30) Playle,T.S. und W.N.Walker, RD/B/N 1107 (1968)
- (31) Wheatley,B.M. und J.S.Cole, RD/B/N 608 (1966)
- (32) Whitton,J.T., RD/B/N 1480 (1969)
- (33) Heinzelmann, M.  
Veröffentlichung in Vorbereitung
- (34) Evans,R.D., The Atomic Nucleus, New York 1955
- (35) Roesch,W.C., HW 32121 (1954)
- (36) Libby,W.F., Phys.Rev. 103, 1900 (1956)
- (37) Kononenko,A.M. und V.A.Petrov, Biophysics USSR (Engl.Transl.) 5, 250 (1960)
- (38) Gleason, G.I., E.D.Taylor und D.L.Tabern, Nucleonics 8, 12 (1951)
- (39) Curie,M., A.Debierne, A.S.Eve, H.Geiger, O.Hahn, S.C.Lind, St.Meyer, E.Rutherford, E.Schweidler, Rev.Mod.Phys. 3, 427 (1931)
- (40) Price,J., Nuclear Radiation, New York 1958
- (41) Huq,M.S. und G.Mowla, Health Phys. 18, 734 (1970)
- (42) Filonov,B.O., I.E.Shimanovich und M.M.Pavlyuchenko, Doklady Akad. Nauk BSSR 13, 414 (1969)
- (43) Thümmel,H.-W., Isotopenpraxis 9, 331 (1973)
- (44) Sommermeyer,K. und K.-H.Waechter, Z.angew. Phys. 5, 242 (1953)

- (45) Walinder,G., FOA Rep. 6, No. 7 (1972)
- (46) Manegold,K., Strahlentherapie 140, 647 (1970)
- (47) Harder,D., Biophysik 5, 157 (1968)
- (48) Bothe,W., Z.Naturforschung 4a, 542 (1949)
- (49) Frank,H., Z.Naturforschung 14a, 247 (1959)
- (50) Dressel,R.W., Phys.Rev. 144, 332 (1966)
- (51) Koral,K.F. und A.J.Cohen, NASA-TN D-2909 (1965)
- (52) Jakschik,J. und K.P.Jüngst, Nucl.Instrum.Meth. 79, 240 (1970)
- (53) Frederickson,A.R. und E.A.Burke, IEEE Trans.Nucl.Sci. NS-19, 160 (1972)
- (54) Tabata,T., R.Ito und S.Okabe,Nucl.Instrum.Meth. 94, 509 (1971)
- (55) Tautenhahn,F., W.Pütz und L.von Erichsen, BMBW-FB K 70-08 A (1970)
- (56) Thümmel,H., Isotopenpraxis 6, 214 (1970)
- (57) Thümmel,H., Isotopenpraxis 6, 254 (1970)
- (58) Owen,B., Phys.Med.Biol. 18, 355 (1973)
- (59) Harvey,J.R. und S.Townsend, RD/B/N 1372 (1969)
- (60) Gühne,F., Isotopenpraxis 8, 201 (1972)
- (61) Whitehouse,W.J., AERE-R 5679 (1968)
- (62) Osanov,D.P. und Yu.N.Podsevalov, Sov.Atomic Energy 31, 1025 (1971)
- (63) Osanov,D.P., M.J.Tissen und G.B.Radzievsky, Health Phys. 17, 489 (1969)
- (64) Osanov,D.P., E.B.Ershov, O.V.Klickov und V.A.Rackova, Health Phys. 20, 559 (1971)
- (65) Radzievsky,G.B. und D.P.Osanov, AEC-tr-6771, p.195, Übersetzung aus Radiobiologija 6, 298 (1966)
- (66) Brown,St.L., AD 625 359 (1965)
- (67) Brown,St.L. und O.S.Yu, AD-671660 (1968)
- (68) Berger,M.J., Health Phys. 26, 1 (1974)

- (69) Pailthorp, K.G., BNWL-235-2, p.33 (1967)
- (70) Sommermeyer, K. und K.-H. Wächter, Z.f. angew. Phys. 8, 473 (1956)
- (71) Osanov, D.P. und Yu.N. Podsevalov, Atomnaya Energiya, 35, 49 (1973)
- (72) Thümmel, H.-W., Isotopenpraxis 10, 20 (1974)
- (73) Thümmel, H.-W., Isotopenpraxis 10, 23 (1974)
- (74) Failla, G., Radiology 29, 202 (1937)
- (75) Loevinger, R., Rev. Sci. Instrum. 24, 907 (1953)
- (76) Gale, H.J. und L.H.J. Peaple, AERE-R 4397 (1963)
- (77) de Choudens, H. und Giroux, NP-17062
- (78) Thompson, I.M.G., R.J. Boylan und J. Goodwin, RD/B/N 1117 (1968)
- (79) Thompson, I.M.G., R.G. Shipton und J. Goodwin, I.R.P.A./2/P 207 (1970)
- (80) Cross, W.G., Can. J. Phys. 47, 75 (1969)
- (81) Roman, J. und B. Sawicka, CLOR-74/D (1969)
- (82) Haybittle, J.L., Brit. J. Radiol. 28, 320 (1955)
- (83) Jablonska, J. und M. Kuchta, P 1389/OPIDI/D (1972)
- (84) Jablonska, J. und M. Kuchta, Dosimetry in agriculture, industry, biology and medicine, IAEA, Wien 1973, p.527
- (85) Gühne, F. und K. Helmstädter, Isotopenpraxis 8, 47 (1972)
- (86) Gühne, F. und K. Helmstädter, Isotopenpraxis 8, 88 (1972)
- (87) Roßbander, W. und G. Haberer, ZfK-Dos 5 (1966)
- (88) Firmenprospekt RFT, Beta-Flachkammer zum VA-J-15A, VEB Vakutronik, Dresden
- (89) Gupton, E.D., ORNL-TM-1581 (1966)
- (90) Roesch, W.C. und E.E. Donaldson, Proc. of the Intern. Conf. on the Peaceful Uses of Atomic Energy 14, 172, (1958)
- (91) Cross, W.G. und J.D. Marr, in J.E. Woolston und S.J. Townsend, AECL-802, (1959) p.58

- (92) Schönbacher, H. und B. Moy, CERN, Technical Note vom 27.11.1969
- (93) Schönbacher, H. und B. Moy, CERN, Technical Note vom 3.2.1970
- (94) Nentwig, G.,  $\beta$ -Dosimetrie mit Szintillationszähl-  
anordnungen, Dissertation, Dresden 1967
- (95) Morley, B.J. und R.P. Parker, Phys. Med. Biol. 12, 511 (1967)
- (96) Baily, N.A. und J.H. Hilbert, Radiology 82, 129 (1964)
- (97) Baily, N.A. und J.H. Hilbert, Phys. Med. Biol. 10, 41 (1965)
- (98) Baily, N.A. und J.H. Hilbert, Phys. Med. Biol. 11, 75 (1966)
- (99) Baily, N.A. und J.H. Hilbert, Health Phys. 12, 705 (1966)
- (100) Jones, A.R., IEEE Trans. on Nucl. Sci. 13, 652 (1966)
- (101) Jones, A.R., AECL-3455 (1969)
- (102) Andreev, P.N., Yu. N. Kozlov und R. A. Filov, Med. Radiol. 18,  
No. 11, 59 (1973)
- (103) Roman, J. und B. Sawicka, CLOR-57/D (1966)
- (104) Prevo, C.T. und J.L. Cate, UCRL-50007-67-3, p.24 (1967)
- (105) Dudley, R.A., in F.H. Attix, W.C. Roesch, Radiation  
Dosimetry II, p.325, New York 1966
- (106) Wysopolski, J. und T. Musialowicz, in SZS-153, p 99 (1973)
- (107) Greitz, U. und B.I. Rudén, Phys. Med. Biol. 17, 193 (1972)
- (108) Jones, A.R. in J.A. Auxier, K. Becker und E.M. Robinson,  
TID-4500, p 752 (1968)
- (109) Koczynski, A., M. Wolska-Witer und T. Musialowicz,  
CLOR/94/D (1973)
- (110) Yokota, R., Y. Muto und T. Miyake, in J.A. Auxier, K. Becker  
und E.M. Robinson, TID-4500, p 773 (1968)
- (111) Cross, W.G., Health Phys. 11, 453 (1965)

Zur Frage der Meßgröße bei der Kalibrierung von  $\beta$ -Strahlen-  
dosimetern

---

H. Reich und J. Böhm

Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig

Von großer praktischer Bedeutung für die Dosimetrie der  $\beta$ -Strahlen ist die Meßgröße, in der die  $\beta$ -Strahlen-Dosis angezeigt werden soll. Zur Debatte steht

1. die Energiedosis  $D_L$  für Luft frei in Luft, kurz "Luftdosis",
2. die Energiedosis  $D_G$  für Standard-Weichteilgewebe (ICRU Report 1964 [1]) in einer bestimmten Tiefe unter der Oberfläche, kurz "Gewebedosis" genannt.

(Für Strahlenschutzdosimeter könnte anstelle der Energie- auch die Äquivalentdosis eingeführt werden. Die Überlegungen gelten in gleicher Weise für Energiedosen und Energiedosisleistungen).

Die englische Normenkommission British Committee on Radiation Units and Measurements (BCRU 1974 [2]) hat vor kurzem die 1. Möglichkeit zur Anwendung empfohlen. Sie nimmt vermutlich die Größe Standard-Gleichgewichts-Ionendosis (exposure) für Photonen bis 3 MeV zum Vorbild, die ebenfalls als eine Ionendosis frei in Luft gemessen wird und bis heute die Referenzmeßgröße für alle Normal- und Gebrauchsinstrumente darstellt. Für Messungen frei in Luft spricht, daß große Meßvolumina ohne spezielle Korrekturen verwendet werden können, daß Luft ein universelles Medium für Vergleichsmessungen darstellt und daß sonstige Materialeinflüsse nicht ins Spiel kommen.

Mit diesem Beitrag wollen wir versuchen, die für die zweite Lösung sprechenden Argumente darzustellen: die Benutzung der Gewebedosis  $D_G$  sowohl für Primärnormale der  $\beta$ -Strahlen als auch für Gebrauchsinstrumente. In der Praxis des Strahlenschutzes und der Therapie ist  $D_G$  in bestimmter Tiefe im Gewebe von viel größerer Bedeutung als die Luftdosis  $D_L$ . Wird die letztere vom Instrument angezeigt, muß sie in die erstere umgerechnet werden. Allerdings hat die Kalibrierung zur Anzeige der Größe  $D_G$  bestimmte Konsequenzen, die unten diskutiert werden. Die Entscheidung über die deutsche Stellungnahme sollte im Fachnormenausschuß Radiologie getroffen werden.

Nach dem Vorschlag des BCRU kann die Luftdosisleistung für  $\beta$ -Strahlen durch eine vom National Physical Laboratory (NPL) entwickelte Primärnormal-Meßeinrichtung ermittelt werden, die aus dünnen an Fäden frei in Luft aufgespannten Folien besteht. Die senkrecht zur Achse des Strahlungsfeldes stehenden Folien bilden eine Parallelplattenkammer mit definiertem Meßvolumen (Owen 1972 [3]).

Das Ziel der Bestimmung der Gewebedosis wird damit nur auf einem Umweg erreicht. Im ersten Schritt wird an dem von der Maßeinrichtung gelieferten Wert eine Korrektur angebracht, die den Einfluß der Absorption in der Vorderwandfolie und der Rückstreuung aus der Hinterwandfolie durch Extrapolation auf die Wanddicke Null eliminiert. Die zu kalibrierenden Instrumente erhalten den von der Maximalenergie  $E_m$  der Beta-Strahlen abhängigen Kalibrierfaktor  $k_1$ , der durch Multiplikation mit der Anzeige  $R$  den Wert für  $D_L$  (bezogen auf die Geometrie der NPL-Meßeinrichtung) ergibt:

$$D_L = k_1(E_m)R. \quad (1)$$

Im zweiten Schritt wird zur Bestimmung der Gewebedosis dem Benutzer in einer Tabelle und in Kurvenform ein ebenfalls von  $E_m$  abhängiger Konversionsfaktor (hier  $k_2$  genannt) mitgeteilt, der den ersten Schritt weitgehend rückgängig macht. Der Ein-

fluß einer dünnen Vorderwand und einer dicken Rückwand wird wieder eingeführt, um die Gewebedosis in "halbunendlich" ausgedehntem Gewebe in einer Tiefe (ausgedrückt als Masse/Fläche) von 5 bis 10 mg/cm<sup>2</sup> zu erhalten:

$$D_G = k_2(E_m)D_L = k_1(E_m)k_2(E_m)R. \quad (2)$$

Dieser Zusammenhang wird in der Abbildung verdeutlicht. Die Kurve  $k_1$  verbindet Meßpunkte, die von Owen (1972 [3]) bei der Kalibrierung eines kommerziellen  $\beta$ -Strahlenmonitors zur Anzeige der Luftdosis gewonnen wurden. Der Kurvenverlauf ist typisch für eine Ionisationskammer mit dünner Vorder- und dicker Rückwand. Die Kurve des Konversionsfaktors  $k_2$  wurde aus der BCRU-Veröffentlichung übernommen.

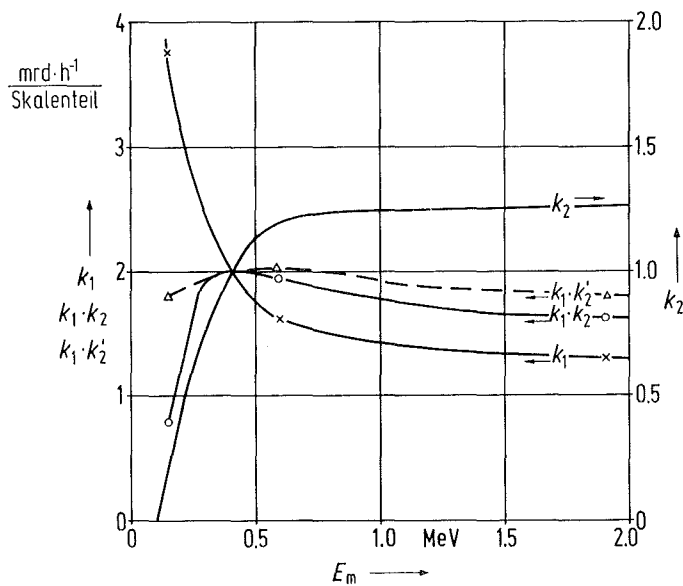


Abbildung:

Kalibrierfaktor  $k_1$  eines kommerziellen  $\beta$ -Monitors in Luft (in der Einheit  $\text{mrd h}^{-1}/\text{Skalenteil}$ ), Konversionsfaktor  $k_2$  (dimensionslos) und Produkte  $k_1 k_2, k_1 k_2'$  in Abhängigkeit von der Maximalenergie  $E_m$  der  $\beta$ -Strahlen.

Die den Anwender vor allem interessierende Produktkurve  $k_1 k_2$  zeigt eine geringere Energieabhängigkeit als die beiden Einzelkurven.

Wählt man ebenfalls von Owen (1973 [4]) bestimmte Konversionsfaktoren für eine Gewebeschichttiefe von 4 mg/cm<sup>2</sup> (hier mit  $k_2'$  bezeichnet), so erhält man für die Produktkurve  $k_1 k_2'$  für den-

selben  $\beta$ -Strahlenmonitor einen über den gesamten Bereich noch wesentlich flacheren Verlauf. Man kann also sagen: Dieses Instrument wäre für eine Gewebetiefe von  $4 \text{ mg/cm}^2$  ausgezeichnet angepaßt.

Als bedeutendster Nachteil des BCRU-Vorschlages erscheint uns, daß er geeignet ist, die kommerzielle Entwicklung der  $\beta$ -Strahlenmonitore und Dosimeter in eine falsche Richtung zu lenken. Wenn man sich darauf festlegt, die Instrumente so zu kalibrieren, daß sie die Luftdosis  $D_L$  anzeigen, dann werden die Hersteller bemüht sein, durch die Auswahl der Wanddicken und Wandmaterialien die Kammern so zu gestalten, daß der Kalibrierfaktor  $k_1(E_m)$  nach Gl. (1) über einen möglichst großen Energiebereich konstant ist. Da sich die meisten Benutzer jedoch nur für die Gewebedosis interessieren, wünschen sie sich ein Meßgerät, das die Größe  $D_G$  liefert und bei dem das Produkt  $k_1(E_m)k_2(E_m)$  nach Gl. (2) annähernd konstant ist. Mit einem solchen Meßgerät können sie Werte der Gewebedosis erhalten, ohne  $E_m$  genau zu kennen;  $\beta$ -Monitore für den Strahlenschutz können sie bei entsprechender Skalenbeschriftung im Nennenergiebereich ohne jede Anwendung von Faktoren benutzen. Sehr ähnliche Überlegungen lassen sich für Therapiedosimeter für weiche Röntgenstrahlen (Weichstrahlkammer, thin window chambers) anstellen, worauf an anderer Stelle eingegangen wird (Reich und Böhm [5]).

Der Umweg zur Darstellung der Gewebedosis in zwei Schritten läßt sich mit einer Primärnormal-Meßeinrichtung vermeiden, die auf dem Prinzip der Extrapolationskammer beruht. Die Geometrie eines "halbunendlich" ausgedehnten Phantoms und - durch Veränderung der Dicke der Vorderwand - jede "Tiefe im Phantom" lassen sich damit leicht realisieren. Die Technik der Extrapolationskammern zur Dosimetrie von  $\beta$ -Strahlen ist seit langer Zeit bekannt (s. z.B. Loevinger, 1953, 1954 [6, 7]) und wird bereits für Primärnormal-Meßeinrichtungen benutzt (Gühne und Helmstädter [8], Böhm [9], Guiho [10]). Mit den heutigen Möglichkeiten zur Messung sehr kleiner Ströme kann man das Extrapolationskammerprinzip (ohne Rückgriff auf zu große, Korrekturen erfordernde



Volumina) bis herab zu den im gesetzlichen Strahlenschutz zu messende  $\beta$ -Dosisleistungen von 1 mrd/h auf wenige Prozent genau bestimmen (Böhm [11]).

Für Strahlenschutzmessungen bei  $\beta$ -Strahlen hat die BCRU [2] (unter Bezugnahme auf Beschlüsse der ICRP) empfohlen, den Bereich 5 bis 10 mg/cm<sup>2</sup> als "kritische Tiefe" der Haut anzunehmen und die Dosis über diesen Bereich zu mitteln. Wir sind aus zwei Gründen der Meinung, daß man diese Empfehlung ändern sollte. Erstens schränkt die meßtechnische Realisierung eines räumlichen Durchschnittswertes die Konstruktion der Meßkammer ein: Das empfindliche Volumen muß gerade die flächenbezogene Masse von 5 mg/cm<sup>2</sup> besitzen. Im Falle von Ionisationskammern bedeutet das eine Dicke des Luftvolumens von 4 cm; geeignete  $\beta$ -Strahlendosimeter können aber durchaus geringere Dicken besitzen. Zweitens veranlaßten gründliche Messungen von Whitton und Everall (1972 [12]) diese Autoren zu der Empfehlung, als durchschnittliche flächenbezogene Masse der Epidermis den Wert 4 mg/cm<sup>2</sup> anzunehmen. Nach unserer Meinung sollte dieser kleinere Wert den bisher als kleinste flächenbezogene Masse der Epidermis angenommenen Wert von 7 mg/cm<sup>2</sup> ersetzen.

Schließlich sollen die Konsequenzen erwähnt werden, die sich aus der Wahl der Meßgröße "Energiedosis in Gewebe" für  $\beta$ -Strahlen ergeben. Sehr oft hat man es nicht mit reinen  $\beta$ -Strahlen, sondern mit  $\beta$ - $\gamma$ -Mischfeldern zu tun. Ein Gerät, das beide Komponenten mißt, sollte sie in der gleichen Meßgröße, d.h. Energiedosis in Gewebe (zur Unterscheidung der Komponenten z.B. hinter verschiedenen dicken Vorderwänden) anzeigen. Das würde eine Änderung der üblichen Kalibrierpraxis für Röntgenstrahl-Dosis- und Dosisleistungsmesser bedeuten, die bisher ausschließlich zur Anzeige der Größe Standard-Ionendosis(leistung) kalibriert wurden. Die Änderung ist allerdings nicht so grundlegend, wie es im ersten Augenblick erscheint. Man muß nur dem Grundsatz zustimmen, daß es zulässig ist, an irgendeiner Stelle der Kalibrierkette vom Primärnormal zum Gebrauchsinstrument die Meßgröße in definierter Weise zu ändern. Der anzuwendende Um-

rechnungsfaktor, z.B. beim Übergang von der Standardionendosis auf die Energiedosis in Gewebe in bestimmter Tiefe, müßte von dem die Kalibrierung ausführenden Laboratorium angegeben werden.

Mit folgenden Feststellungen wollen wir das Gesagte zusammenfassen. Gebrauchsinstrumente sollten zur Anzeige von Meßgrößen kalibriert werden, die praktischen Bedürfnissen möglichst nahe kommen. Es ist nicht notwendig, daß sie dieselbe Meßgröße anzeigen wie das Primärnormal, von dem sie sich herleiten. Die internationale Vergleichbarkeit läßt sich erreichen, wenn die Umrechnungsfaktoren eindeutig definiert und in den Begleitpapieren angegeben sind. Für Primärnormal-Meßeinrichtungen für  $\beta$ -Strahlen eignet sich das Extrapolationskammerprinzip besonders gut, doch stellt auch die von der BCRU vorgeschlagene "Frei-Luft-Messung" eine mögliche Lösung dar. Gebrauchsinstrumente für  $\beta$ -Strahlen oder gemischte  $\beta$ -und  $\gamma$ -Strahlen für den Strahlenschutz sollten die Größe "Energiedosis in Gewebe in bestimmter Tiefe" anzeigen.

#### Literatur

- [1] ICRU Report No. 10b, 1964, Physical Aspects of Irradiation.
- [2] B.C.R.U., W.A. Jennings, Secretary, Conversion of Beta-ray Dose Rates Measured in Air to Dose in Skin, Phys. Med. Biol. 19, 748 (1974)
- [3] Owen, B.: Phys. Med. Biol. 17, 175 (1972)
- [4] Owen, B.: Phys. Med. Biol. 18, 355 (1973)
- [5] Reich, H. and Böhm, J.: On the Measuring Quantity with  $\beta$ -Ray Dosimeters, Veröffentlichung vorbereitet
- [6] Loevinger, R.: Rev. Sci. Instr. 29, 907 (1953)
- [7] Loevinger, R.: Radiology 62, 74 (1954)

- [8] Gühne, F. und Helmstädter, K.:  
Isotopenpraxis 8, 47 (1972)
  
- [9] Böhm, J.: Physikalisch-Technische Bundesanstalt,  
Jahresbericht 1973, S. 75; ibid. Jahresbericht 1974, S. 224
  
- [10] Guiho, J.P.: 1974, private Mitteilung
  
- [11] Böhm, J.: Measuring and Calibration System for Currents  
down to  $10^{-17}$ A, Veröffentlichung in Vorbereitung
  
- [12] Whitton, J.T. and Everall, J.D.:  
Brit. J. Rad. 45, 611 (1972)



Die Kalibrierung von Beta-Dosismessgeräten und Beta-  
Strahlenquellen in der Physikalisch-Technischen  
Bundesanstalt

---

J. Böhm

Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig

Im Rahmen des Dosimetrieprogramms der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt Braunschweig [1] wurde eine Normalmeßeinrichtung aufgebaut, die es erlaubt, die Energiedosis und Energiedosisleistung von Betastrahlung in gewebeähnlichem Material absolut zu bestimmen. Daraus können die entsprechenden Meßgrößen in Weichteilgewebe der in [2] angegebenen Zusammensetzung berechnet werden. Als Primärnormal (PN) dient eine Extrapolationskammer [3], mit der es auf Grund des Bragg-Gray Prinzips möglich ist, die Energiedosis auf die Ionisation in einem kleinen gasgefüllten Hohlraum innerhalb des festen Mediums zurückzuführen. Der Meßort entspricht dem in einer Platte aus gewebeäquivalentem Material in vorgegebbarer Tiefe unter der Oberfläche. Die Dicke der Platte ist größer als die Reichweite der einfallenden Elektronen; ihre seitliche Ausdehnung ist so groß, daß eine weitere Vergrößerung keine Änderung der Dosis am Meßort bewirkt. In der Betadosimetrie ist die Festlegung der Geometrie und Materialien von großer Bedeutung, da andernfalls durch die unterschiedliche Absorption und Streuung ein Vergleich verschiedener Kalibrierverfahren für Beta-Dosismessgeräte unmöglich ist.

Einen Querschnitt durch die Extrapolationskammer zeigt die Abbildung. Die Elektronen treten von links durch eine graphitierter "Hostaphan"-Folie (6) (flächenbezogene Masse  $0,66 \text{ mg/cm}^2$ ) in das Meßvolumen ein. Durch zusätzliche Folien kann die Dicke der

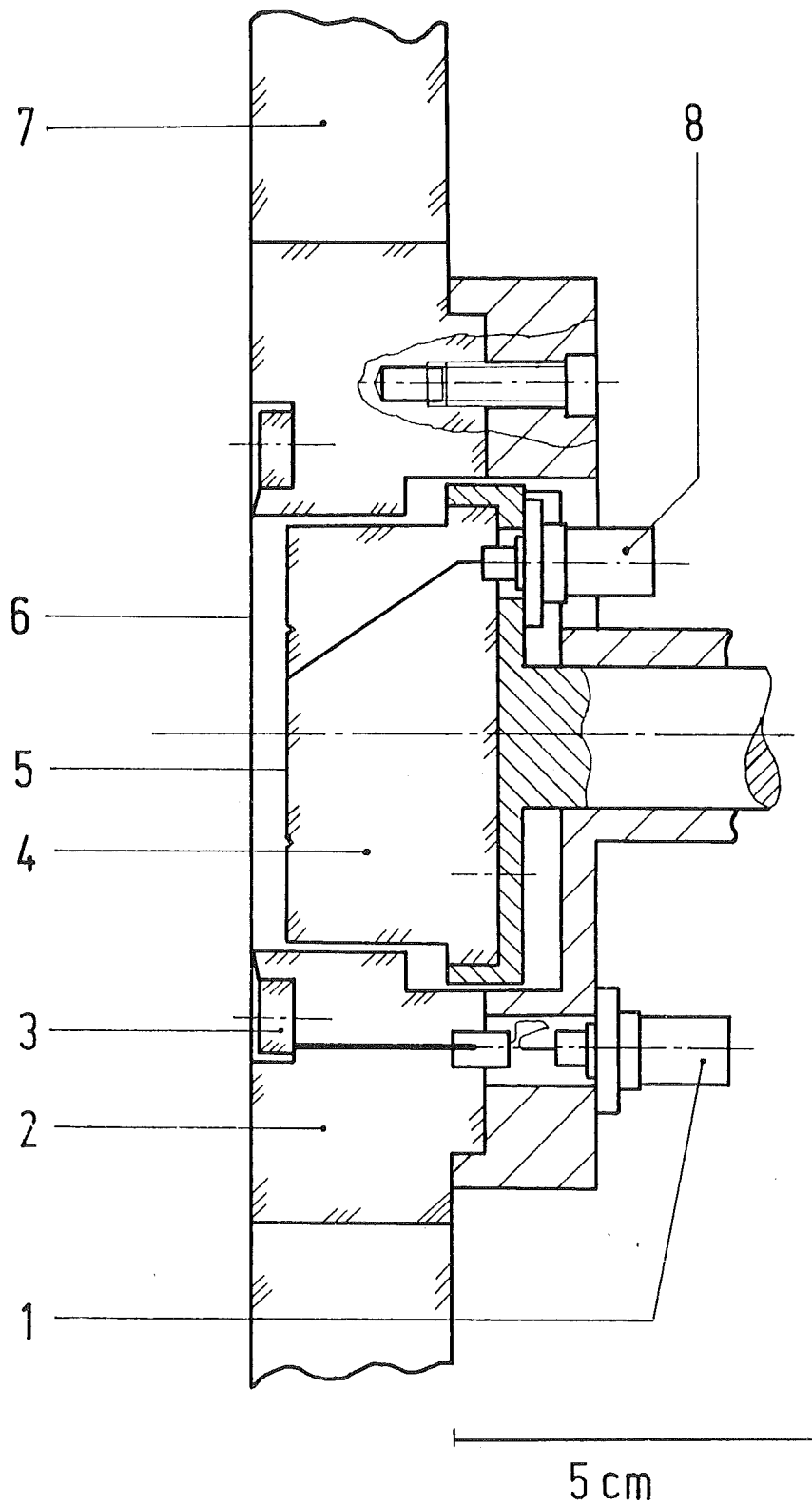


Abbildung. Querschnitt durch den vorderen Teil der Extrapolationskammer (Erklärungen siehe Text)

Eintrittswand auf einen gewünschten Wert vergrößert werden. Die Eintrittsfolie ist durch einen Ring (3) auf das Elektrodengehäuse aus "Plexiglas" gespannt. An die Folie (6) kann über die Buchse (1) die Kammerspannung gelegt werden. Gegenelektrode zur Hochspannungselektrode (6) ist die graphitierte Oberfläche (5) des "Plexiglas"-Blocks (4) von 60 mm Durchmesser und 31 mm Dicke. Die Oberfläche (5) ist in eine kreisförmige Meßelektrode von 30 mm Durchmesser und einen Schutzring von 15 mm Breite unterteilt; die Flächen sind durch eine Ringkerbe von 0,2 mm Breite voneinander getrennt. Die Meßelektrode ist durch einen ca. 0,1 mm dicken Kohlefaden mit der Buchse (8) verbunden. Das empfindliche Volumen der Kammer kann durch eine Änderung des Abstandes der Elektroden (5) und (6) im Bereich von 0 bis 10,5 mm variiert werden. Die Kammer wird so in eine Plexiglasplatte (7) eingesetzt, daß die oben beschriebene Bestrahlungsgeometrie erreicht wird.

Zur Messung des Ionisationsstroms dient ein Schwingkondensatorverstärker mit kapazitiver Rückkopplung, mit dem sich noch Ströme bis etwa  $10^{-17}$ A nachweisen lassen. Die Ausgangsspannung des Schwingkondensatorverstärkers wird mit einem Digitalvoltmeter gemessen.

Das PN erlaubt es, Energiedosisleistungen von 5  $\mu$ J/kg h bis 1 J/kg h (0,5 mrd/h bis 100 rd/h) in Betastrahlungsfeldern zu messen, bei denen die Elektronen mindestens über einen Durchmesser von 30 mm homogene Energie- und Richtungsverteilungen besitzen. Das bedeutet, daß Messungen in der Nähe der Oberflächen von Betastrahlern wegen der hier auftretenden hohen Gradienten der Energiedosisleistung mit den PN nicht mehr hinreichend genau ausgeführt werden können. Bei solchen Meßproblemen werden Sekundärnormaldosimeter mit kleinen Abmessungen (Weichstrahlkammer, LiF-TL-Dosimeter) verwendet.

Mit dem PN ist es möglich, Dosisleistungen von Elektronen im Energiebereich von etwa 50 keV bis 4000 keV zu bestimmen. Elektronen mit kleineren Energien sind im Strahlenschutz nicht

Dosisleistungsbereich	$5 \cdot 10^{-4}$ bis 0.6 rd/h	0.6 bis $10^2$ rd/h	$10^2$ bis $10^4$ rd/h
Betastrahlenquellen	$^{147}\text{Pm}$ (E = 0.06 MeV) $^{204}\text{Tl}$ (E = 0.24 MeV) $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ (E = 0.6 MeV) $^{106}\text{Ru} + ^{106}\text{Rh}$ (E = 0.7 MeV)	$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$	$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$
Dosisnormalmeßgerät	Extrapolationsk. (PN)	Extrapol.K.(PN) Weichstrahlk.(SN) LiF-TL-Dosim.(SN)	Weichstrahlkammer (SN) LiF-TL-Dosimeter (SN)
Felddurchmesser (cm)	10	10	$\leq 10$
<p>PN = Primärnormal                  SN = Sekundärnormal                  E = Mittlere Energie</p>			



von Interesse, da sie die strahlenunempfindliche Epidermis der Haut (minimale Massenflächendichte  $4 \text{ mg cm}^{-2}$  [5] nicht durchdringen können.

In der Tabelle sind die in den verschiedenen Dosisleistungsreichen als Sekundärnormale benutzten Betastrahlenquellen, primäre und sekundäre Dosisnormal-Meßgeräte und Felddurchmesser für homogene Dosisleistung angegeben. Für die im Dosisleistungsbereich Spalte 2 (0,5 mrd/h bis 0,6 rd/h) aufgeführten Betastrahlenquellen (ausgenommen die Ru-Rh-Quelle) wurden Vergleichsmessungen der Energiedosisleistung mit dem National Physical Laboratory/Teddington, England, ausgeführt. Trotz der Unterschiede der in den beiden Instituten verwendeten Kammern und Extrapolationsverfahren ergab sich bei den meisten Meßwerten für die Energiedosisleistungen in Weichteilgewebe eine Übereinstimmung innerhalb  $\pm 1,5 \%$ .

#### Literatur

- [1] Reich, H.: Atomkernenergie 21, 259 (1973)
- [2] ICRU Report 10b, 1962
- [3] Loevinger, R.: Rev. Sci. Instr. 24, 907 (1953)
- [4] Reich, H. und Böhm, J.: Veröffentlicht in Vorbereitung
- [5] Whitton, J.T.: CEGB-Report RD/B/R1934 (1971)



## Ergebnisse von Kalibriermessungen in $\beta$ -Strahlungsfeldern

E. Piesch

Gesellschaft für Kernforschung, Karlsruhe

### Zusammenfassung

Für eine Anwendung von  $\beta$ -empfindlichen Detektoren im Strahlenschutz interessieren vor allem zwei Meßaufgaben:

- Messung der Oberflächendosis in unmittelbarer Nähe von der Quelle,
- Messung der Dosisleistung in einem  $\beta$ -Strahlungsfeld in größeren Abständen von der Quelle.

Zur Ausmessung von  $\beta$ -Strahlungsfeldern für Kalibrierzwecke wurden eine Extrapolationskammer, eine "wandlose" Kammer und 0,02 mm dicke LiF-Teflondosimeter eingesetzt. Die Messungen erfolgten mit einer Quellenaufstellung Freiluft ( $2\pi$  Geometrie), für ein ausgeblendetes Strahlungsfeld und einen gebündelten Strahlenkegel in Entfernungen 0,1 bis 100 cm von einer  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  und  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  Quelle.

Es werden die Ergebnisse verglichen, die in unmittelbarer Quellennähe gute Übereinstimmung zwischen TLD und Extrapolationskammer, in Abständen 10-100 cm zwischen TLD und "wandloser" Ionisationskammer ergaben.

Es wird ferner über Ergebnisse berichtet, die bei der  $\beta$ -Kalibrierung von selbstablesbaren Stabdosimetern und LiF-Dosimetern erhalten wurden.

## 1. Einleitung

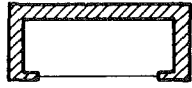
Aufgabe im Strahlenschutz ist die Messung der  $\beta$ -Dosis frei in Luft in einem ausgedehnten Strahlungsfeld bzw. in unmittelbarer Nähe an einer Oberflächenquelle sowie die Messung mit einem Personendosimeter direkt an der Körperoberfläche bzw. an den Händen oder Fingern. Die interessierende Meßgröße ist hierbei die Energiedosis in 5 - 7 mg/cm<sup>2</sup> Gewebetiefe. Die bisher innerhalb des Strahlenschutzes angewandten Meßmethoden waren nicht zufriedenstellend, da relativ große Weichstrahlkammern für Oberflächendosismessungen ungeeignet sind und Extrapolationskammern nur in seltenen Fällen für Kalibriermessungen eingesetzt werden. Wegen ihrer geringen Größe und Gewebeäquivalenz wurden in neuerer Zeit LiF-Thermolumineszenzdosimeter vor allem als Fingerdosimeter eingesetzt. Unterhalb 1 MeV nimmt die  $\beta$ -Empfindlichkeit vor allem bei 0,9 mm dicken Dosimetern [1] schnell ab, während 0,13 mm dicke LiF-Teflon-Dosimeter [2] bis ca. 0,5 MeV relativ gute Ergebnisse zeigen. Zwischenzeitlich werden auch 0,02 mm dicke LiF-Teflon-Dosimeter hergestellt, die zwar relativ unempfindlich sind, die sich jedoch als Sekundärstandard vorteilhaft für Kalibriermessungen in  $\beta$ -Strahlungsfeldern einsetzen lassen [3, 4].

Im folgenden sollen die Ergebnisse, die mit einer Extrapolationskammer, mit Weichstrahlkammern unterschiedlicher Bauart sowie mit 0,02 mm dicken LiF-Teflon-Dosimetern bei Kalibriermessungen in  $\beta$ -Strahlungsfeldern gefunden wurden, im Hinblick auf eine Standardisierung von Kalibrierung und Messung der  $\beta$ -Dosis diskutiert werden.

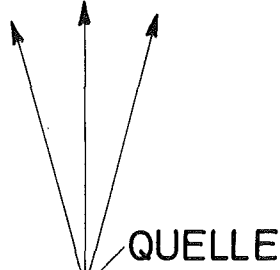
## 2. Meßmethode

Im Gegensatz zur Photonendosimetrie wird die Dosisverteilung im  $\beta$ -Strahlungsfeld in weit aus größerem Maße durch die Streustrahlungsverhältnisse am Meßort bestimmt. Der im

# MESSUNGEN IM $\beta$ -STRAHLUNGSFELD



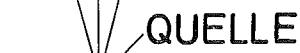
DICKWANDIGE  
WEICHSTRAHLKAMMER



WANDLOSE  
WEICHSTRAHLKAMMER  
(SEITLICH OFFEN)



LiF DOSIMETER



KOLLIMIRTER  
STRAHLENKEGEL

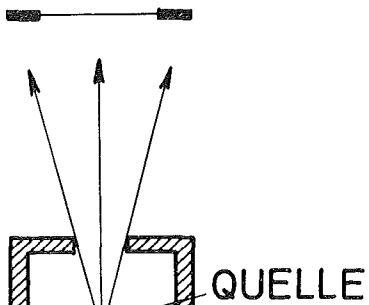
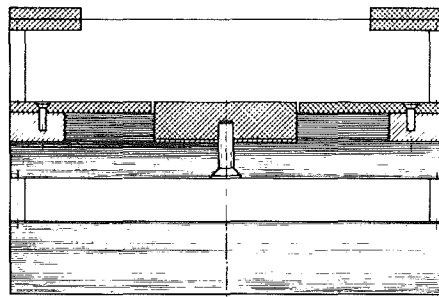



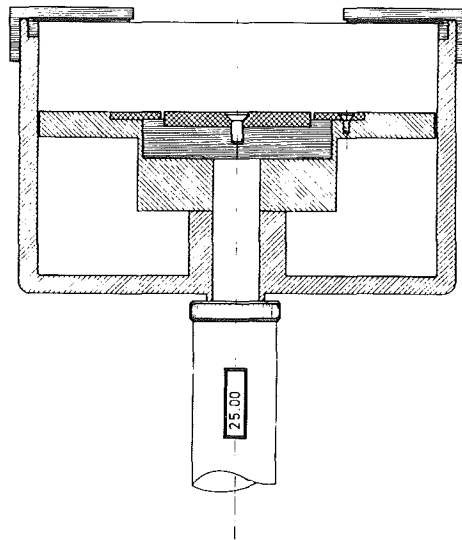





Abb. 1



-  LEITENDES TEFLON
-  ISOLIERENDES TEFLON
-  METALL



-  } METALL
-  LEITENDER KUNSTSTOFF
-  ISOLIERENDER KUNSTSTOFF

0 10 20 30 40 mm

Abb. 2: Konstruktion der "wandlosen" Weichstrahlkammer (a) und der Extrapolationskammer (b)

Strahlungsfeld ermittelte Meßwert wird hierbei auch bei genormten Quellen gleicher Aktivität bestimmt durch die Größe, die Abschirmung und die Aufstellung der Quelle sowie durch die Art der eingesetzten Weichstrahlkammern und Extrapolationsmethoden. Insbesondere müssen hierbei folgende Einflüsse unterschieden werden

- verschiedene Quellengeometrie, unter anderem Größe der Punkt- bzw. Flächenquelle, Rückstreuung der  $\beta$ -Strahlung an unterschiedlich dicken Unterlagen, Absorption in der Quelle selbst bzw. deren Abdeckung,
- verschiedene Bestrahlungsgeometrie, nämlich Freiluftbestrahlung bzw. Phantombestrahlung im  $2\pi$  Strahlungsfeld einer Flächenquelle oder im kollimierten Strahlenkegel bei Quellenausblendung,
- verschiedene Meßgeometrie bzw. Weichstrahlkammerkonstruktion, nämlich dickwandige Kammern mit Nachweis gestreuter  $\beta$ -Strahlung aus einem Strahlungsfeld mit  $2\pi$  Geometrie oder dünnwandige Kammern mit Nachweis gestreuter  $\beta$ -Teilchen aus einem Strahlungsfeld mit  $> 2\pi$  Geometrie,
- verschiedene Meßmethode bzw. Volumenextrapolation unter Verwendung von voluminösen nicht ganz rückstreuungsfreien Extrapolationskammern oder Direktmessung in einem relativ dünnen Detektor ohne Einfluß von Absorption und Rückstreuung im Detektor.

Zur Untersuchung dieser Einflüsse wurden die in Abb.1 wiedergegebenen Detektoren und Meßgeometrien benutzt. Bei Verwendung einer Extrapolationskammer wird im Gegensatz zu einem dünnen LiF-Teflon-Detektor das Strahlungsfeld durch die Meßanordnung selbst gestört. Dieser Einfluß wurde an zwei gleich großen Weichstrahlkammern (siehe Abb. 2) untersucht, nämlich an einer dickwandigen Ionisationskammer (Extrapolationskammer mit konstantem Elektrodenabstand, Herstellerfirma Dr. Pychlau, Freiburg) und einer "wandlosen Ionisationskammer", bei

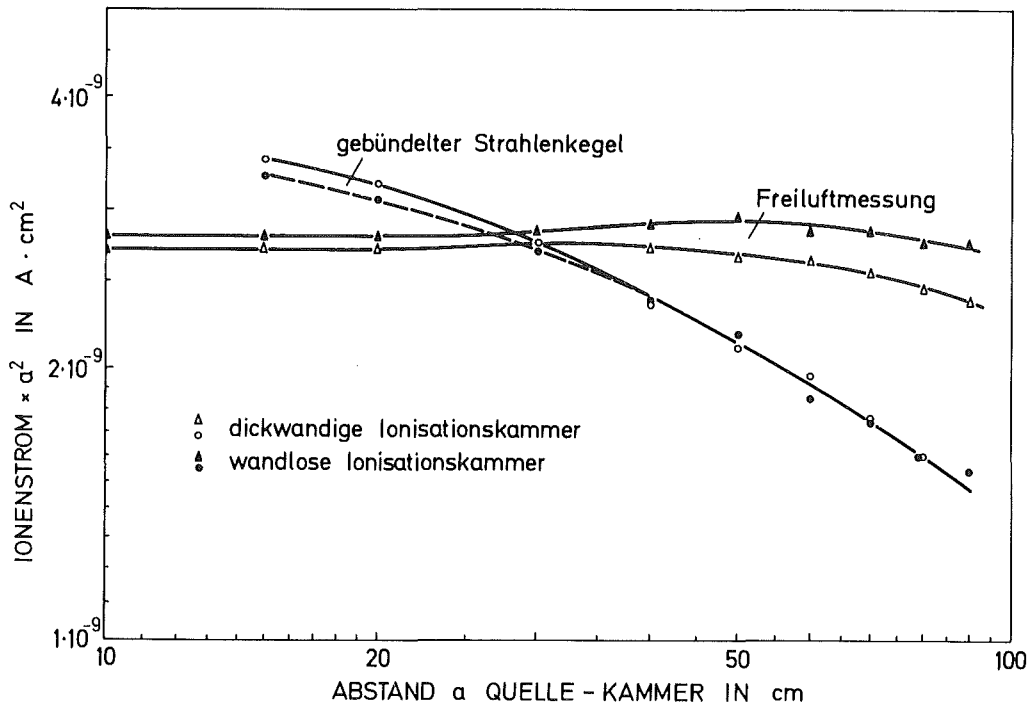


Abb. 3: Meßergebnisse von wandloser und dickwandiger Weichstrahlkammer im  $^{106}\text{Ru}$ -Strahlungsfeld

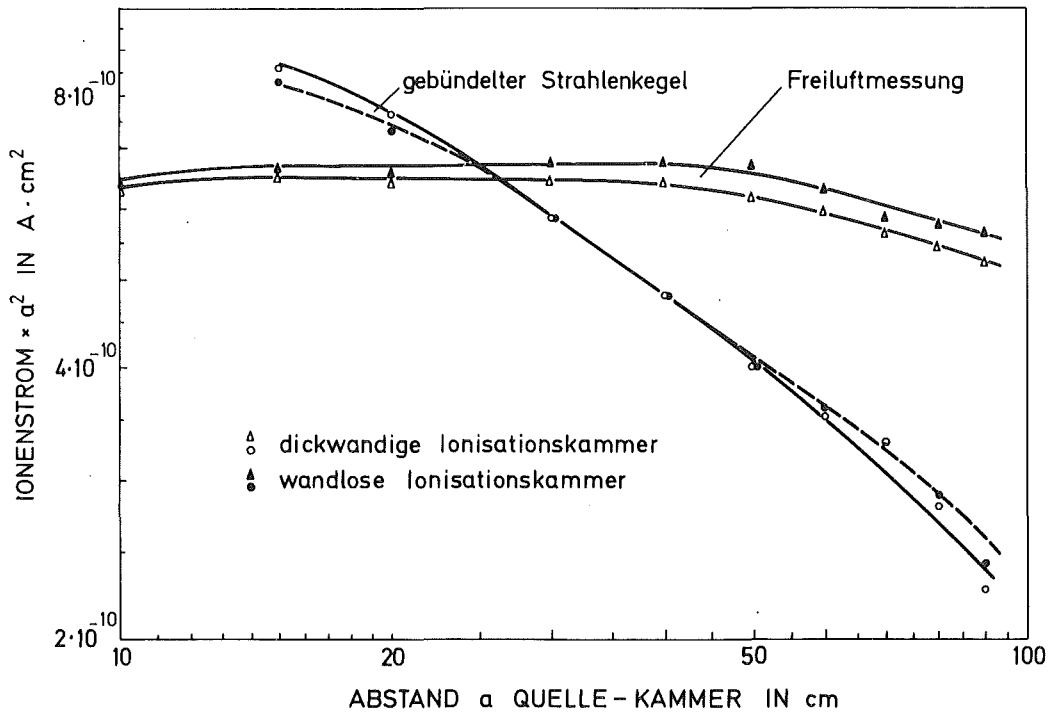


Abb. 4: Meßergebnisse von wandloser und dickwandiger Weichstrahlkammer im  $^{90}\text{Sr}$ -Strahlungsfeld



welcher die gesamte Außenwand durch vier Kunststoffstifte ersetzt wurde. Die LiF-Dosimeter wurden auf einer Folienhalterung bestrahlt, die dem Fenster der Extrapolationskammer entspricht, um für beide Methoden gleiche Feldinhomogenitäten seitlich des dünnwandigen Detektors zu verwirklichen.

Es wurden Messungen Freiluft ( $2\pi$  Geometrie), in einem ausgeblendeten Strahlungsfeld (Ausblendung durch Kunststoffring) sowie im gebündelten Strahlenkegel (seitliche Abdeckung und Kollimierung der Quelle) in Abständen 0,1 - 100 cm von der Quelle durchgeführt. Verwendet wurden hierbei eine 5 mCi  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  Quelle von 4,8 cm Durchmesser mit  $50 \text{ mg/cm}^2$  Abdeckung und eine 10 mCi  $^{106}\text{Ru}$  Quelle der Größe 5 cm x 0,3 cm mit  $50 \text{ mg/cm}^2$  Abdeckung (Herstellerfirma Amersham Buchler, Braunschweig).

### 3. Ausmessung des Strahlungsfeldes mit Weichstrahlkammern

Zur Ausmessung des Strahlungsfeldes in Abständen 10 - 100 cm wurde die  $\beta$ -Quelle auf eine 5 cm dicke PVC-Unterlage ausgelegt (Freiluftmessung) bzw. in einer ausgeblendeten Abschirmung angeordnet (gebündelter Strahlenkegel). Die Ergebnisse, die mit der wandlosen Ionisationskammer und der dickwandigen Ionisationskammer erhalten wurden, sind in Abb. 3 und 4 für die  $^{106}\text{Ru}$  und  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  Quelle in Abhängigkeit vom Abstand aufgetragen. Hierbei wurde der Ionenstrom der Weichstrahlkammer mit dem Quadrat des Abstandes multipliziert, um Abweichungen vom quadratischen Abstandsgesetz besser darzustellen. Bei einer Freiluftmessung wird das quadratische Abstandsgesetz im Bereich 15 cm bis 40 cm genau erfüllt. Beim gebündelten Strahlenkegel führt eine Streuung von Ionen an der Blendenkante der Quellenabdeckung zu einer Erhöhung der Kammeranzeige vor allem in kleinen Abständen, jedoch zu einer Verringerung der Kammeranzeige infolge Ausblendung von seitlich eingestreuten Ionen in größeren Abständen von der Quelle. Im Vergleich zur dickwandigen Kammer zeigt die dünnwandige Kammer durch Fehlen der Seitwand eine erhöhte Anzeige durch Einstreuung von Ionen aus dem seitlichen Raumwinkel.

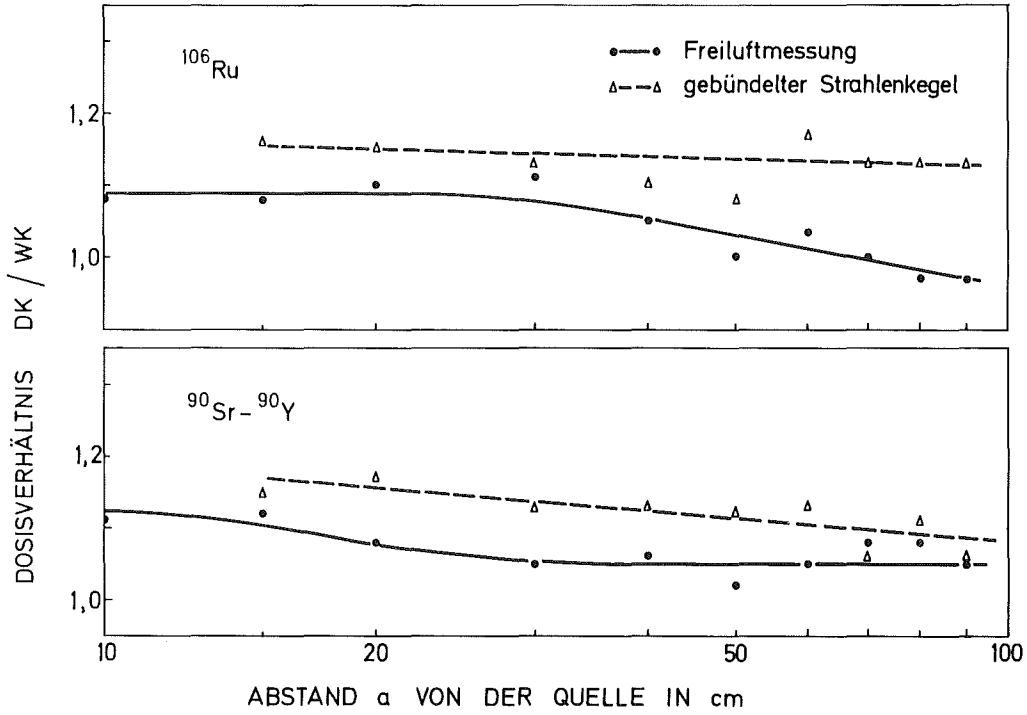


Abb. 5: Dosisverhältnis von dickwandiger zu dünnwandiger Kammer als Funktion des Abstandes Quelle-Kammermittelpunkt

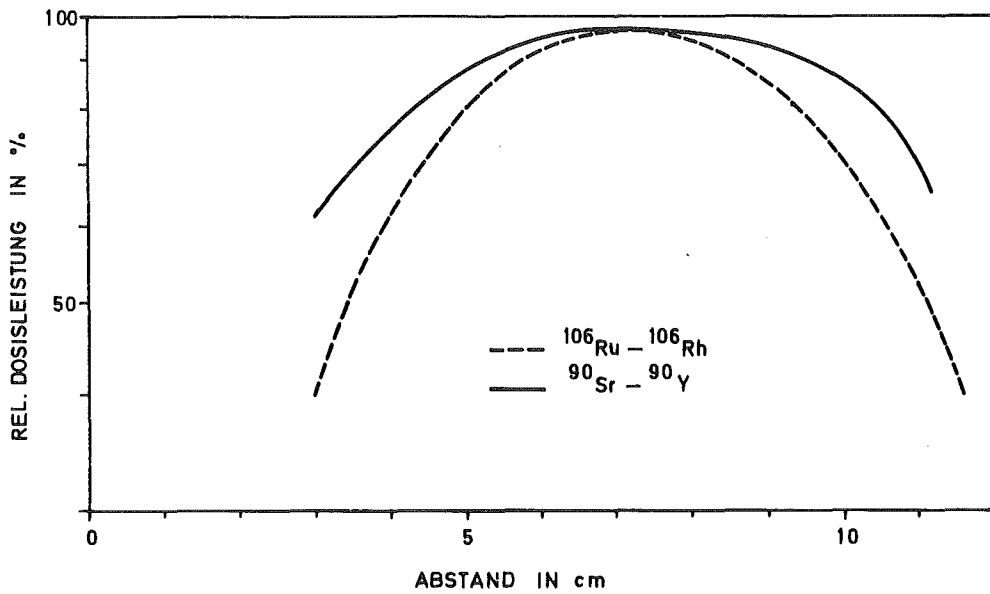


Abb. 6: Relative Dosisleistungsverteilung im Strahlenkegelquerschnitt bei gebündeltem Strahlenkegel

In Abb. 5 wird die mit der dickwandigen Ionisationskammer gemessene Dosisleistung auf die Werte der wandlosen Kammer bezogen und für Abstände 10 - 100 cm wiedergegeben, nachdem beide Kammern mit  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -Strahlung kalibriert wurden. Bei der Freiluftmessung erhält man jetzt für die  $^{106}\text{Ru}$  bzw. für die  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  Quelle Unterschiede von 9 % und 13 % und beim gebündelten Strahlenkegel bis zu 15 % und 17 %. Während bei der wandlosen Kammer Ionen aus dem Kammervolumen wieder austreten, werden sie bei der dickwandigen Kammer an den Seitenwänden wieder in die Kammer zurückgestreut wodurch eine höhere Dosis angezeigt wird. Dieser Effekt wird bei größeren Abständen überlagert durch den Einfluß rückgestreuter Ionen, die seitlich in die wandlose Kammer gelangen und das Meßwertverhältnis wieder verringern.

#### 4. Ausmessung des Strahlungsfeldes mit LiF-Dosimetern

Relativ kleine und 0,02 mm dicke LiF-Teflon-Dosimeter eignen sich besonders zur Messung der Dosisverteilung in einem gebündelten Strahlenkegel. Die in 20 cm von der Quelle für  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ,  $^{106}\text{Ru}$  ermittelte Dosisverteilung im Kegelquerschnitt ist in Abb.6 wiedergegeben. Die Ergebnisse zeigen deutlich die relativ große Erhöhung der Dosisleistung in Strahlenachse durch rückgestreute Elektronen in der Blende und den relativ steilen Abfall am Rande des Strahlenkegels. Im Vergleich hierzu würde eine Extrapolationskammer nur eine über den Strahlenkegelquerschnitt gemittelte Dosisleistung anzeigen.

Die mit dem Quadrat des Abstandes multiplizierte Dosisleistung, die mit dem LiF-Dosimeter an der  $^{106}\text{Ru}$  Quelle gemessen wurde, ist in Abb. 7 in Abhängigkeit vom Abstand zwischen 2 mm und 100 mm wiedergegeben. Bedingt durch die Streifenform der  $^{106}\text{Ru}$  Quelle wird bei Umrechnung auf eine ideale Punktquelle in Abständen  $< 10$  cm keine zufriedenstellende Übereinstimmung zum quadratischen Abstandsgesetz gefunden.

Ein Vergleich der mit LiF-Dosimetern bzw. der wandlosen Weichstrahlkammer gefundenen Dosisverteilung zeigt Abb. 8. Bei Freiluftmessungen im  $^{106}\text{Ru}$  bzw.  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  Strahlenfeld werden danach mit TLD Abweichungen bis zu 99 % bzw. 107 %, im gebündelten Strahlenkegel bis zu 93 % bzw. 97 % gefunden. Das Meßwertverhältnis ist hierbei bei der  $^{106}\text{Ru}$  Quelle kleiner, da energiereiche Elektronen eine relativ größere Rückstreuung an der Kammerrückwand zeigen. Im Vergleich zur Weichstrahlkammer eignen sich Thermolumineszenzdosimeter wegen ihrer geringen Größe und einer rückstrefreien Aufstellung besser zur Ausmessung von  $\beta$ -Strahlungsfeldern. Der Einsatz von Weichstrahlkammern bzw. Extrapolationskammern sollte daher auf Kalibriermessungen in relativ homogenen Strahlungsfeldern beschränkt bleiben.

#### 5. LiF-Dosimeter als Sekundärstandard

Zur Bestimmung der Oberflächendosis in inhomogenen Strahlungsfeldern insbesondere in kleineren Abständen von der Quelle wurden bisher Extrapolationskammern eingesetzt. Durch Extrapolation auf einen Elektrodenabstand Null sowie durch Extrapolation auf einen Elektrodendurchmesser von 0,7 cm - entsprechend dem Durchmesser des LiF-Dosimeters - läßt sich die an einem Ort im Strahlungsfeld auftretende Dosisleistung aus dem gemessenen Ionenstrom direkt ermitteln. Extrapolationskammern dienen daher vorwiegend als Sekundärstandard. Zusätzlich zu den Fehlern der Strommessung müssen hier jedoch weitere Fehlereinflüsse berücksichtigt werden, die sich aus der Extrapolationsmethode bei der Bestimmung des Elektrodenabstandes und des effektiven Elektrodendurchmessers sowie durch Rückstreuung an den Elektroden ergeben.

Dünnwandige LiF-Teflon-Dosimeter von 0,02 mm Dicke bieten wegen ihrer geringen Dicke und den Meßmöglichkeiten im ungestörten  $\beta$ -Strahlungsfeld besondere Vorteile als Sekundärstandard. Die Meßgenauigkeit muß hierbei jedoch bei jedem Einzeldosimeter durch wiederholte Kalibrierungen mit  $^{137}\text{Cs}$   $\gamma$ -Strahlung nach jeder Messung sichergestellt werden. Bei mehrfacher Wieder-

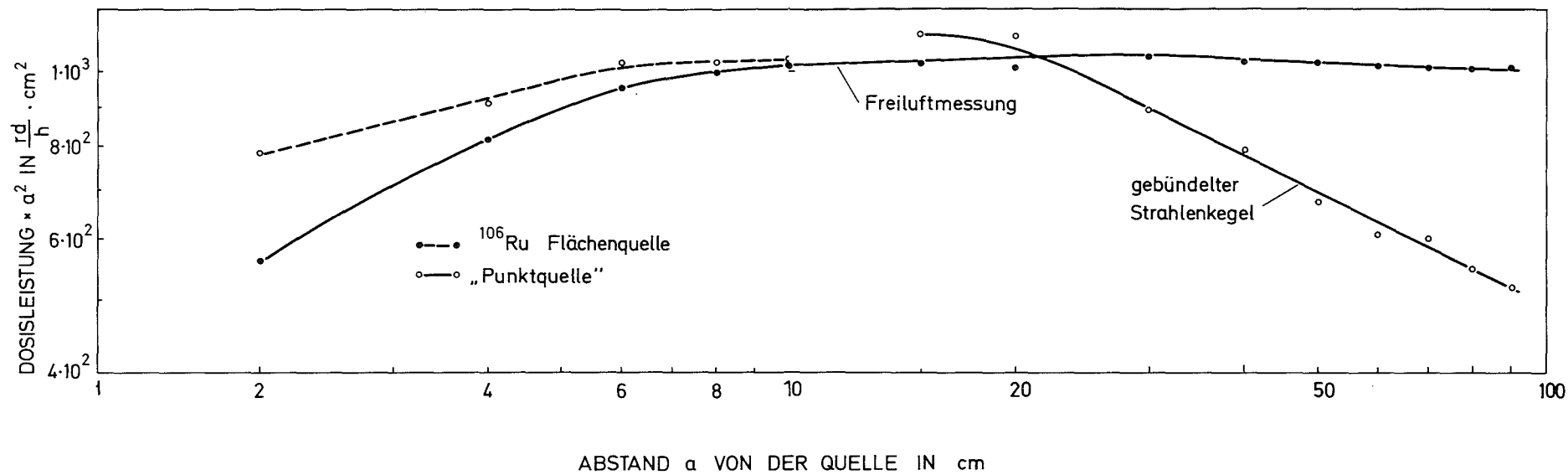


Abb. 7: Meßergebnisse von 0,02 mm dicken LiF-Teflon-Dosimetern im <sup>106</sup>Ru-Strahlungsfeld

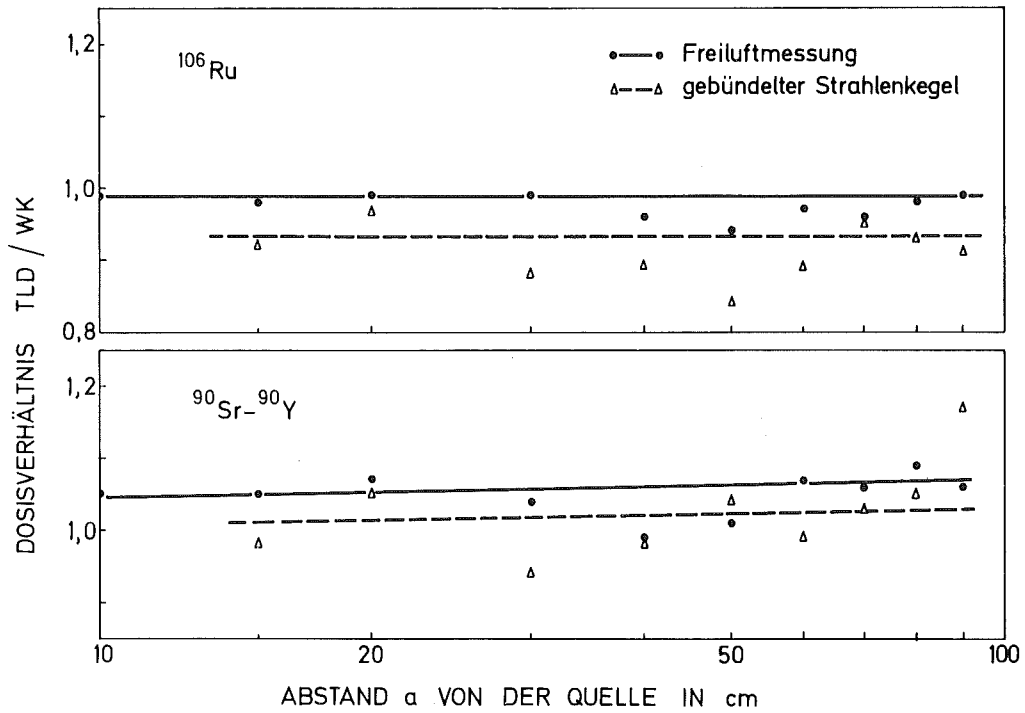


Abb. 8: Dosisverhältnis von Thermolumineszenzdosimetern zur Messung mit der wandlosen Kammer in Abhängigkeit vom Abstand zur Quelle

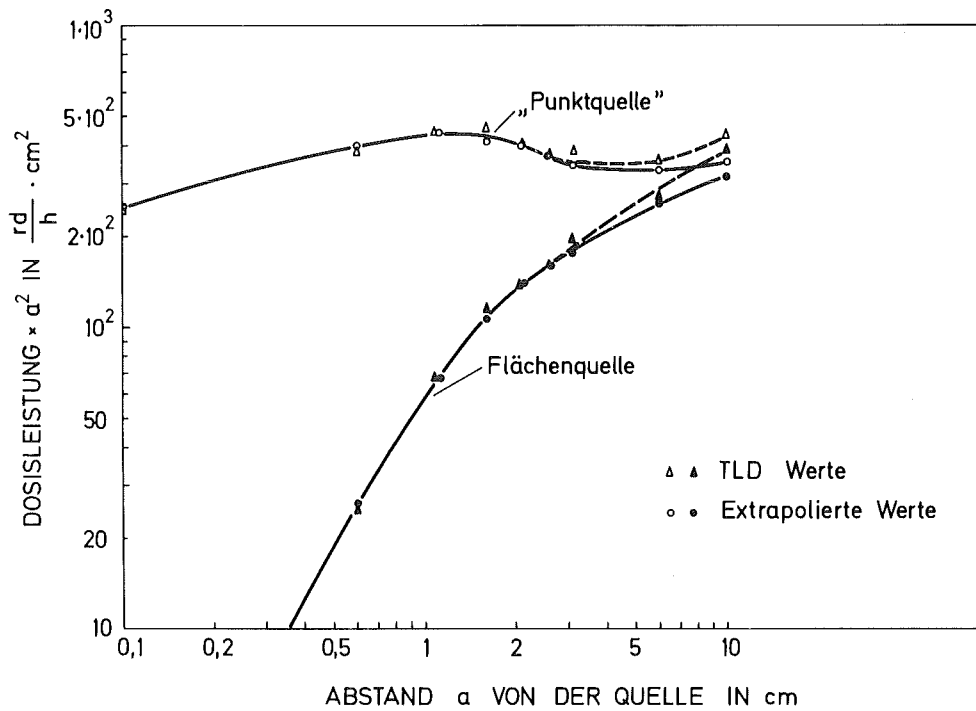


Abb. 9: Messung der Oberflächendosis einer  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ -Flächenquelle mit Thermolumineszenzdosimetern und mit der Extrapolationskammermethode

verwendung der dünnen LiF-Teflon-Dosimeter konnte bei den vorliegenden Meßreihen ohne jegliche Temperaturbehandlung eine Reproduzierbarkeit der Dosismessung von  $\pm 7\%$  ( $2\sigma$ -Wert) erzielt werden [4].

Einen Vergleich der Meßergebnisse, die mit Extrapolationskammern und Thermolumineszenzdosimetern an der  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  Quelle erhalten wurden, zeigt Abb. 9. Bis zu Abständen von ca. 3 cm beträgt der maximale Unterschied 4 %, bei 10 cm jedoch 19 %. Zur Erklärung dieser Unterschiede müssen genauere Untersuchungen hinsichtlich des Einflusses der Detektorgeometrie bzw. der Dosimeteraufhängung durchgeführt werden. Die Umrechnung der Meßergebnisse auf die einer Punktquelle zeigt, daß in kleinen Abständen von der Quelle kein quadratisches Abstandsgesetz gefunden wird, da hier schon geringe Veränderungen in der Bestrahlungsgeometrie und geringe Abstandsänderungen die Meßergebnisse beeinflussen können.

Zur Kalibrierung von Stabdosimetern in  $\beta$ -Strahlungsfeldern wurden LiF-Teflon-Dosimeter als Referenzdosimeter herangezogen. Die Empfindlichkeit von 0,02 mm und 0,2 mm dicken LiF-Dosimetern sowie einer Fenster-Ionisationskammer vom Typ PHY-SEQ 7 ist in Tab. 1 für verschiedene  $\beta$ -Quellen wiedergegeben. Die relative  $\beta$ -Dosisempfindlichkeit von Stabdosimetern liegt zwischen 31 % und 50 % bei  $^{106}\text{Ru}$  und zwischen 13 % und 45 % bei  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  (siehe Tab. 2). Hierbei wurde ein gebündeltes Strahlungsfeld zugrundegelegt, dessen Dosisverteilung mit LiF-Dosimeter ausgemessen wurde.

## 6. Zusammenfassung

Kalibriermessungen in  $\beta$ -Strahlungsfeldern zeigen, daß auch bei Freiluftbestrahlungen das quadratische Abstandsgesetz keine ausreichende Näherung darstellt und daher genaue Messungen der Dosisverteilung mit Hilfe von Sekundärstandardgeräten erforderlich sind. Hierfür eignen sich neben der aufwendigen Extrapolationskammermethode vor allem dünne LiF-Teflon-Dosimeter.

Tab. 1: Relative Beta-Dosisanzeige des Stabdosisimeters  
PHY-SEQ 7

RELATIVE $\beta$ -DOSISANZEIGE IN %					
NUKLID	$E_{max}$	ABSORBER <sup>1)</sup>	LIF-DOSIMETER		SEQ 7 <sup>2)</sup>
	MeV		mg/cm <sup>2</sup>	0,02 mm	
<sup>106</sup> Rn/ <sup>106</sup> Rh	3,6	74,5	100	78	54
<sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y	2,26	64	100	73	45
<sup>90</sup> Sr	0,55				
<sup>204</sup> Tl	0,764	37	100	65,5	29
<sup>147</sup> Pm	0,224	30	100	7,7	--

<sup>1)</sup> Absorber zwischen Quelle und Dosimeter

<sup>2)</sup>  $\gamma$ -äquivalente Stabdosisimeteranzeige

Tab. 2: Relative Beta-Dosisanzeige von Stabdosisimetern

DOSIMETER	REL. $\beta$ -DOSISANZEIGE IN %		KAMMER- WAND* mg/cm <sup>2</sup>
	<sup>106</sup> Ru/ <sup>106</sup> Rh	<sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y	
Li-Dosimeter, 0,02 mm dick	100	100	--
A Atom. Prod. Corp. 06-002	50	39	
Berthold-Frieseke			
C FH 39 R	43	28	200
G FH 39 U	36	21	300
La Physio-technik			
F PHY-SEQ 7	54	45	7
offen			
geschlossen	31	13	300
D PHY-SEQ 6 R	48	23	
E PHY-SEQ 6	33	16	330
H PHY-SEQ 5	29	15	330
I Stephen	32	16	

\*) Herstellerangaben



Um für ein Meßgerät allgemein verbindliche reproduzierbare Kalibrierfaktoren zu erhalten, müssen die Standardquellen vereinheitlicht und die zugrundegelegten Kalibriermethoden genormt werden vor allem im Hinblick auf die Geometrie des  $\beta$ -Strahlungsfeldes, die  $\beta$ -Energieverteilung am Meßort sowie die evtl. unterschiedlichen Nachweisempfindlichkeiten der Detektoren gegenüber Anteilen von in Luft gestreuten und im Detektor und in der Quellenunterlage rückgestreuten Elektronen.

Die Einführung von Standardquellen mit definierter Quellengröße und Abdeckung sowie bekannter Rückstreuverhältnisse und Energieverteilung sind hierbei grundsätzliche Voraussetzungen für die Vergleichbarkeit von Strahlungsfeldern und Kalibriermethoden. Darüberhinaus bestimmen aber auch die Bestrahlungs- und Meßgeometrie sowie die Rückstreuverhältnisse am Detektor die Genauigkeit der Kalibrierung bzw. die Übertragbarkeit von Kalibrierfaktoren.

#### Literatur

- [1] Piesch, E.: Kerntechnik 16, 1974, S. 71
- [2] Heinzelmann, M., in Report JÜL-603-ST, 1969, S. 187
- [3] Burgkhardt, B. und Piesch, E.: Kerntechnik 16, 1974, S. 360
- [4] Schwarz, E.: Report KFK-2186, 1975



## Stand der $\beta$ -Dosimetrie

E. Piesch

Gesellschaft für Kernforschung, Karlsruhe

### 1. Einleitung

Im Arbeitskreis "Dosimetrie externer Strahlung" des Fachverbandes für Strahlenschutz wurde die Problematik der Kalibrierung und Dosismessung von  $\beta$ -Strahlung im Strahlenschutz ausführlich diskutiert. Die vorliegende Zusammenfassung gibt die wesentlichen Gesichtspunkte und Ergebnisse der Diskussionen wieder, wobei eine geschlossene Darstellung der Aufgabenstellung in der  $\beta$ -Dosimetrie mit besonderer Berücksichtigung der interessierenden Meßgröße, der Kalibriermethode und der Standardquellen angestrebt wurde.

### 2. Meßgrößen

Bei einer Personenbelastung durch  $\beta$ -Strahlung wird die unter dem strahlenunempfindlichen Teil der Epidermis liegende Basalschicht der Haut als kritisches Organ angesehen. Nach neuesten Messungen gelten  $4 \text{ mg/cm}^2$  als minimale Dicke der Epidermis an den meisten Stellen des Körpers mit Ausnahme der Fingerkuppe [1]. Im Gegensatz dazu wird von der ICRP ein Wert von  $7 \text{ mg/cm}^2$  angenommen und ein englischer IEC-Entwurf [2] sieht eine Absorption in  $5 - 10 \text{ mg/cm}^2$  vor: beide Werte werden wegen des hohen Absorptionsvermögens energiearmer  $\beta$ -Strahlung im Hinblick auf eine Kalibriervorschrift als zu ungenau bestimmt und zu hoch angesehen.

Wegen der geringen Dicke der Basalschicht wird für die Kalibrierung von Strahlenschutzdosimetern als Meßgröße die Energiedosis im Gewebe hinter einer Absorberschicht von  $4 \text{ mg/cm}^2$  empfohlen. Dies steht im Einklang mit dem grundsätzlichen ICRP-Konzept, bei einer Strahlengefährdung

stets das höchste Risiko d.h. eine maximale Strahlenbelastung bzw. die geringste Absorberdicke zugrunde zu legen. Bei Anwendung der Extrapolationskammermethode muß eine zusätzliche Absorption in der Primärnormal-Meßeinrichtung nicht berücksichtigt werden. Strahlenschutzmeßgeräte zeigen hingegen eine Absorption beispielsweise im Luftvolumen der Weichstrahlkammer bzw. in der jeweiligen Detektordicke bei Thermolumineszenzdosimetern. In der Praxis beträgt die mittlere Absorption im Detektor mindestens  $2,5 \text{ mg/cm}^2$ .

Diese Empfehlung gilt allgemein für die Messung der Oberflächendosis in gleicher Weise für durchdringende und nicht-durchdringende Strahlung im gemischten  $\beta/\gamma$ -Strahlungsfeld.

Bei einer Teilkörperbelastung ist dementsprechend die Oberflächendosis d.h. die Energiedosis in  $4 \text{ mg/cm}^2$  Gewebetiefe zu bestimmen. Als Teilkörperdosis gilt aufgrund internationaler Empfehlung die am Ort der maximalen Dosis über eine Fläche von  $1 \text{ cm}^2$  gemittelte Dosis [3, 4].

Bei einer Ganzkörperbestrahlung soll demgegenüber eine Tiefendosis in 300 bis  $1000 \text{ mg/cm}^2$  entsprechend der Tiefe der kritischen Organe gemessen werden. Anstelle einer Oberflächendosis hinter  $4 \text{ mg/cm}^2$  interessiert hier im allgemeinen eine Energiedosis in ca.  $50 \text{ mg/cm}^2$  Gewebetiefe, da das Personendosimeter auf einer entsprechend dicken Kleidung getragen wird. Für die Oberflächenbelastung des Kopfes muß gegebenenfalls ein zusätzliches Teilkörperdosimeter vorgesehen werden. Es soll darauf hingewiesen werden, daß bei energiereicher  $\beta$ -Strahlung, wie beispielsweise von  $^{106}\text{Ru}$ , sowohl eine Oberflächen- als auch eine Tiefendosis ermittelt werden muß.

Wegen der Aufgabenstellung im Strahlenschutz (Belastung der Basalschicht unter  $4 \text{ mg/cm}^2$  Gewebetiefe) und der Zweckmäßigkeit einer Direktmessung mit einer Primärnormal-Meßeinrichtung ohne erforderliche Umrechnung ist die interessierende Meßgröße zweifellos die Energiedosis im Gewebe in einer Tiefe von  $4 \text{ mg/cm}^2$ . Die Darstellung der Energiedosis "für Luft frei in Luft",

wie es der IEC-Vorschlag vorsieht, erscheint unzweckmäßig hinsichtlich des zugrundegelegten Mediums, in dem die Strahlungsabsorption erfolgt sowie hinsichtlich der speziellen Rückstreuverhältnisse an einer relativ dicken Gewebeschicht. Dagegen sprechen außerdem die im Vergleich zu Photonenstrahlung relativ hohe Unbestimmtheit der verwendeten Standardquellen und des  $\beta$ -Strahlungsfeldes bzw. dessen Energie- und Richtungsverteilung vor allem aber der hier erforderliche Konversionsfaktor, der im interessierenden  $\beta$ -Energiebereich innerhalb eines Faktors 3 variiert.

### 3. Primärnormal-Meßeinrichtung und Kalibriermethode

Zur genauen  $\beta$ -Dosisbestimmung wurden bisher annähernd luftäquivalente Extrapolationskammern eingesetzt, die bei Extrapolation auf eine verschwindende Kammertiefe eine absolute Energiedosisleistung ermöglichen. Die PTB-Normalmeßeinrichtung sieht für kleinere Dosisleistungen eine Extrapolationskammer, für höhere Dosisleistungen eine kleinvolumige Weichstrahlkammer als Sekundärnormal vor [10].

Hinsichtlich einer praktischen Anwendung von Strahlenschutzdosimetern und einer anzustrebenden höheren Genauigkeit bei der Übertragung der Meßgröße auf ein Dosimeter ist der PTB-Vorschlag als optimal anzusehen, die Kalibrierung von  $\beta$ -Strahlendosimetern in Einheiten der Energiedosisleistung im Gewebe in einer vorgegebenen Bezugstiefe - beispielsweise  $4 \text{ mg/cm}^2$  - und in einer reproduzierbaren Bestrahlungsgeometrie - halbumendlich ausgedehntes Phantom am Ort der Normalmeßeinrichtung - zu verwirklichen.

Wegen des unterschiedlichen Einsatzes der Strahlenschutzdosimeter frei in Luft bzw. an der Körperoberfläche müssen Dosisleistungsmeßgeräte frei in Luft, Personendosimeter hingegen in der vorgegebenen Dosimeterhalterung an einer Phantomboberfläche kalibriert werden.

Da innerhalb der Kerntechnik und Isotopenanwendung vorwiegend Messungen in gemischten  $\beta/\gamma$ -Strahlungsfeldern durchgeführt werden, sollten dafür vorgesehene Meßgeräte konsequenterweise auch für Photonenstrahlung in Einheiten der Energiedosisleistung im Gewebe kalibriert werden. Die bisherigen DIN-Norm-Entwürfe für Strahlenschutzdosimeter als auch die Anforderungen der PTB an die Bauart von Strahlenschutzdosimetern für die Zulassung zur Eichung [5] haben zur Messung von Photonenstrahlung demgegenüber ausschließlich die Standard-Gleichgewicht-Ionendosis als Meßgröße zugrundegelegt. Es ist für den Benutzer beispielsweise von Weichstrahlkammern nicht zumutbar, für dasselbe Meßgerät zwei verschiedene Kalibrierfaktoren zu verwenden bzw. nicht zweckmäßig, die  $\beta$ -Dosisleistung in Einheiten der Ionendosis abzulesen oder am Gerät zwei unterschiedliche Skalen bzw. verschiedene Einheiten vorzusehen. Es wird daher empfohlen, in Zukunft ein einheitliches Konzept für die Kalibrierung bzw. Messung von  $\beta$ -Strahlung und Photonenstrahlung zu vertreten und auch bei den vorliegenden Normentwürfen die Energiedosis im Gewebe als Meßgröße zu berücksichtigen.

Zu Recht wurde auf die fragwürdige Forderung nach Energieunabhängigkeit der Dosimeteranzeige bezogen auf die Ionendosis und die entsprechende Kalibrierpraxis mit einer Bestrahlungsgometrie frei in Luft hingewiesen [6], die bei Therapiedosimetern - aber auch bei Personendosimetern - insbesondere im Energiebereich energieärmerer Röntgenstrahlung dazu führt, daß wohl die Kalibriervorschrift erfüllt, die anwendungsorientierte Meßgröße jedoch nicht direkt mit einer höheren Meßgenauigkeit angezeigt wird.

Die hier für  $\beta$ -Strahlung empfohlene Kalibrierung am halbunendlich ausgedehnten Phantom läßt sich grundsätzlich auch auf Photonenstrahlung übertragen. Eine entsprechende Kalibrierung von Dosisleistungsmeßgeräten auf eine Oberflächendosis d.h. eine Energiedosis in  $4 \text{ mg/cm}^2$  Gewebe oder auf die Energiedosis in einer vorgegebenen Gewebetiefe (Organdosis) ist bereits realisiert worden [7].

#### 4. Standardquellen und Strahlungsfelder

Ein wesentlicher Unsicherheitsfaktor bei der Kalibrierung von  $\beta$ -empfindlichen Meßgeräten ist das Fehlen einheitlicher Standardpräparate. Infolge Absorption der  $\beta$ -Strahlung im Präparat selbst und in der Quellenabdeckung, infolge Rückstreuung im Trägermaterial sowie infolge Unterschieden im Quellenabstand und in der Ausblendung d.h. in der Feldverteilung sind die zur Kalibrierung benutzten  $\beta$ -Strahlungsfelder hinsichtlich Energie- und Richtungsverteilung uneinheitlich und die entsprechende Kalibrierung daher im allgemeinen nicht reproduzierbar. Dies führt dazu, daß ein Literaturvergleich entsprechender Kalibrierfaktoren schwierig ist und verschiedene Gerät mit gleichem Kalibrierfaktor im praktischen Einsatz bis zu 50 % Abweichungen zeigen können (siehe auch [8]).

Die Vereinheitlichung von Normalstrahlern und die Bereitstellung bzw. konstruktive Festlegung von vorläufigen Standardquellen ist dringend erforderlich und sollte von der PTB für Interessenten angeboten werden. Eine entsprechende Ausmessung von  $\beta$ -Quellen mit der Primärstandard-Meßeinrichtung bei der PTB würde eigene Sekundärstandards unter Umständen ersetzen, führt aber erst nach Vereinheitlichung der Standardquellen und der Feldgeometrie zu einer endgültigen Lösung dieses Problems. Für die Herstellung von Standardquellen sind Ag-Folien als Rückstreuer bzw. Bremsstrahlenerzeuger unerwünscht, ebenso sollen Kontaminationen durch eine ausreichende Abdeckung der Quelle vermieden werden.

Die Ausmessung von  $\beta$ -Strahlungsfeldern ergibt nur bei einer  $2\pi$ -Geometrie nicht jedoch im gebündelten bzw. ausgeblendeten Strahlenfeld eine Dosisleistungsverteilung, die dem quadratischen Abstandsgesetz entspricht. Die Übereinstimmung von wandloser bzw. dickwandiger Weichstrahlkammer ist vor allem in größeren Entfernungen von der Quelle ungünstiger.

Die Dosisverteilung im ausgeblendeten Strahlenkegel ist durch Streuung der  $\beta$ -Strahlung an der Blende sehr inhomogen, so daß relativ ausgedehnte Extrapolationskammern nur eine mittlere Dosisleistung anzeigen. Besondere Vorteile besitzen kleine 0,02 mm dünne LiF-Teflon-Dosimeter, da sie die an einem Meßpunkt vorhandene Energiedosis annähernd gewebeäquivalent sowie rückstreuungsfrei und absorptionsfrei anzeigen [9]. Im Gegensatz zur Extrapolationskammer eignen sich LiF-Dosimeter als Sekundärstandard für Energiedosismessungen in gleicher Weise Freiluft und an einem Phantom.

### Literatur

- [1] Whitton, J.T., Health Physics 24, 1 (1973)
- [2] ICRP Publication 2, Pergamon Press, Oxford 1959
- [3] ICRP Publication 9, Pergamon Press, Oxford 1966
- [4] Bond, V.P., H. Blair, A.M. Brues, R.D. Evans, T.C. Evans, M.P. Finkel, J.S. Robertson, W.K. Sinclair, C.A. Sondhaus, J.N. Stannard, J.B. Storer, C.A. Tobias, A.C. Upton, BNL 50073 (1967)
- [5] Anforderungen der PTB an die Bauart von Strahlenschutzdosimetern für die Zulassung zur Eichung: PTB Mitteilungen 84, 415, 1974
- [6] H. Reich und J. Böhm: Phys. in Med. Biol. im Druck
- [7] R. Maushart und E. Piesch: Proc. Int. Congr. IRPA, Rom 2, 803, (1966)
- [8] M. Heinzelmann: Report KFK 2185, S. 1 (1975)
- [9] E. Piesch: Report KFK 2185, S. 37 (1975)
- [10] J. Böhm: Report KFK 2185, S. 31 (1975)