schaft haben, den Strahl an die gewünschte Stelle zu dirigieren. Der Lichtstrahl trifft jetzt die Näherungskurve NN' mit dem seitlichen Abstand z_c von dem Ort, für den der Anstellwinkel β_c berechnet war. Dadurch sind die Abstände der Spiegel längs SS' nicht mehr regelmäßig 0,5 mm, sondern sie hängen von z_c ab. Nach Vornahme einiger vereinfachender Vernachlässigungen erhält man

$$h'_{c+0,5+z} = \frac{z_c + 2mh_{c+0,5}}{2(m+d_c - 2z_ch_{c+0,5})}, \quad (9)$$

wobei

$$z_c = \frac{d_c}{\frac{50}{2m+n} - \frac{1}{m+n} + 2h_{c+0,5}}. \quad (10)$$

Gl. (10) gilt streng nur für $z \leq 0,5$ mm, doch treten bei den hier vorliegenden geometrischen Abmessungen höchstens Größen von $z = 0,67$ mm auf, wofür die Näherung

Abb. 3. Zur Berechnung der 2. Näherung.

noch brauchbar ist. Die neuen Abstände der 2-Näherung d' ergeben sich wiederum durch Summation der h' :

$$d'_{c+0,5+z} = \sum_o \frac{h'_{c+0,5+z}}{h'_o}.$$

Die d' werden tabelliert und bilden die 2. Näherung, welche bereits ausreicht. Die Form des Spiegels ist in Abb. 4 wiedergegeben.

Abb. 4. Form des fertigen Kurvenspiegels, 2. Näherung bei 0,90 und 100 mm Eichmarken.

Die Genauigkeit der Projektion von E ist besser als 0,5 mm, liegt also innerhalb der Fehlergrenze der Zeichnung und der Planimetrie, abgesehen von den Fehlern des photometrischen Verfahrens selbst, welche günstigenfalls mit $\pm 2\%$ zu veranschlagen sind.

Herrn Direktor Dr. G. A. Kausche habe ich für sein förderndes Interesse an der Arbeit und Herrn Mechanikermeister Scheid für seine geschickte Hilfe zu danken. Die Zentralwerkstätte GmbH. Göttingen hat mich in dankenswerter Weise tatkräftig unterstützt, der PeTeWe Wertheim danke ich für ihr verständnisvolles Entgegenkommen beim Schleifen des Spiegels.

BERICHTE

Über die Anwendung von Szintillatoren in der Dosimetrie I*

Von I. M. ROSMAN und K. G. ZIMMER**

(Z. Naturforschg. 11 b, 46–52 [1956]; eingegangen am 16. Oktober 1955)

Auf den ersten Blick scheint die Anwendung von Szintillatoren eine einfache Lösung der meisten Probleme der Dosimetrie zu bieten. Besonders das Vorliegen organischer Szintillatoren hat oft zu dem falschen Schluß geführt, daß die Menge des von diesem emittierten Lumineszenzlichts ohne weiteres proportional der Bestrahlungsdosis im biologischen Medium sei. Eine sorgfältige Analyse zeigt jedoch, daß der Anwendung von Szintillatoren in der Dosimetrie bisher keine universelle Bedeutung zukommt; sie ist

auf einzelne besondere Fälle beschränkt. Fast für alle Aufgaben der Dosimetrie sind Ionisationsmethoden einfacher und bequemer und die auf ihnen begründeten Geräte billiger und leichter herzustellen^{1,2}. Nach dem heutigen Stand unseres Wissens haben Szintillationsmessungen jedoch für die Lösung einiger Spezialfragen eine Reihe von Vorteilen gegenüber anderen Methoden. Deshalb ist die Beschreibung der Szintillations-Dosimetrie von Interesse.

Es ist kaum möglich, in allgemeiner Form die Vor-

* Vortrag, gehalten von K. G. Zimmer in Suchumi im Herbst 1953 und von I. M. Rosman in Moskau 1954. Verstümmelt und mit fehlerhaften Zitaten erschienen: Vestnik rentgenologii i radiologii, Heft 1, S. 63–69 [1955].

** Anschrift: Dr. K. G. Zimmer, Hamburg-Eppendorf, Universitäts-Frauenklinik, Forschungsabteilung.

¹ K. K. Aglintsev, Dosimetrie ionisierender Strahlen, Moskva—Leningrad 1950.

² K. G. Zimmer, Radiumdosimetrie, Leipzig 1936.

und Nachteile der Szintillationsmethoden in der Dosimetrie darzustellen. Heutzutage rechnen viele Autoren zu den Aufgaben der Dosimetrie nicht nur die Bestimmung der Energie, die in 1 g eines biologischen Mediums absorbiert wurde, sondern z. B. auch die Bestimmung des Gehaltes von lebenden Organismen oder von Präparaten an radioaktiven Stoffen. Deshalb scheint es uns zweckmäßig, die Möglichkeiten einer Anwendung von Szintillatoren in der Dosimetrie an konkreten Beispielen darzustellen.

Unter Anwendung von Szintillatoren verstehen wir dabei nicht nur die Zählung und Messung einzelner Szintillationen, sondern auch die Messung des über viele Szintillationen integrierten Lichts.

1. Versuche zum Bau eines Lumineszenz-Röntgendosimeters

Die meisten bisherigen Untersuchungen zum Bau eines Lumineszenz-Röntgendosimeters sind nicht besonders aussichtsreich verlaufen und tragen nicht zur Stärkung der Ansicht bei, daß für ein solches Gerät überhaupt eine Notwendigkeit besteht. Andererseits zeigen aber gerade diese Untersuchungen besonders klar die Schwierigkeiten und Begrenzungen, die bei der Anwendung von Szintillatoren in der Dosimetrie auftreten.

Der Gedanke, eine Kombination von Lumineszenzstoff und Photozelle als Röntgendosimeter zu verwenden, wurde theoretisch bereits vor vielen Jahren besprochen und auch experimentelle Untersuchungen dazu durchgeführt, die jedoch zu keiner technisch brauchbaren Lösung führten³. Daher gerieten die einschlägigen Arbeiten allmählich wieder in Vergessenheit. In letzter Zeit tauchte der Gedanke erneut auf, hauptsächlich wegen der Verfügbarkeit hochempfindlicher Photoelektronen-Vervielfacher, aber auch, weil die Eigenschaften vieler Lumineszenzstoffe genauer untersucht worden waren^{4, 5}.

Die Autoren der ersten aus der Reihe der neueren Arbeiten⁶ sind bereits einer praktisch brauchbaren Lösung ziemlich nahe gekommen, haben aber noch keine genügende Wellenlängen-Unabhängigkeit und Empfindlichkeit der Anzeige erreicht. Das Gerät be-

stand aus einem Lichtleiter aus Plexiglas von einigen mm Durchmesser; ein Ende des Lichtleiters führte zum Photoelektronen-Vervielfacher, und das andere war zu einem Paraboloid geschliffen, in dessen Brennpunkt ein kleiner Szintillator aus Polyvinylcarbazol angebracht war. Der Anoden-Strom des Photoelektronen-Vervielfachers wurde mit einem Galvanometer gemessen. Die Wahl von Polyvinylcarbazol als Szintillator war nicht sehr glücklich, denn diese Substanz, die nur wegen ihrer hohen Widerstandsfähigkeit gegen Bestrahlung benutzt worden war, hat eine ziemlich kleine Lichtausbeute. Versuche haben ergeben^{5, 7-10}, daß auch andere Szintillatoren mit viel besserer Lichtausbeute sehr widerstandsfähig gegen Bestrahlung sind. Andererseits ist es sehr schwierig, einen Lumineszenzstoff auszuwählen oder anzufertigen, der bei zweckmäßiger Konstruktion des Gerätes eine gute Wellenlängen-Unabhängigkeit der Anzeige ermöglicht. Die Schwierigkeit besteht darin, daß selbst das Vorliegen eines Lumineszenzstoffes von der mittleren Atomnummer der Luft noch nicht ausreichend für den Bau eines härte-unabhängigen Röntgendosimeters ist. Die Gründe dafür sind folgende: Erstens stellt selbst ein sehr kleiner Szintillator zusammen mit seiner unerläßlichen licht-undurchlässigen Hülle eine bedeutend größere Masse dar als eine Fingerhut-Kammer, in deren Innerem nur Luft ist. Daher wird bei weicher Strahlung die Absorption sehr wesentlich, die in noch viel größerem Maße kompensiert werden muß als bei der Fingerhut-Kammer. Zweitens zeigen viele Szintillatoren ein Sinken der Lichtausbeute pro absorbiertener Energie bei weicher Strahlung. Deshalb haben auch alle Berechnungen der effektiven Atomnummer von Szintillatoren nur beschränkten Wert in der Praxis¹¹⁻¹³, der noch dadurch weiter vermindert wird, daß man für kombinierte Szintillatoren die sich ändernde spektrale Zusammensetzung des bei verschiedener harter Einstrahlung ausgestrahlten Lichts berücksichtigen müßte.

Bei der Zusammenstellung kombinierter Szintillatoren muß ferner darauf geachtet werden, daß weder einzelne Komponenten noch aber die Kombination unter der Wirkung der zu messenden Strahlung chemischen Reaktionen unterliegen. Daher erscheint die

³ H. Holthusen u. R. Braun, Grundlagen und Praxis der Röntgenstrahlen-Dosierung, Leipzig 1933.

⁴ T. M. Lifschiz, Uspech. fiz. nauk. **50**, 365 [1953].

⁵ S. C. Curran, Luminescence and the scintillation counter, London 1953.

⁶ B. Cassen u. L. R. Curtis, Nucleonics **6**, Nr. 2, 35 [1950].

⁷ J. C. Smeltzer, Rev. sci. Instruments **21**, 669 [1950].

⁸ L. S. Taylor, Brit. J. Radiol. **24**, 67 [1951].

⁹ I. M. Rosman u. K. G. Zimmer, Zhurn. eksp. teor. fiz., im Druck.

¹⁰ I. M. Rosman u. K. G. Zimmer, Zhurn. eksp. teor. fiz., im Druck.

¹¹ G. J. Brucker, Nucleonics **10**, Nr. 11, 72 [1952].

¹² M. Ter-Pogossian u. W. B. Ittner, Rev. sci. Instruments **22**, 646 [1951].

¹³ M. Ter-Pogossian, W. B. Ittner u. M. A. Samira, Nucleonics **10**, Nr. 2, 48 [1952].

vorgeschlagene Verwendung chlorierter oder sulfurierter Kohlenwasserstoffe^{14, 15} zur Vermehrung der Absorption im Gebiet weicher Strahlung noch zusätzlicher Untersuchung zu bedürfen.

Immerhin ist es gelungen, ausgehend von diesen allgemeinen Überlegungen, ein Röntgendosimeter zu bauen, das im Bereich von 0,07 bis 0,7 Å, also in dem medizinisch interessanten Bereich, härte-unabhängig arbeitet^{16, 17}. Der Szintillator dieses Gerätes besteht aus 57% Phenanthren und 43% Chlorphenanthren und hat zur Verminderung der Absorption eine Dicke von nur 0,3 mm.

Aus den angeführten Tatsachen ist der Weg, den man beim Bau eines Lumineszenz-Röntgen-Dosimeters einschlagen muß, erkennbar. Man braucht eine Kombination von Szintillatoren, die im wesentlichen aus einem leichtatomigen Lumineszenzstoff besteht, für welche, wie viele Untersuchungen gezeigt haben^{18, 8}, im Bereich von 150—500 keV das Verhältnis zwischen absorbierter Energie und Lumineszenz keine Wellenlängen-Abhängigkeit zeigt. An dieser Stelle darf erwähnt werden, daß dies keineswegs so selbstverständlich ist, wie es auf den ersten Blick scheint und auch von vielen Autoren hingestellt wird, da nämlich die Lumineszenz-Ausbeute organischer Szintillatoren von der Energie der anregenden Elektronen abhängig ist⁵. Zum Verständnis dieser Tatsache muß man sich vielmehr klarmachen, daß der Anteil an allen Ionisationen und Anregungen, der von langsamen Elektronen hervorgerufen wird, wegen des Auftretens schneller Sekundär- und Tertiärelektronen nur sehr schwach von der Anfangsenergie der anregenden Elektronen abhängt¹⁹. Ein zusätzlicher Szintillator aus einem Material mittlerer Atomnummern, der im Bereich 40—150 keV selektiv absorbiert, dient zur Kompensation der Verminderung der Lichtausbeute des organischen Haupt-Szintillators im Bereich kleiner Energie der zu messenden Strahlung und auch zur Kompensation der unvermeidlichen Verminderung der absorbierten Gesamtenergie im weichen Bereich (wegen der nicht unendlich geringen Abmessungen des Szintillators und des notwendigen Vorhandenseins licht-undundurchlässiger und mechanisch fester Wände um den Szintillator).

¹⁴ G. Breitling u. R. Glocker, *Naturwissenschaften* **39**, 84 [1952].

¹⁵ J. Broser, H. Oeser u. R. Warminsky, *Z. Naturforsch.* **7 a**, 351 [1952].

¹⁶ G. Breitling, *Z. angew. Physik* **4**, 401 [1952].

¹⁷ R. Glocker u. G. Breitling, *Strahlentherapie* **88**, 92 [1952].

Um der Notwendigkeit eines ziemlich großen Szintillators zu entgehen, was gerade zur Vermeidung zu großer Absorptionseinflüsse und auch für eine Reihe von Anwendungen wichtig ist, sollte der leichtatomige Hauptteil des kombinierten Szintillators eine möglichst gute Lichtausbeute aufweisen. Die Lichtausbeute des Zusatz-Szintillators sollte nach Möglichkeit noch größer sein (oder seine Lumineszenz der spektralen Empfindlichkeits-Verteilung des Photoelektronen-Vervielfachers besonders gut angepaßt sein), damit schon eine minimale Menge dieses Zusatzes die nötige Lichtmenge im weichen Gebiet liefert, ohne im harten einen merklichen Einfluß auszuüben. Außerdem müssen beide Komponenten chemisch widerstandsfähig unter Bestrahlung sein.

In Übereinstimmung mit diesen Überlegungen wurde das einzige bisher bekannte praktisch brauchbare Lumineszenz- γ -Strahldosimeter gebaut²⁰. Als Szintillator dient eine 6 mm dicke Scheibe aus Anthrazen in durchsichtigem Kunststoff, auf deren einer Seite als zusätzlicher Szintillator eine geringe Menge Calciumwolframat aufgebracht ist. Der kombinierte Szintillator ist unmittelbar vor dem Fenster eines Photoelektronen-Vervielfachers angeordnet und mit diesem in einem lichtdichten Behälter untergebracht. Dieses Dosimeter hat im Gebiet von 80 keV bis 2 MeV einen Gang mit der Wellenlänge, der $\pm 15\%$ Abweichung von der Luftwändekammer nicht übersteigt. Als einen Vorteil des Gerätes, das für Strahlenschutzmessungen bestimmt ist, muß man seine kleinen Abmessungen ansehen, die natürlich darauf beruhen, daß, grob gesprochen, 1 cm³ des Szintillators bezüglich der Menge der absorbierten Energie einem 1 Luft äquivalent ist. Der vorhandene Gang der Anzeige mit der Strahlenhärte ist für Schutzmessungen völlig zulässig und könnte wahrscheinlich durch weitere Untersuchungen noch vermindert werden.

Doch kann man nicht ohne weiteres vorhersagen, ob man die Abweichungen vom Soll der Anzeige auf 2% herunterdrücken kann, wie sie von Dosimetern für die medizinische Praxis gefordert werden; während dies bei Ionisationskammern leicht möglich ist²¹.

¹⁸ G. D. Prestwich, T. H. Colwin u. G. J. Hine, *Physic. Rev.* **87**, 1030 [1952].

¹⁹ U. Fano, *Nature* [London] **151**, 698 [1943].

²⁰ D. P. Cole, P. A. Duffy, M. E. Hayes, W. S. Lusby u. E. L. Webb, *Electr. Engng.* **71**, 935 [1952].

²¹ Dies ist inzwischen gelungen. Dr. E. Belcher (London) hat völlig unabhängig die gleichen Überlegungen angestellt und auf dem beschriebenen Wege einen sehr gut wellenlängen-unabhängigen Kombinations-Szintillator entwickelt (persönliche Mitteilung, Genf, 1955).

Als prinzipiellen Vorteil der Szintillationsmethode muß man das kleine Volumen des Registrators ansehen, was nicht nur bei Schutzmessungen, sondern auch für andere Spezialaufgaben, zum Beispiel Isodosen-Studien, nützlich ist. In besonderen Fällen rechtfertigt dies bereits den Bau von Szintillations-Dosimetern²²⁻³¹.

2. Szintillations-Dosimeter für β -Strahlen

Ein wichtiger, wenn auch begrenzter Anwendungsbereich für Szintillations-Meßgeräte ist die Dosimetrie der β -Strahlen. Man muß sich jedoch zunächst ganz klarmachen, was man messen will und was ein Szintillationsgerät mißt (und was nicht); denn gerade in bezug auf β -Strahlung herrscht eine gewisse Verwirrung in der Anwendung des Begriffes „Dosis“. Wir wollen hier wieder an Stelle einer allgemeinen Diskussion ein konkretes Beispiel betrachten.

Stellen wir uns ein äußerst einfaches Gerät vor, bei dem sich der Szintillator (zum Beispiel aus Kunststoff) unmittelbar vor dem Photoelektronen-Vervielfacher befindet und an allen anderen Seiten durch eine unendlich dünne, lichtundurchlässige Folie abgeschlossen ist. Nehmen wir an, wir wollen mit einem solchen Gerät die Verunreinigung einer Oberfläche mit β -strahlenden radioaktiven Stoffen bestimmen. Offensichtlich können dabei zwei Grenzfälle eintreten. Wenn wir einen möglichst dünnen Szintillator wählen (0,5 oder 0,1 mm), so wird die Anzeige, grob gesprochen, proportional der Zahl der β -Teilchen sein, die von der Oberfläche emittiert werden, oder aber auch der durch sie verursachten Dosis in der Hornschicht der Haut. Wählen wir aber einen dicken Szintillator (etwa 20 mm), in dem die β -Teilchen praktisch ihre gesamte Energie umsetzen, so wird die Anzeige des Gerätes etwa gleich der Gesamtenergie der von der Oberfläche emittierten β -Teilchen sein oder aber auch gleich der von ihnen im menschlichen Körper erzeugten Integraldosis. Welchen der beiden Wege man wählt, wird natürlich von den Umständen abhängen. Im Falle eines dünnen Szin-

tillators haben wir praktisch einen Zähler, und es erscheint daher zweckmäßig, im Impulsbetrieb zu arbeiten; im Falle eines dicken Szintillators haben wir es mit einer Art Integraldosimeter zu tun, und es erscheint zweckmäßig, den Strom des Photoelektronen-Vervielfachers zu messen. Eine eingehendere Betrachtung des Szintillationszählers für β -Teilchen würde über den Rahmen unseres Themas hinausgehen. Über das „Szintillations-Integral-Dosimeter“ des angegebenen Typs sind jedoch noch einige Anmerkungen nötig. Erstens sei darauf hingewiesen, daß ein dicker Szintillator naturgemäß in erheblichem Maße auch gegen γ -Strahlung empfindlich ist. Dies ist jedoch für Schutzmessungen weiter nicht störend, da der Beitrag der γ -Strahlen zur Dosis etwa ihrem Energieverlust im Szintillator proportional ist. Weiterhin haben wir eine Reihe von Annäherungen benutzt, z. B., daß die Lichtausbeute nicht von der Energie der auf den Szintillator fallenden Teilchen abhängt und daß die Wahrscheinlichkeit, die Kathode zu erreichen, für alle im Szintillator entstehenden Photonen gleich ist. Die erste Annäherung ist sogar für organische Szintillatoren voll anwendbar, wenn die Energie der Elektronen 100—150 keV übersteigt. Bei kleineren Energien nimmt die Lichtausbeute etwas ab, dies hat aber für Schutzmessungen keine große Bedeutung.

Die zweite Annäherung wird ungefähr erfüllt, wenn man einen optisch klaren Szintillator wählt, der keine merkliche Lichtabsorption oder Streuung aufweist (z. B. einen Kunststoff-Szintillator), und ihn mit einem geeigneten Reflektor umgibt.

Bei der Konstruktion eines solchen Dosimeters muß auch der Frage der relativen Anordnung von Szintillator und Photoelektronen-Vervielfacher Beachtung geschenkt werden. Es wurde in allgemeiner Form gezeigt³², daß man bei der Messung von Oberflächen optimale Resultate erhält, wenn man einen flachen Szintillator auf der Mittelnormale der Photokathode anordnet und mit dieser durch einen besonders geformten konischen Lichtleiter verbindet. Bei einer Szintillatordicke von 2 cm und einer Photokathode

²² S. N. Ardaschnikov u. A. V. Kozlova, Die Dosierung der γ -Strahlen bei der Curie-Therapie in Röntgen, Verl. Akad. Med. Wiss. URSS, 1947.

²³ E. H. Belcher, Brit. J. Radiol. **26**, 455 [1953].

²⁴ R. T. Carr u. G. J. Hine, Nucleonics **11**, Nr. 11, 53 [1953].

²⁵ A. Cole, E. B. Moore u. R. J. Shalek, Nucleonics **11**, Nr. 4, 46 [1953].

²⁶ J. F. Fowler, Brit. J. Radiol. **28**, 104 [1955].

²⁷ H. D. Griffith u. G. E. Swindell, Brit. J. Radiol. **24**, 327 [1951].

²⁸ G. J. Hine, M. Berman u. M. M. Elkind, Rev. sci. Instruments **21**, 362 [1950].

²⁹ L. D. Marinelli u. G. J. Hine, Physic. Rev. **74**, 1245 [1948].

³⁰ W. V. Mayneord, Brit. J. appl. Physics **4**, 353 [1953].

³¹ I. M. Rosman u. K. G. Zimmer, Brit. J. Radiol., im Druck.

³² R. L. Garwin, Rev. sci. Instruments **23**, 755 [1952].

von 4 cm Durchmesser führt dies zu einer Szintillatorfläche von 30 cm². Bei größerer Szintillatorfläche würde das Gerät eine geringere Empfindlichkeit pro Flächeneinheit haben.

Wir hoffen an diesem Beispiel die grundsätzlichen Eigenschaften eines Szintillations-Dosimeters für β -Strahlen gezeigt zu haben. Sein wesentlicher Vorzug besteht offenbar darin, daß es mit einem solchen Gerät viel leichter als mit einem Zählrohr oder einer Ionisationskammer möglich ist, direkt die Dosis, d. h. die im menschlichen Körper absorbierte Energie, zu bestimmen.

3. Szintillations-Dosimeter für α -Strahlen

Soweit bekannt, ist ein echtes Szintillations-Dosimeter für α -Strahlen noch nicht gebaut worden. Die so genannten Geräte sind eher Szintillationszähler, die speziell für den Zweck der Schutzmessungen entwickelt wurden. Auch dürfte kaum ein Bedarf an einem Szintillations- α -Strahl-Dosimeter bestehen, obwohl es in Analogie zum oben beschriebenen β -Strahldosimeter leicht zu bauen wäre. Dies beruht vor allem darauf, daß wegen der sehr geringen Toleranzaktivität für α -Strahler das Zählen einzelner Teilchen im allgemeinen die beste Meßmethode darstellt. α -Szintillationszähler sind aber heute so weit verbreitet und so gut bekannt, daß es sich kaum lohnt, davon zu sprechen. Als Szintillator wird allgemein Zinksulfid verwandt, das bei Anregung mit α -Strahlen nicht nur eine sehr hohe Lichtausbeute aufweist, sondern auch noch im Gegensatz zu vielen anorganischen und allen organischen Szintillatoren die Eigenschaft besitzt, daß seine Lichtausbeute bei α -Strahlanregung nicht 5–10-mal kleiner, sondern gleich oder sogar größer als bei β - oder γ -Strahlanregung ist^{33, 34}. Diese Eigenschaft spielt eine entscheidende Rolle für alle Geräte, mit denen man α -Strahlen oder Protonen in Gegenwart von β - oder γ -Strahlen messen will. Andererseits stört der hohe Brechungsindex des Zinksulfids sehr, weshalb stets ein Teil des Lichts im Szintillator absorbiert wird. Möglicherweise wird in dieser Hinsicht die Verwendung eines neuen Szintillators Vorteile bringen: des Caesiumjodids, das auch eine hohe Ausbeute für α -Strahlanregung und außerdem einen kleineren Bre-

chungsindex hat. Doch ist diese Frage noch nicht geklärt, und vorläufig ist der beste Szintillator für α -Teilchen eine dünne Schicht Zinksulfid mit einer sehr geringen Menge organischen Bindemittels. Unter Berücksichtigung der spektralen Empfindlichkeit des Photoelektronen-Vervielfachers ergibt blauleuchtendes silberaktiviertes Zinksulfid in einer Schichtdicke von etwa 10 mg/cm² und organisches Harz in reinem Xylol gelöst als Bindemittel die besten Ergebnisse. Mit einer solchen Schicht kann man leicht alle auffallenden α -Teilchen registrieren und elektrisch von β - und γ -Strahlen diskriminieren, da diese sehr kleine Impulse ergeben. Falls man die Verunreinigung von Oberflächen mit α -Strahlen messen will, so muß man beim Bau des Gerätes die Forderungen der geometrischen Optik berücksichtigen, um optimale Empfindlichkeit der Anzeige zu erhalten³⁵.

4. Szintillations-Dosimeter für thermische Neutronen

Das eben für α -Teilchen beschriebene Gerät kann für thermische Neutronen verwendet werden, wenn man dem Zinksulfid ein wenig Borsäure zusetzt. Die Registrierung erfolgt dann durch die α -Teilchen aus der Reaktion $^{10}\text{B} (n, \alpha) ^7\text{Li}$. Die Empfindlichkeit kann durch Verwendung von Bor, das bezüglich ^{10}B angereichert ist, erheblich gesteigert werden, doch ist das für Schutzmessungen kaum erforderlich. Die optimale Zusammensetzung der Schicht beträgt fünf Teile silberaktiviertes Zinksulfid auf ein Teil Borsäureanhydrid. Bei Verwendung von auf 96% angereichertem ^{10}B erreicht die Effektivität des Zählers 20 bis 30 Prozent^{35a}.

Für thermische Neutronen sind auch andere Szintillatoren vorgeschlagen worden, die in der Dosimetrie oder für Spezialfragen verwendet werden können. Alle diese Szintillatoren beruhen auf der Zugabe von Borverbindungen zu Lösungen lumineszierender Stoffe. Die gute Durchlässigkeit solcher Lösungen ermöglicht die Verwendung großer Volumina und damit angenähert 100% Effektivität. Als flüssige Szintillatoren eignen sich Lösungen von 5 g Terphenyl pro 1 l Xylol oder 2,5-Diphenyloxazol in Phenylcyclohexan, beide unter geringer Zugabe von 1,6-Diphenyl-1,3,5-hexatrien zur Verschiebung des Lumineszenz-Spektrums in das Gebiet höchster Empfindlichkeit des Photoelektronen-Vervielfachers. Als

³³ H. J. Born, N. Riehl u. K. G. Zimmer, Ber. Akad. Wiss. URSS (Doklady) **59**, 1269 [1948].

³⁴ H. J. Born, N. Riehl u. K. G. Zimmer, Reichsber. Physik **1**, 154 [1944].

³⁵ J. B. Graves u. R. H. Davis, Nucleonics **11**, Nr. 4, 49 [1953].

^{35a} D. E. Alburger, Rev. sci. Instruments **23**, 769 [1952].

bor-haltige Verbindungen eignen sich Methyl-, Äthyl- oder Propylborat³⁶⁻³⁸ oder Borazol^{38a}.

Unabhängig von der Art des Szintillators sind alle solche Geräte natürlich keine echten Dosimeter, sondern Neutronen-Zähler. Dies ist auch völlig ausreichend, da für Neutronen keine Toleranz-Dosis, sondern ein Toleranz-Flux festgelegt ist. Dieser ist übrigens für thermische Neutronen so groß, daß er auch mit Ionisationskammern leicht gemessen werden kann (gefüllt mit Luft, mit Bortrifluorid oder mit einer Schicht festen Bors ausgelegt).

5. Szintillations-Dosimeter für schnelle Neutronen

Die Szintillations-Messung ist eine der wenigen aussichtsreichen Methoden der Feststellung des Toleranz-Fluxes schneller Neutronen und kann auch allgemein als Weg zu einer befriedigenden Neutronen-Dosimetrie angesehen werden. Große Schwierigkeiten, die auch bis heute noch nicht völlig überwunden sind, bestehen darin, daß der Toleranzflux der schnellen Neutronen sehr klein ist und daß schnelle Neutronen fast stets mit sehr viel intensiverer γ -Strahlung zusammen auftreten, von der das Dosimeter sie unterscheiden muß. Es wurden zahlreiche Untersuchungen zur Lösung dieses Problems mit Ionisationskammern und Proportionalzählern durchgeführt, aber auch das beste bisher bekannte Gerät^{39, 40} gibt nur 10-fache Diskriminierung, d. h. es kann den Toleranzflux schneller Neutronen bei einem 10-mal stärkeren Flux von γ -Photonen feststellen. Obgleich dies ein bedeutender Fortschritt ist, kann dieses Gerät doch noch nicht völlig befriedigen.

Man hat daher schon lange versucht, Szintillations-Dosimeter für schnelle Neutronen herzustellen. Viele Autoren benutzen schnelle Rückstoßprotonen aus wasserstoff-haltigem Material, um die Lumineszenz von Zinksulfid anzuregen. Beim ersten Versuch wurde eine dünne Zinksulfidschicht zwischen Scheiben aus Plexiglas angeordnet⁴¹. Dabei wurde jedoch nur eine Effektivität von $1,5 \cdot 10^{-6}$ erreicht. Ähnliche Resultate,

manchmal ein wenig besser, brachten Versuche, Zinksulfid direkt mit Polystyrol-Lack auf den Photoelektronen-Vervielfacher aufzutragen^{42, 43}. Versuche zur direkten Anwendung fester oder flüssiger organischer Szintillatoren gaben wesentlich schlechtere Resultate⁴⁴⁻⁴⁶; denn in einem solchen Szintillator kann man wegen der größeren Lichtausbeute der γ -Strahlen die Protonen-Impulse nicht gegen die γ -Photonen-Impulse diskriminieren. Einen wesentlichen Fortschritt brachte erst die Anwendung von Mischungen organischer Stoffe, die Rückstoßprotonen geben, mit anorganischen Szintillatoren in bestimmten Verhältnissen und bestimmter Korngröße. Ein heiß gepreßter Szintillator aus 1,5 g Zinksulfid und 10 g Plexiglaspulver ergab für γ -Strahlung 100-mal geringere Effektivität als für schnelle Neutronen und für diese eine Absolut-Effektivität von über 1 Prozent⁴⁷. Ungefähr dieselbe Diskriminierung (100:1) erhielt man mit 10 dünnen Schichten thallium-aktiviertem Kaliumfluorid, die mit Polystyrolack auf Glimmer geklebt waren⁴⁸, doch betrug die Absolut-Effektivität hierbei nur 0,1—0,2 Prozent. Eine Suspension von Kristallen thallium-aktivierten Kaliumfluorids in α -Bromnaphthalin ergab in einer Schicht von 2 cm eine Effektivität von 0,8% bei einer Diskriminierung 10:1⁴⁹. So ermöglichen die beschriebenen Szintillatoren die Messung des Toleranzfluxes schneller Neutronen in Gegenwart eines 100-mal größeren Fluxes von γ -Strahlung, was jedoch nur etwa einem Toleranzflux für diese entspricht. Die absolute und relative Effektivität für Neutronen und γ -Strahlen hängt von der spektralen Zusammensetzung der Strahlung ab, doch für Neutronen etwa ebenso wie der Toleranzflux⁵⁰.

6. Einige spezielle Konstruktionen und Probleme auf dem Gebiet der Szintillations-Dosimetrie

Es ist versucht worden, Szintillations-Dosimeter für besondere Aufgaben zu bauen, wie zum Beispiel Messung der radioaktiven Verunreinigung der Luft⁵¹ so-

³⁶ C. O. Muelhouse u. G. E. Thomas, *Physic. Rev.* **85**, 926 [1952].

³⁷ C. O. Muelhouse u. G. E. Thomas, *Nucleonics* **10**, Nr. 3, 38 [1952].

³⁸ C. O. Muelhouse u. G. E. Thomas, *Nucleonics* **11**, Nr. 1, 44 [1953].

^{38a} J. Kirkbride, *Nature* [London] **171**, 564 [1953].

³⁹ G. S. Hurst, *Brit. J. Radiol.* **27**, 353 [1954].

⁴⁰ A. Rudolph, *Nucleonics* **10**, Nr. 5, 67 [1952].

⁴¹ W. G. Moulton u. C. W. Sherwin, *Rev. sci. Instruments* **20**, 766 [1949].

⁴² H. B. Frey, *Rev. sci. Instruments* **21**, 886 [1950].

⁴³ K. H. Sun u. W. E. Shoupp, *Rev. sci. Instruments* **21**, 395 [1950].

⁴⁴ J. H. Neiler, G. E. Owen u. A. J. Allen, *Physic. Rev.* **83**, 242 [1951].

⁴⁵ G. E. Owen, J. H. Neiler u. W. Ray, *Physic. Rev.* **83**, 675 [1951].

⁴⁶ H. L. Poss, C. E. Falk u. L. C. L. Yuan, *Physic. Rev.* **83**, 242 [1951].

⁴⁷ W. F. Hornyak, *Rev. sci. Instruments* **23**, 264 [1952].

⁴⁸ G. M. Harding, *Nucleonics* **10**, Nr. 3, 37 [1950].

⁴⁹ G. M. Harding, *Nature* [London] **167**, 437 [1951].

⁵⁰ J. H. Tait, *Brit. J. Radiol.* **23**, 282 [1950].

⁵¹ P. E. Damon u. H. J. Hyde, *Rev. sci. Instruments* **23**, 766 [1952].

wie des menschlichen oder tierischen Körpers^{52, 53}. Erstere bedienen sich eines an den Photoelektronen-Vervielfacher angebauten Glasgefäßes, das außen versilbert und innen mit Zinksulfid belegt ist und mit der zu messenden Luft gefüllt wird.

Die Geräte zur Bestimmung des Gehalts von Menschen oder Tieren an radioaktiven Stoffen bestehen aus einem doppelwandigen Kessel. In den inneren wird das Versuchsobjekt gebracht, zwischen den Wänden befindet sich ein großes Volumen szintillierender Lösung, deren Lumineszenz durch 50 oder mehr an der Außenwand angebrachte Photoelektronen-Vervielfacher gemessen wird. Ein solches Gerät bedeutet naturgemäß einen riesigen Aufwand und bringt kaum mehr als die für den gleichen Zweck ausgearbeiteten Ionisationskammer-Geräte.

Einer weiteren eingehenden Bearbeitung bedarf noch das Problem des Lichtleiters, der in seiner jetzt meist verwandten Form (Stab oder Konus aus Plexiglas) häufig eine ernste Fehlerquelle darstellt, da er

durch ionisierende Strahlung zwar schwach, aber doch merklich zur Lumineszenz angeregt wird und meist ein viel größeres Volumen hat als der Szintillator. Ein möglicher Weg zur Ausschließung der durch den Lichtleiter verursachten Fehler besteht in der Anbringung von Polaroid-Folien vor und hinter demselben und Durchführung von Differenzmessungen⁵⁴. Doch geht dadurch viel Licht verloren, und die Empfindlichkeit des Gerätes sinkt.

Bemerkenswert und vorteilhaft ist die schon oben erwähnte hohe Widerstandsfähigkeit mancher organischer Szintillatoren gegen Strahlen¹⁰, die bis zu Dosen von 1 Megaröntgen kein Absinken der Lichtausbeute zeigen, sowie die Tatsache, daß bei diesen Szintillatoren die Lumineszenz proportional mit der Dosisleistung ansteigt, also auch bei sehr hohen Werten (40 Kiloröntgen/sec) keine Sättigung eintritt⁹, was bei Ionisationskammern nur sehr schwer erreichbar ist. Über unsere Untersuchungen zu diesen Fragen hoffen wir demnächst ausführlicher zu berichten*.

⁵² C. L. Cowan, F. Reines, F. B. Harrison, E. C. Anderson u. F. N. Hayes, *Physic. Rev.* **90**, 493 [1953].

⁵³ F. Reines, R. L. Schuch, C. L. Cowan, F. B. Harrison, E. C. Anderson u. F. N. Hayes, *Nature* [London] **172**, 521 [1953].

⁵⁴ J. F. B. Dealler, *Brit. J. Radiol.* **27**, 646 [1954].

⁵⁵ G. Breitling u. R. Glocker, *Naturwissenschaften* **42**, 11 [1955].

⁵⁶ G. Breitling u. R. Glocker, *Naturwissenschaften* **42**, 483 [1955].

⁵⁷ G. Breitling u. R. Glocker, *Strahlentherapie* **90**, 390 [1953].

⁵⁸ K. Sommermeyer, *Strahlentherapie* **95**, 424 [1954].

⁵⁹ K. Sommermeyer, *Naturwissenschaften* **42**, 508 [1955].

* Anm. b. d. Korr.: Während der Drucklegung des Berichtes wurden uns noch folgende Arbeiten zugänglich, die sich mit der Dosismessung am Betatron^{55, 56}, mit der Dosismessung in nächster Umgebung radioaktiver Präparate^{57, 58} und mit Strahlenschutzmessungen⁵⁹, sämtliche unter Anwendung von Szintillatoren, beschäftigen.

NOTIZEN

Über die CO₂-Kapazität der Chlorella und den chemischen Mechanismus der CO₂-Assimilation

Von Otto Warburg und Günter Krippahl
Max-Planck-Institut für Zellphysiologie, Berlin-Dahlem
(Z. Naturforschg. **11 b**, 52—54 [1956]; eingeg. am 21. Dez. 1955)

Belichtet man vorher verdunkelte Chlorella, so wird pro Molekül Chlorophyll 1 Mol. O₂ ausgetrieben

wo *hr* die Lichtquanten bedeuten, die von dem mit O₂ verbundenen Chlorophyll absorbiert werden, wie bei der Spaltung des Kohlenoxyd-Häms

Ist der photodissoziierbare O₂ ausgetrieben, so kann er im Dunkeln durch die Energie der induzierten Atmung wieder ersetzt werden. Verhindert man jedoch durch Entziehung des O₂ die induzierte Atmung, so bleibt die Erholung aus, und man erhält bei einer folgenden Belichtung keinen Sauerstoff¹.

Beim experimentellen Ausbau dieser Ergebnisse haben wir folgendes gefunden:

1. Zum Wiederaufbau der O₂-Kapazität im Dunkeln ist nicht nur O₂, sondern auch CO₂ notwendig. Entzieht man nach Austreibung der O₂-Kapazität im Licht der Chlorella die Kohlensäure, so wird trotz Anwesenheit von Sauerstoff im Dunkeln keine O₂-Kapazität nachgebildet. Zum Beispiel wurde nach einer Dunkelzeit von 20 Min. bei Belichtung von 100 cmm Chlorella eine Entwicklung von 20 cmm oder von 0 cmm O₂ gefunden, je nachdem in der Dunkelzeit der CO₂-Druck ¹/₁₀ Atmosphäre oder 0 betrug.

2. Gibt man Chinon im Dunkeln zu einer Suspension von Chlorella (in Kulturlösung), so wird Kohlensäure ausgetrieben, und zwar 1 Mol. pro Mol. Chlorophyll. Enthielten zum Beispiel 200 cmm Chlorella, suspendiert in 3 ccm Lösung *p*_H 3,9, 3,37 μ Mole Chlorophyll und wurden 2 mg Chinon zugegeben (Gasraum Argon), so

¹ O. Warburg, G. Krippahl, W. Schröder u. W. Buchholz, *Z. Naturforschg.* **9 b**, 769 [1954]; O. Warburg u. W. Schröder, **10 b**, 639 [1955].