

**KERNFORSCHUNGSZENTRUM
KARLSRUHE**

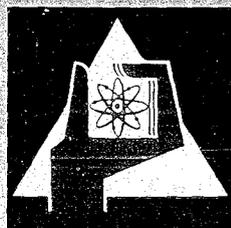
Oktober 1968

KFK 889

Abteilung Strahlenschutz und Dekontamination

Strahlenschutz-Dosimetersysteme zur verbesserten Messung
von Energiedosen

R. Maushart, E. Piesch



GESELLSCHAFT FÜR KERNFORSCHUNG M. B. H.

KARLSRUHE



Reprinted from
PROCEEDINGS OF THE FIRST INTERNATIONAL CONGRESS OF
RADIATION PROTECTION
held at Rome, Italy, September 5-10, 1966
PERGAMON PRESS - OXFORD & NEW YORK - 1968

STRAHLENSCHUTZ-DOSIMETERSYSTEME ZUR VERBESSERTEN MESSUNG VON ENERGIEDOSEN

R. MAUSHART und E. PIESCH

Kernforschungszentrum Karlsruhe, Strahlenmeßdienst
75 Karlsruhe, BRD.

Zusammenfassung—Es werden Dosimetersysteme für die Dosisbestimmung von Quantenstrahlung beschrieben. Die Dosimeter unterscheiden sich von den bisherigen insofern als ihre Anzeige direkt proportional zur absorbierten Dosis ist. Die unterschiedliche Kalibrierung der Personendosimeter am Phantom und der Ortsdosimeter in Freiluftbestrahlung gestattet den Vergleich der Messwerte von Personen- und Ortsdosimetern.

Zur Anwendung im Strahlenschutz werden Dosimetersysteme beschrieben, die sich durch eine geringe Energie- und Richtungsabhängigkeit der Dosisanzeige auszeichnen. Die Verfasser zeigen, wie diese Dosimeter mit Hilfe von neuen Detektoranordnungen so ausgelegt werden können, dass sie die in einem bestimmten kritischen Organ absorbierte Energie-dosis anzeigen. Die spezielle Methode der Kalibrierung vermag die Einflüsse der Körperückstreuung und der Körperorientierung in gewissen Grenzen herabzusetzen.

Die Beispiele von Dosimetersystemen zeigen, dass Strahlenschutzmessungen der absorbierten Energiedosis damit weitgehend realisiert werden können.

1. DAS MESSTECHNISCHE GRUNDPROBLEM DER STRAHLENSCHUTZDOSIMETRIE ÄUSSERER γ -STRAHLUNG

Die Strahlengefährdung einer Person wird letztlich durch die im jeweiligen kritischen Organ absorbierte Dosis (Organdosis in rad) beschrieben. Dosismessgeräte zeigen jedoch nach den heute üblichen Meß- und Kalibriermethoden eine Bestrahlungsdosis (in Röntgen) an,— die Ortsdosimeter eine Freiluft-Bestrahlungsdosis, die Personendosimeter eine Bestrahlungsdosis an der Körper- oder Phantomboberfläche. Dies führt dazu, daß nicht nur der jeweilige Meßwert des Dosimeters auf die Organdosis umgerechnet werden muß, wozu im allgemeinen die Kenntnis der Energieverteilung der einfallenden Strahlung Voraussetzung ist, sondern daß auch die Anzeigen von Ortsdosimeter und Personendosimeter im gleichen Strahlungsfeld verschieden ausfallen.

Bei einer Bestrahlung des Körpers von außen gibt es nur einige wenige Organe, die als kritisch gelten. Das sind für kleine Strahledosen und Langzeit-Strahleneinwirkung die Gonaden, für Kurzzeitbestrahlung und hohe Strahlenbelastung (Unfall) die blutbildenden Organe (Knochenmark). Bei Teilkörperbestrahlungen oder bei sehr energiearmer Quantenstrahlung können die Haut oder die Augen kritisches Organ sein.

Es ist das grundlegende Problem der Strahlenschutzdosimetrie, das für die jeweiligen Bestrahlungsbedingungen gültige kritische Organ — nämlich dasjenige, welches mit der größten Wahrscheinlichkeit am stärksten geschädigt wird—anzugeben und aus dem Dosimetermeßwert die im kritischen Organ absorbierte Dosis zu bestimmen.

2. MÖGLICHKEITEN ZUR BESTIMMUNG DER IM KRITISCHEN ORGAN ABSORBIERTEN DOSIS

Da die im Organ absorbierte Dosis allenfalls bei medizinischen Bestrahlungen, nicht aber im praktischen Strahlenschutz durch ein eingepflanztes Dosimeter direkt ermittelt werden kann, ist ihre Bestimmung aus den Messungen des äußeren Strahlungsfeldes immer nur mit mehr oder weniger guter Annäherung möglich. Es gibt dazu zwei verschiedene Wege. Der eine besteht in der Berechnung der Organdosis. Er ist im Prinzip immer gangbar, wenn die notwendigen Daten bekannt sind. Man braucht dazu außer der Energieverteilung der einfallenden Strahlung (und evtl. ihrer Einfallsrichtung zum Körper bzw. Dosimeter) die Energieabhängigkeit der Dosimeteranzeige und natürlich den ebenfalls energieabhängigen Umrechnungsfaktor der Freiluft-Bestrahlungsdosis auf die absorbierte Organdosis, der mittels Phantommessungen ermittelt werden kann. Die Zuverlässigkeit dieser Methode steht und fällt daher mit der Genauigkeit, mit der man die Energieverteilung kennt. Es ist andererseits ihr großer, unbestreitbarer Vorteil, daß sie allen vorkommenden Fällen angepaßt werden kann und auch die Dosen in verschiedenen Organen aus dem gleichen Meßwert gewonnen werden können.

Der andere Weg zur Bestimmung der Organ-

dosen ist rein meßtechnischer Art. Er besteht darin, daß durch geschickte konstruktive Gestaltung des Dosimeters und durch Kalibrierung sowohl des Orts- wie des Personendosimeters auf Energie-statt auf Bestrahlungsdosen die Dosimeteranzeige über einen möglichst großen Energiebereich direkt proportional der in einem vorgegebenen Organ absorbierten Dosis gemacht wird. Die Kenntnis der Energieverteilung zur Bestimmung der Organdosis wird damit unnötig.

Die technische Ausführung solcher Dosimeter wird im folgenden am Beispiel eines Orts- und eines Personendosimeters beschrieben. Dabei kann auch gezeigt werden, daß die gleiche Meßanordnung durch einfachen Wechsel der Dosimeter-Hülle die absorbierte Dosis in verschiedenen Organen jeweils energieproportional wiederzugeben vermag.

Orts- und Personendosimeter unterscheiden sich insofern, als das erstere die Freiluftdosis, das letztere die Oberflächendosis am Körper oder Phantom mißt, die bis zu 60% größer als die Freiluftdosis sein kann (siehe Abb. 1).^(1, 2) Auch wenn man den Meßwert nicht auf ein bestimmtes Organ beziehen will, erscheint es sinnvoll, diesen Einfluß des Körpers auf das Personendosimeter auf alle Fälle durch Kalibrierung am Phantom so gut wie möglich mit zu berücksichtigen. Die Vorteile dieser neuen Konzeption einer Strahlenschutzdosi-

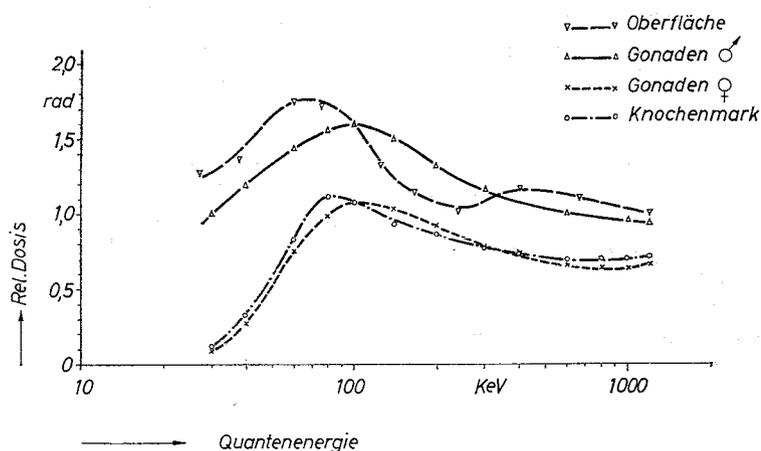


ABB. 1. Die Energiedosis in verschiedenen Organen eines Mensch-Phantoms bezogen auf die Bestrahlungsdosis 1 R in Abhängigkeit von der Quantenenergie nach (1,2).

metrie sind von einem der Autoren bereits mehrfach dargelegt worden.^(3, 4)

Die in diesem Vortrag angegebenen Versuche und Meßwerte beschränken sich auf Einstrahlungen aus dem vorderen Halbraum des Körpers. In Fortsetzung der hier begonnenen Arbeiten werden jedoch auch von der Einfallrichtung unabhängige Dosimetersysteme entwickelt.

3. DETEKTOREN UND BESTRAHLUNGSBEDINGUNGEN

Im folgenden wird am Beispiel eines Ortsdosisleistungs-Meßgerätes und am Beispiel verschiedener Phosphatglas-Personendosimeter gezeigt, in welchem Maße die Dosimeteranzeige, unabhängig von der Energieverteilung der einfallenden Strahlung, der Energiedosis im vorgegebenen kritischen Organ entsprechen kann.

Als Ortsdosismessgerät wurde ein Proportionalzählrohr (Typ Tol D) mit Aluminiumwandung benutzt, dessen Energieabhängigkeit durch verschiedene Metallfilterkombinationen im gewünschten Maß verändert wurde. Als Personendosimeter wurden Yokota-Gläser der Abmessungen $8 \times 8 \times 4,7 \text{ mm}^3$ ⁽⁵⁾ sowohl in einer Kugelkapselung mit konischen Öffnungen⁽⁶⁾ untersucht, wie sie bereits als Routine-Personendosimeter eingesetzt werden⁽⁹⁾ (Phosphatglasdosimeter I), als auch in einer Kugelkapselung mit gegenüber der Routinekugelkapselung veränderter Metallfilterung (Phosphatglasdosimeter II).

Für die Energieabhängigkeit der in den kritischen Organen absorbierten Dosis wurden die von Jones^(1, 2) an einem Menschphantom mit LiF-Dosimetern bestimmten Meßwerte bei Vordereinstrahlung (Ausnahme beim Knochenmark, Rückwärtseinstrahlung) zugrundegelegt (siehe Abb. 1).

Auch die folgenden Untersuchungen wurden an einem Alderson-Menschphantom durchgeführt. Die Bestrahlungen erfolgten mit hartgefilterter Röntgenstrahlung bzw. γ -Strahlung verschiedener Energien (Tab. 1). Die Dosiswerte wurden mit zwei Sekundärstandards bestimmt, deren Anzeige von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig auf eine Bestrahlungsdosis kalibriert worden war (Philips Ionisationskammer Nr. 37486 in Ver-

bindung mit Universal-Dosimetern, sowie Proportionalzählrohr Tol D).

4. DOSISLEISTUNGSMESSGERÄT ZUR ENERGIEUNABHÄNGIGEN BESTIMMUNG DER ABSORBIERTEN DOSIS

Die Anzeige des verwendeten Proportionalzählrohres mit Aluminiumwandung weist zunächst eine ausgeprägte Energieabhängigkeit auf. Es wurden aber verschiedene Filterkombinationen experimentell ermittelt, welche wahlweise über das Zählrohr geschoben werden können und welche durch selektive Schwächung der Quantenstrahlung eine jeweils einer anderen Energiedosis proportionale Anzeige ergeben.

Die Filterhülle I (0,8 mm Zinn mit 80% Flächenbelegung) erzielt beispielsweise eine energieunabhängige Dosisleistungsanzeige der Bestrahlungsdosis im Energiebereich 25 keV bis 1,2 MeV innerhalb $\pm 12\%$ (Abb. 2).

Die Verwendung der Filterkombination II (0,4 mm Zinn mit 80% Flächenbelegung) gestattet hingegen die annähernd energieunabhängige Dosisleistungsmessung einer Gonaden- oder einer Oberflächendosis (Abb. 3). Die Anzeige der Gonadendosis ist hierbei oberhalb 25 keV innerhalb $\pm 7\%$, die Anzeige der Oberflächendosis oberhalb 30 keV innerhalb $\pm 16\%$ energieunabhängig. Durch andere Filterkombinationen kann auch die annähernd energieunabhängige Anzeige der Knochenmarksdosis erreicht werden.

Das benutzte Dosisleistungsgerät (Handgerät in transistorisierter Ausführung, Meßbereich $10 \mu\text{R/h}$ bis 100 mR/h bzw. durch Nachkalibrierung bis 100 R/h) gestattet folglich durch Auswechseln von Zählrohrhüllen die wahlweise Bestimmung einer Freiluft-Bestrahlungsdosis oder einer gewünschten absorbierten Dosis im Organ. Für routinemäßige Strahlenschutzmessungen sollte vor allem die Gonadendosis von Interesse sein.

5. PERSONENDOSIMETER ZUR ENERGIEUNABHÄNGIGEN BESTIMMUNG DER ABSORBIERTEN DOSIS

Ein in der praktischen Routinesdosimetrie verwendetes Phosphatglasdosimeter mit Kugelkapselung (Phosphatglasdosimeter I) erzielt bei Freiluftbestrahlung im Energiebereich von 45 keV bis 1,2 MeV eine Energieunabhängigkeit

Tabelle 1. Verwendete Strahlenqualitäten

Röhrenspannung (kV)	Filterkombination I	
	Zusatzfilterung (mm)	angenommene, eff. Quantenenergie (keV)
Co-60		1200
Cs-137		660
300	2 Al + 5 Cu + 10,5 Pb	270
200	2 Al + 5 Cu + 4 Sn + 2 Pb	185
130	2 Al + 7,5 Cu + 2 Sn	108
100	2 Al + 2 Cu + 1,5 Pb	80
78	2 Al + 3,5 Cu	65
56	2 Al + 1,2 Cu	50
45	2 Al + 1,35 Cu	40
35	2 Al + 0,5 Cu	30
25	2 Al + 0,15 Cu	20
15	0,2 Al + 0,1 Cu	10
Röhrenspannung (kV)	Filterkombination II	
	Zusatzfilterung (mm)	angenommene, eff. Quantenenergie (keV)
300	2 Al + 5 Cu + 3,5 Pb	240
250	2 Al + 5 Cu + 2 Pb	200
220	2 Al + 5 Cu + 1,2 Pb	170
200	2 Al + 5 Cu + 0,9 Pb	150
180	2 Al + 11 Cu	135
150	2 Al + 7 Cu	110
120	2 Al + 3,5 Cu	87
100	2 Al + 2 Cu	71
80	2 Al + 0,7 Cu	55
70	2 Al + 0,4 Cu	46
60	2 Al + 0,2 Cu	38

* Die Kalibrierung der Dosisleistungsmeßgeräte erfolgte mit Filterkombination I, der Personendosimeter mit Filterkombination II.

bis auf $\pm 8\%$.⁽⁶⁾ Die Anzeige des an der Person getragenen Dosimeters wird jedoch im Vergleich zur Freiluftbestrahlung durch den Einfluß der Körperrückstreuung verändert. Das Dosimeter wurde daher an der Oberfläche des Menschphantoms mit verschiedenen Strahlungsenergien bestrahlt. Abb. 4 gibt die relative Anzeige des Kugeldosimeters am Phantom in Abhängigkeit von der Quantenenergie wieder. Die Anzeige

der Bestrahlungsdosis ist demnach oberhalb 45 keV auch am Phantom innerhalb $\pm 14\%$ energieunabhängig. Bei Ionisationskammern oder auch bei gewissen Filmdosimetern wird allerdings ein größerer Einfluß des Phantoms auf die Dosisanzeige festgestellt.

Die Personendosisbestimmung mit dem Phosphatglasdosimeter I würde somit—abgesehen vom unterschiedlichen Körpereinfluß bei ver-

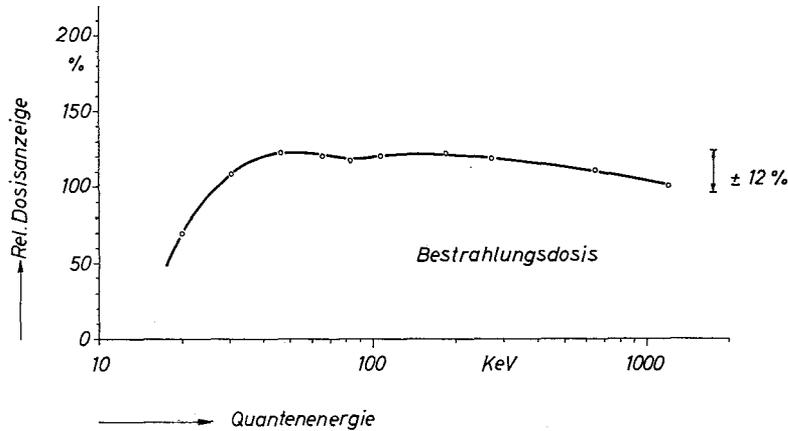


ABB. 2. Die relative Dosisempfindlichkeit des Proportionalzählers I mit Al-Wand und einer Filterkombination aus 0,8 mm Sn bei 80% Flächenbelegung bezogen auf die Bestrahlungsdosis 1 R in Abhängigkeit von der Quantenenergie.

schiedenen Personen oder bei rückwärtiger Strahleneinfallrichtung—am Phantom annähernd dieselbe Dosis anzeigen wie ein am gleichen Ort in Abwesenheit des Phantoms exponiertes Ortsdosimeter. Abb. 5 zeigt nun die Änderung der relativen Dosisanzeige des Phosphatglasdosimeters I, wenn der Meßwert anstelle einer Bestrahlungsdosis auf eine absorbierte Gonadendosis oder Knochenmarksdosis bezogen wird. Für die Anzeige der Gonaden-

dosis wird hierbei oberhalb 45 keV innerhalb $\pm 18\%$ Energieunabhängigkeit erzielt; das Dosimeter eignet sich demnach gleichermaßen zur Bestimmung der Gonadendosis.

Durch Änderung der Kugelkapselung (neue Kapselung bestehend aus 1,2 mm Zinn mit 85% Flächenbelegung) erhält man eine relative Anzeige, die in Abb. 6 für Freiluftbestrahlung und für Phantombestrahlung in Abhängigkeit von der Quantenenergie wiedergegeben ist. Ein

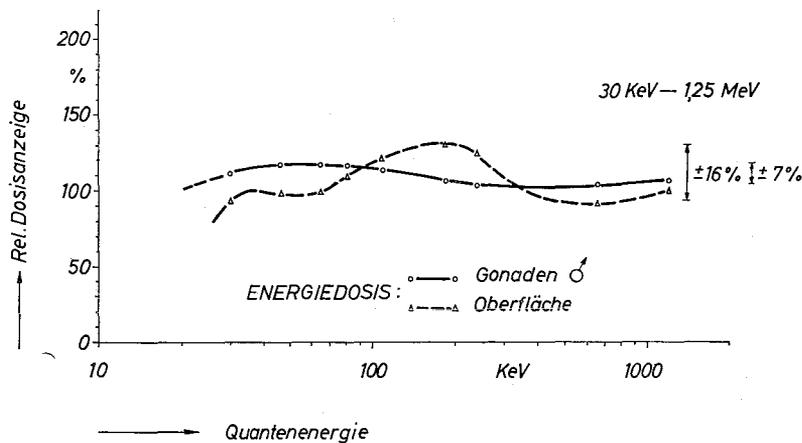


ABB. 3. Die relative Dosisempfindlichkeit des Proportionalzählers II mit Al-Wand und einer Filterkombination aus 0,4 mm Sn mit 80% Flächenbelegung bezogen auf die Energiedosis 1 rad in Abhängigkeit von der Quantenenergie. o-o-o Energiedosis in den Gonaden ♂. $\Delta-\Delta-\Delta$ Energiedosis an der Oberfläche.

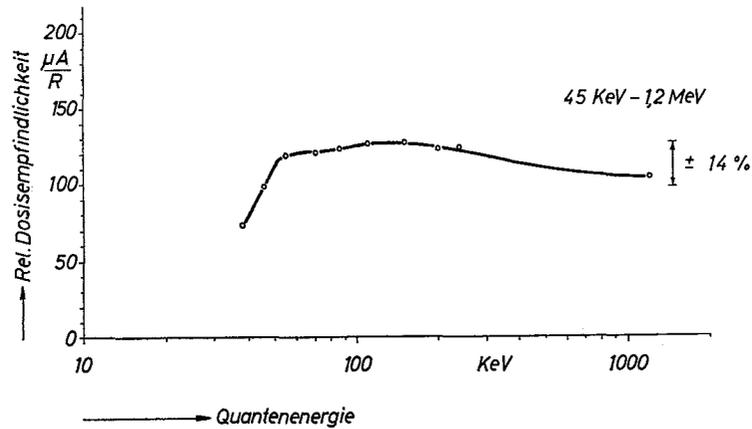


ABB. 4. Die relative Dosisempfindlichkeit des Phosphatglasdosimeters I (Phosphatglas in Kugelkapselung)⁽⁶⁾ an der Oberfläche eines Mensch-Phantoms bezogen auf die Bestrahlungsdosis 1 R in Abhängigkeit von der Quantenenergie.

solcher Personendosimeter zeigt bei einer Phantombestrahlung nicht mehr proportional der Bestrahlungsdosis an. Wird die Anzeige des Dosimeters jedoch auf die Energiedosis in den Gonaden bzw. im Knochenmark bezogen, dann erhält man in beiden Fällen eine annähernd energieunabhängige Energiedosisanzeige des am Phantom getragenen Personendosimeters.

Wenn das Dosimeter für die Anzeige der Energiedosis in den Gonaden kalibriert wird,

dann kann aus dem so gewonnenen Meßwert die Energiedosis im Knochenmark durch Berücksichtigung eines für alle Strahlungsenergien einheitlichen Korrekturfaktors (Faktor 1,6) erhalten werden. Da auch die in den Eierstöcken absorbierte Dosis etwa dieselbe Energieabhängigkeit zeigt wie die Energiedosis im Knochenmark, kann auf gleiche Weise die Energiedosis in den Eierstöcken bestimmt werden (es gilt somit: Dosismesswert = Energiedosis in den

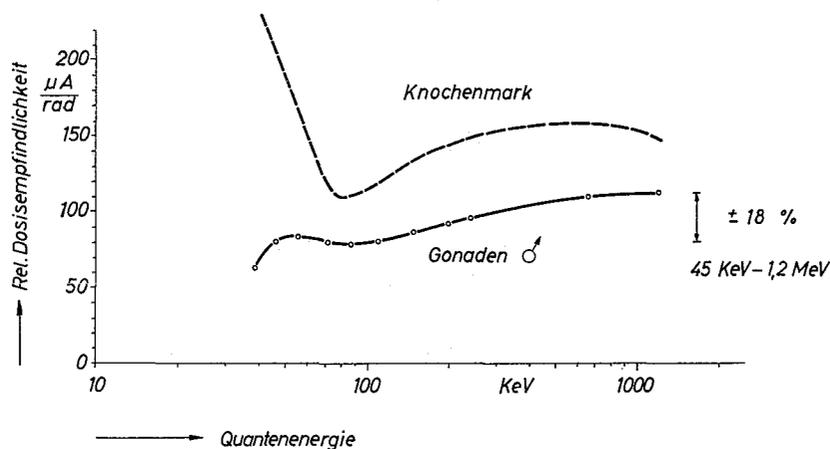


ABB. 5. Die relative Dosisempfindlichkeit des Phosphatglasdosimeters I (Phosphatglas in Kugelkapselung)⁽⁶⁾ an der Oberfläche eines Mensch-Phantoms bezogen auf die Energiedosis 1 rad im Knochenmark und in den Gonaden ♂ in Abhängigkeit von der Quantenenergie.

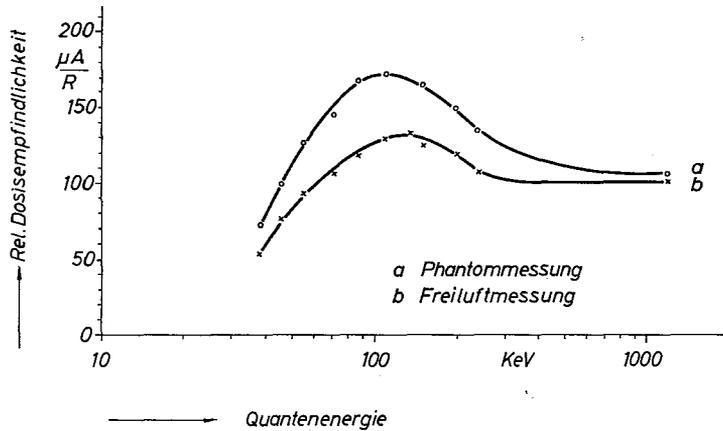


ABB. 6. Die relative Dosisanzeige des Phosphatglasdosimeters II bezogen auf die Bestrahlungsdosis 1 R in Abhängigkeit von der Quantenenergie. x-x-x Freiluftmessung, o-o-o Phantommessung.

Gonaden (Hoden) = $1,6 \times$ Energiedosis im Knochenmark $\approx 1,6 \times$ Energiedosis in den Gonaden (Eierstöcke)).

Alle Energiedosismessungen sind oberhalb 45 keV bzw. 50 keV innerhalb $\pm 15\%$ energieunabhängig (Abb. 7 und 8). Aus den Meßwerten des Personendosimeters kann damit wahlweise ohne Kenntnis der Quantenenergie

im Energiebereich 45 keV bis 1,2 MeV die gewünschte Energiedosis ausreichend genau ermittelt werden.

Damit werden mit einem einzigen, nur ein Meßelement enthaltendes Dosimeter (Einfachdosimeter) in dem für die Kerntechnik hauptsächlich interessierenden Energiebereich die Energiedosen in allen wichtigen kritischen

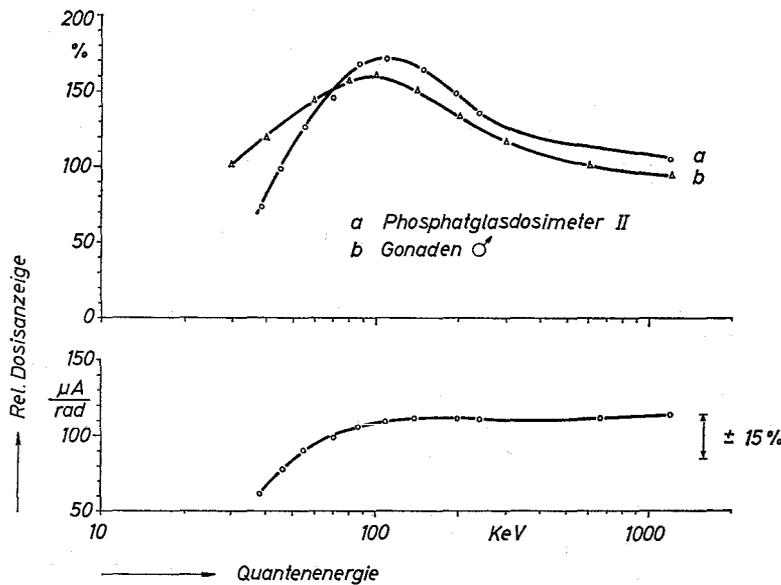


ABB. 7. Die relative Dosisanzeige des Phosphatglasdosimeters II an der Oberfläche eines Mensch-Phantoms bezogen auf die Bestrahlungsdosis 1 R bzw. auf die Energiedosis in den Gonaden 1 rad in Abhängigkeit von der Quantenenergie.

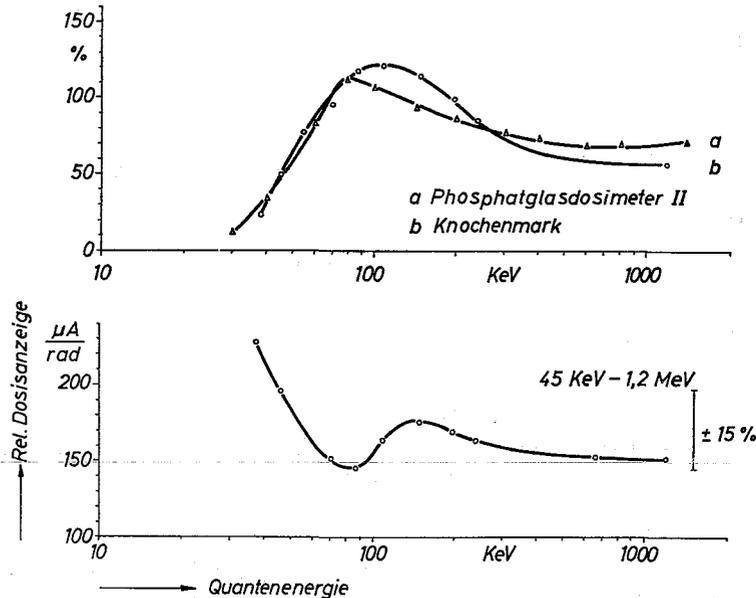


ABB. 8. Die relative Dosisanzeige des Phosphatglasdosimeters II an der Oberfläche eines Mensch-Phantoms bezogen auf die Bestrahlungsdosis 1 R bzw. auf die Energiedosis 1 rad im Knochenmark in Abhängigkeit von der Quantenenergie.

Organen ohne rechnerische Ermittlung direkt gemessen. Der Meßwert und die Zuordnung zur Energiedosis ist allerdings bisher nur für eine frontale Strahleneinfallrichtung gültig.

6. FOLGERUNGEN FÜR DIE STRAHLENSCHUTZDOSIMETRIE

Am Beispiel des Phosphatglas-Kugeldosimeters wurde gezeigt, daß die von uns angestrebte Übereinstimmung der Meßwerte von Personendosimeter und Ortsdosimeter mit befriedigender Genauigkeit erreicht werden kann. Das beschriebene Glasdosimeter mißt auch bei Verwendung als Personendosimeter an der Oberfläche des Trägers die Freiluftbestrahlungsdosis. In genügend guter Näherung entspricht der Meßwert auch der Energiedosis in den Gonaden (Hoden). Das vorliegende Dosimeter eignet sich demnach für die Routineüberwachung der Personendosis, wenn und solange wie die Angabe der Bestrahlungsdosis für die Ortsdosimetrie bindend ist.

Es scheint uns jedoch aus den zu Beginn angeführten Gründen immer noch der Vorschlag erwägenswert, Ortsdosismessungen statt auf

eine Freiluftbestrahlungsdosis auf eine Organdosis zu beziehen. Bei kleineren Dosisleistungen (Umgebungsüberwachung, Arbeitsplatzüberwachung, Abgrenzung von Kontrollbereichen) ist für strahlenexponierte Personen vor allem die genetische Schädigung von Interesse. Es wurde hier erstmalig gezeigt, daß mit geeigneten Dosisleistungsmeßgeräten durch Austausch der Filterkombination anstelle einer Bestrahlungsdosis unabhängig von der Energie die Energiedosis in den Gonaden bestimmt werden kann. Weiterhin kann mit den bisher in der Routinedosimetrie verwendeten Kugeldosimetern direkt am Dosimeterträger ebenfalls die Gonadendosis mit ausreichender Genauigkeit angezeigt werden. Veränderte Kapselungen bieten darüberhinaus die Möglichkeit, außer der Gonadendosis der Hoden auch die der Eierstöcke oder die Knochenmarksdosis energieunabhängig anzuzeigen. Dasselbe Dosimeter könnte damit bei der Routineüberwachung die Gonadendosis und bei einem möglichen Unfall die Dosis in den blutbildenden Organen anzeigen.

Wenn der Anzeigewert in beiden Fällen auf Energiedosis in den Gonaden bezogen wird, ist

damit für Energien oberhalb 45 keV die Übereinstimmung zwischen Personen- und Ortsdosismessung erreicht und zugleich der wirklich interessierende Meßwert "Gonadendosis" ohne Umrechnung unmittelbar zugänglich.

Allerdings wird die Realisierung unseres Vorschlages erst sinnvoll, wenn gesichert ist, daß die Gesamtgenauigkeit und Zuverlässigkeit der Personendosismessung besser oder zumindest vergleichbar ist in bezug auf die Fehlergrenzen, innerhalb derer sich die Abweichungen von Bestrahlungs- und Organdosen bewegen.

Bei der Verwendung der bisherigen konventionellen Personendosimeter (Filmdosimeter) war es letzten Endes unwesentlich, welche Dosisgröße zugrundegelegt wurde und in welchem Maße die Personendosis mit der Ortsdosis übereinstimmte. Filmdosimeter zeigten selbst bei definierten Bestrahlungen in Deutschland in über 50% der Fälle Abweichungen $> \pm 10\%$ und in fast 20% der Fälle Abweichungen von $> \pm 25\%$,⁽⁷⁾ in den Vereinigten Staaten wurden bei einzelnen Auswertestellen in 50% der Fälle Abweichungen von $> \pm 50\%$ festgestellt.⁽⁸⁾ Demgegenüber zeigten Glasdosimeter auch im Routineeinsatz nur in 25% der Fälle Abweichungen $> \pm 10\%$ und in 12% der Fälle Abweichungen von $> \pm 15\%$.⁽⁹⁾ Die besseren physikalischen Eigenschaften der Phosphatgläser, vor allem aber die erwiesenermaßen höhere Meßgenauigkeit auch bei routinemäßigem Einsatz, lassen es diskutierenswert erscheinen, ob nicht auch diese geringen, aber jetzt deutlicher als bisher bei der Strahlenschutzüberwachung in Erscheinung tretenden Unstimmigkeiten zwischen Personendosimetrie und Ortsdosimetrie durch das vorgeschlagene Konzept ausgeschlossen werden sollten.

LITERATUR

1. A. R. JONES. FSHP Symposium, Paris, 1964.
2. A. R. JONES. Proposed calibration factors for various dosimeters at different energies. *Health Physics* **12**, 663 (1966).
3. E. PIESCH. A concept of Health Physics dosimetry for quantum radiation, *Health Physics* **13**, 759 (1967).
4. E. PIESCH. Das Konzept einer Ganzkörperdosis für Quantenstrahlung und ihre meßtechnische Verwirklichung in der Personendosimetrie. Bericht an den Arbeitskreis IV/2 der Deutschen Atomkommission, unveröffentl.
5. R. YOKOTA und S. NAKAJIMA. High sensitivity silver-activated phosphate glasses for the simultaneous measurement of thermal neutrons, γ - and/or β -rays. *Health Physics* **5**, 219 (1961).
R. YOKOTA und S. NAKAJIMA. Improved fluoroglass dosimeters as personnel monitoring dosimeter and microdosimeter. *Health Physics* **11**, 241 (1965).
6. E. PIESCH. Eine neue Glasdosimeterkapselung zur energie- und richtungsunabhängigen Dosisbestimmung von Quantenstrahlung. *Direct Information* 17/1964.
R. MAUSHART und E. PIESCH. Photoluminescent personnel dosimeter with spherical case for energy and direction-independent dose measurement. FSHP Symposium, Paris, 1964.
R. MAUSHART und E. PIESCH. Phosphate glasses as routine personnel dosimeters. Int. Conference on Luminescence Dosimetry, Stanford, 1965.
7. F. WACHSMANN und G. DREXLER. Ergebnisse der Auswertung der von der PTB in den Jahren 1961–1964 für die Erlanger *Auswertestelle* bestrahlten Kontrollfilme. *Atompraxis* **11**, 2, 93 (1965).
8. R. O. GORSON, N. SUNTHARALINGAM und J. W. THOMAS. Results of a film-badge reliability study. *Radiology* **84**, 333 (1965).
9. E. PIESCH. Intercomparison of results for film, glass, and ionisation chamber dosimeters in routine personnel monitoring. *Radiation Dose Measurements*, Paris, 1967, p. 151.