

Forschungszentrum Karlsruhe
Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte
FZKA 5656

**Strahlenschutzmeßtechnik:
Aktuelle Entwicklungen in
der Dosimetrie**

**Kolloquium der
Hauptabteilung Sicherheit
Karlsruhe, 13. Juni 1995**

M. Urban (Redaktion)
Hauptabteilung Sicherheit

November 1995

**Forschungszentrum Karlsruhe
Technik und Umwelt
Wissenschaftliche Berichte
FZKA 5656**

**Strahlenschutzmeßtechnik:
Aktuelle Entwicklungen in der Dosimetrie**

Kolloquium der Hauptabteilung Sicherheit
Karlsruhe, 13. Juni 1995

Redaktion: M. Urban
Hauptabteilung Sicherheit

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

1995

Als Manuskript gedruckt
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

ISSN 0947-8620

Herrn Dipl.-Phys. Ernst Piesch
zum 65. Geburtstag

Zusammenfassung:

Im Forschungszentrum Karlsruhe wurden in den letzten 35 Jahren neue (dosimetrische) Meßverfahren für die Strahlenschutzüberwachung entwickelt, erprobt und in die Routineüberwachung eingeführt. Verfahren wie der NTA-Kernspurfilm als amtliches Neutronendosimeter 1962, das Phosphatglas in Form des Kugeldosimeters 1967, ein Edelstahlfingerring mit einem Thermolumineszenzdetektor als Teilkörperdosimeter, das Albedoneutronendosimeter 1986 als Nachfolger des Kernspurfilms, Radondosimeter und last not least das Flachglasdosimetriesystem mit seiner 1992 erreichten Bauartzulassung und dessen Einführung in die amtliche Personenüberwachung. Im Zuge neuer Arbeitsschwerpunkte des Forschungszentrums wurde das langjährige F&E-Programm zum Themenkomplex externe Dosimetrie zum Jahresende 1994 abgeschlossen. Aus diesem Anlaß fand am 13.06.95 im Forschungszentrum Karlsruhe ein Kolloquium zum aktuellen Entwicklungsstand der dosimetrischen Meßtechnik mit über 200 Teilnehmern aus Deutschland, der Schweiz, Österreich und Großbritannien sowie Vertretern der Europäischen Union und der IAEA statt.

Measurement Techniques in Radiation Protection: Recent Trends in Personal Dosimetry

Abstract:

The Karlsruhe Research Centre has in the last 35 years developed and tested (dosimetric) measurement systems for routine application in radiation protection. NTA track detectors as a neutron dosimeter in 1962, phosphate glass as a radiophotoluminescent detector in 1967, a stainless steel finger ring dosimeter with a thermoluminescent detector, radon doseimeters and last but not least the new photoluminescent doseimeter FGD 10 were some of the mile stones. Due to changes in the research and development program of the Karlsruhe Research Centre this successful work ended in 1994. To summarize the present state of the art in this field of research was the aim of a colloquium held in Karlsruhe in June 1995 with more than 200 participants from Germany, Switzerland, Austria and United Kingdom as well as from IAEA and the European Community.

Inhaltsverzeichnis:

- I. Strahlenexposition und Strahlenschutzdosimetrie - Versuch einer kritischen Bilanz**
Prof. Dr. W. Kraus

- II. Neuere Entwicklungen in der Photonendosimetrie**
Dr. P. Ambrosi

- III. Entwicklungsstand der Neutronendosimetrie**
Prof. Dr. W. G. Alberts

- IV. Electronic Personal Dosimeters - Current Position and Trends**
Dr. D. T. Bartlett

- V. Aktuelle Entwicklungen im Forschungszentrum Karlsruhe**
Dipl.-Ing. B. Burgkhardt

- VI. Aktuelle Entwicklungen zur Radon-Dosimetrie**
Frau Prof. Dr. B. Dörschel

- VII. Neuere Entwicklungen zur internen Dosimetrie**
Dr. H. Doerfel

- VIII. Schlußwort**
Dipl.-Phys. E. Piesch

I.

Strahlenexposition und Strahlenschutzdosimetrie- Versuch einer kritischen Bilanz

W. Kraus

Bundesamt für Strahlenschutz, Dienststelle Berlin

Strahlenexposition und Strahlenschutzdosimetrie- Versuch einer kritischen Bilanz

W. Kraus

Bundesamt für Strahlenschutz, Dienststelle Berlin

1. Einleitung

Im Titel dieser Arbeit sind Strahlenexposition und Strahlenschutzdosimetrie zunächst beziehungslos nebeneinander gestellt. Der Versuch einer Bilanz der Ergebnisse der bisherigen Anstrengungen zur Verbesserung der Strahlenschutzdosimetrie muß deshalb mit der Beantwortung der Frage beginnen, ob die Bestimmung der Strahlenexposition überhaupt das Ziel der Strahlenschutzdosimetrie ist, wobei noch zu entscheiden wäre, was man unter Strahlenexposition versteht. Es ist weiter zu beantworten, ob und welche anderen Ziele der Strahlenschutzdosimetrie möglicherweise existieren. Ist die Frage nach den Zielen der Strahlenschutzdosimetrie beantwortet, sollen die folgenden Probleme diskutiert werden:

- Unter welchen Voraussetzungen sind die operativen Meßgrößen anwendbar und nützlich?
- In welchem Meßbereich sollen Strahlenexpositionen bestimmt werden?
- Welche Meßgenauigkeit ist erforderlich, und sind Forderungen bei Typenprüfungen, daran gemessen, vernünftig?
- Genügen die vorhandenen Meßsysteme und Meßgeräte den Anforderungen?
- Stehen Aufwand für die dosimetrische Überwachung und Notwendigkeit der Überwachung in einem angemessenen Verhältnis zueinander?

Dieser Versuch einer Bilanz soll dabei aus dem Blickwinkel eines für den Vollzug des praktischen Strahlenschutzes Verantwortlichen erfolgen, für den die dosimetrische Überwachung Teil der unmittelbaren operativen Schutzaufgaben ist. Die gestellten Fragen können hier nicht umfassend, sondern nur beispielhaft beantwortet werden. Dosimetrie wird deshalb im wörtlichen Sinne als Dosismessung verstanden, woraus die Beschränkung auf die externe Strahlenexposition mit dem eindeutigen Schwerpunkt der beruflichen Exposition folgt.

2. Strahlenexposition und Ziel der Strahlenschutzdosimetrie

2.1 Definition der Strahlenexposition

International akzeptiert sind die Definitionen der "Radiological Protection Quantities" (deutsch: "Körperdosen") in ICRP 60 als Maß der Strahlenexposition: Mittlere Energiedosis der Strahlung R im Organ und Gewebe T, Äquivalentdosis H_T im Organ oder Gewebe T als für alle Strahlungen R aufsummierte mit den Strahlungswichtungsfaktoren w_R multiplizierte mittlere Energiedosen und die effektive Dosis E als über alle Organe T summierte mit den Gewebewichtungsfaktoren w_T multiplizierte Äquivalentdosen. Trotz mancher Kritik an den Strahlungswichtungsfaktoren w_R werden die ICRP-Definitionen der Körperdosen nicht in Frage gestellt. Die von der ICRP angegebenen Grenzwerte beziehen sich auf diese Körperdosen, die in der realen Person definiert und damit prinzipiell nicht meßbar sind.

Jede Definition einer Größe als Maß der Strahlenexposition setzt voraus, daß diese Größe proportional zur erwarteten Strahlenwirkung ist, d.h. proportional zum tatsächlichen Risiko, einen stochastischen Strahlenschaden zu erleiden. Dies trifft jedoch nur innerhalb eines sehr großen Unsicherheitsbereiches zu. So ist z.B. die Extrapolation epidemiologischer Befunde aus dem hohen Dosis- und Dosisleistungsbereich in den Bereich niedriger Dosen und Dosisleistungen mit dem Dosis-Dosisraten-Effektivitätsfaktor $DDREF = 2$ keineswegs sicher. Die Organwichtungsfaktoren w_T sind proportional zu den den Organen zugeschriebenen Risikoeffizienten, die für 12 Organe und die Gruppe der 10 Restorgane aus nur wenigen hundert strahlenbedingten malignen Erkrankungen abgeleitet wurden und schon deshalb nicht genau sein können. Erbschäden mit dem am höchsten angesetzten Wichtungsfaktor $w_T = 0,25$ wurden epidemiologisch überhaupt noch nicht nachgewiesen.

Aufgrund dieser und anderer Unsicherheiten der Kenntnisse über die Strahlenwirkung hat die ICRP statt der über das lineare Energieübertragungsvermögen definierten Qualitätsfaktoren $Q(L)$ am Bezugspunkt im Gewebe die Strahlenwichtungsfaktoren w_R eingeführt, die für das äußere Strahlungsfeld gelten und grob die Modifizierung der Wirkung von Strahlung höherer Ionisationsdichte im Vergleich zur Photonenstrahlung beschreiben. Die in der realen Person selbst definierten Körperdosen H_T und E sind also nur innerhalb großer Unsicherheiten ein wirkliches Maß der wirkungsproportionalen Strahlenexposition, allerdings gibt es derzeit keine Alternative zu diesen Größen.

2.2 Ziele und Aufgaben der Strahlenschutzdosimetrie

Betrachten wir zunächst die Personendosimetrie. Zweifellos ist eine ihrer Aufgaben die Bewertung der Strahlenexposition als Maß der erwarteten Strahlenwirkung für eine Person. Dies gilt zumindest dann, wenn die Strahlenexposition den Grenzwert erreicht oder überschreitet, wenn nach einem Unfall die Bestimmung hoher Organdosen zur Unterstützung medizinischer Entscheidungen nötig ist oder wenn eine Dosisangabe zur Begutachtung bei Ansprüchen auf Anerkennung eines stochastischen Schadens als strahleninduziert benötigt wird. Da nach [1] auch im letzten Fall die über viele Jahre akkumulierten Expositionen in Grenzwertnähe liegen müssen, handelt es sich also in allen diesen Fällen um hohe Expositionen. Sind die Expositionen großer Gruppen beruflich strahlenexponierter Personen nicht trivial klein, könnte die personendosimetrische Überwachung auch Expositionsdaten für epidemiologische Untersuchungen liefern.

Wesentliche Aufgaben der Personendosimetrie sind jedoch ohne eine genaue Bestimmung der wirklichen Strahlenexposition zu erfüllen, auch wenn eine Interpretation der Meßwerte unerlässlich ist:

- Nachweis der ordnungsgemäßen Durchführung aller Maßnahmen des operativen Strahlenschutzes;
- Demonstration guter Arbeitsbedingungen, insbesondere der Optimierung des Strahlenschutzes, nicht zuletzt als Nachweis für die beruflich strahlenexponierten Personen selbst, daß alle vernünftigen Maßnahmen für ihren Schutz ergriffen wurden;
- Beobachtung des Trends von Expositionen, besonders im Zusammenhang mit der Weiterentwicklung von Schutzmaßnahmen;
- Rechtzeitige Warnung zur Verhütung von Überexpositionen;
- Motivierung beruflich strahlenexponierter Personen zur weiteren Reduzierung ihrer Exposition.

Bei der Ortsdosimetrie ist die Ermittlung der Strahlenexposition nur in Ausnahmefällen möglich und deshalb nicht Hauptziel der Messungen, da sich die Personen normalerweise unkontrollierbar in einem örtlich und zeitlich variablen Strahlungsfeld bewegen. Aufgaben der Ortsdosimetrie sind:

- Abschätzung der maximal möglichen Strahlenexposition an bestimmten Arbeitsplätzen oder bei bestimmter Tätigkeit;
- Planung von Strahlenschutzmaßnahmen (Optimierung);
- Rechtzeitige Warnung bei Änderungen des Strahlungsfeldes an Arbeitsplätzen, wo hohe Expositionen möglich sind;
- Nachweis der Einhaltung abgeleiteter oder autorisierter Grenzwerte oder Referenzwerte ("rechtserhebliche Messungen", z.B. der Ortsdosisleistung an Transportbehältern, hinter Abschirmungen an Strahlungseinrichtungen, an den Grenzen von Kontrollbereichen usw.) (*);
- Strahlenfeldmessungen zur Rekonstruktion von Unfallexpositionen (*).

Auch wenn die unmittelbare Bestimmung der Strahlenexposition nicht zu den Aufgaben der Ortsdosimetrie gehört, erfordern die beiden letzten mit (*) gekennzeichneten Aufgaben eine hohe Genauigkeit, vgl. Abschnitt 6.

Daß insgesamt die Bestimmung der Strahlenexposition nicht vorrangige Aufgabe der Strahlenschutzdosimetrie ist, ist letztendlich ein Ergebnis der erfolgreichen Optimierung im Strahlenschutz: die realen Expositionen liegen so weit unterhalb der Grenzwerte, daß ihre genaue Ermittlung zweitrangig wird.

2.3 Beziehungen zwischen dem System der Meßgrößen und der Strahlenexposition

Abb. 1 verdeutlicht für durchdringende Strahlung (Photonen, Neutronen) die Beziehungen zwischen den verschiedenen Meßgrößen, der Körperdosis und der Strahlenexposition als Maß der erwarteten Strahlenwirkung. Unabhängig davon, welche operativen Meßgrößen gewählt werden, besteht eine definierte Relation nur zur Körperdosis einer Referenzperson mit standardisierten Maßen und Lage der Organe, für welche die w_T definiert sind vgl. (3) und (5) in Abb. 1. Die Körperdosis in der realen Person kann infolge der biologischen Variabilität erheblich davon abweichen. Wie unsicher selbst bei genau bekannter Körperdosis in der realen Person die tatsächlich erwartete Strahlenwirkung ist, wurde schon erörtert.

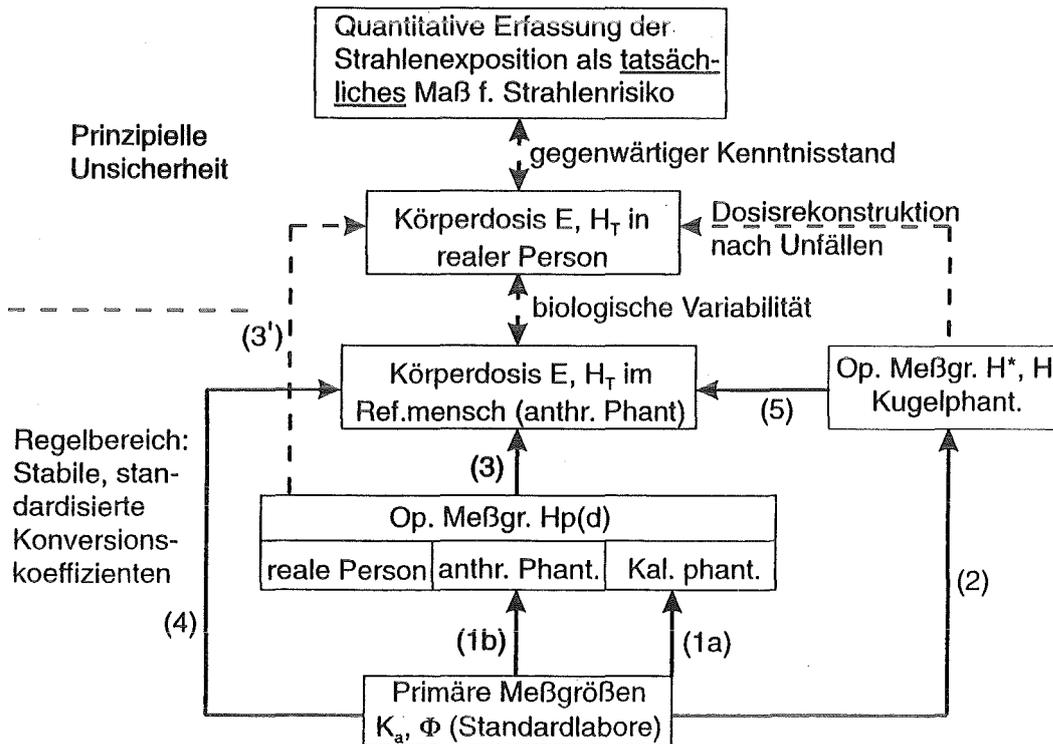


Abbildung 1: Verdeutlichung der Beziehungen zwischen primären Meßgrößen, operativen Meßgrößen, den Körperdosen und der tatsächlichen Strahlenexposition. Nähere Erläuterungen im Text.

Damit sind wir an einem zentralen Punkt des Strahlenschutzes aus der Sicht des praktischen Vollzugs angelangt: Trotz unsicherer Grundlagen einschließlich der noch nicht endgültig geklärten Grundfragen der biologischen Strahlenwirkung sind klar definierte und eindeutige Vorschriften und Forderungen, deren Einhaltung durchsetzbar und zweifelsfrei nachprüfbar ist, Grundlage jedes rechtlich abgesicherten Systems des Strahlenschutzes.

In ICRP 26 wurde dem Rechnung getragen. An die Stelle der primären Grenzwerte für die Körperdosis, d.h. die effektive Dosis und Organdosis, treten sekundäre Grenzwerte. Für die interne Exposition werden Grenzwerte der Jahresaktivitätszufuhr vorgeschrieben; bei der externen Exposition treten an die Stelle der Körperdosen die Äquivalentdosis-Indizes. Es wird also festgelegt, daß der Nachweis der Einhaltung der Grenzwerte bei externer Bestrahlung im Normalfall (und damit auch die Bewertung der Strahlenexposition) durch die operative Meßgröße erfolgt. Eine entsprechende Festlegung fehlt in ICRP 60. Vielleicht ist dies darauf zurückzuführen, daß die Äquivalentdosis-Indizes sich als nicht additive Meßgröße nicht durchsetzen konnten und die ICRP vermeiden wollte, erneut operative Meßgrößen als Basis des Nachweises der Einhaltung der Grenzwerte zu verwenden, die noch nicht international verbindlich eingeführt wurden. Es ist deshalb wichtig, daß in den Basic Safety Standards der IAEA die Personendosis zum Nachweis der Einhaltung der Grenzwerte ausdrücklich angeführt wurde, für die Haut- und Extremitäten-Dosis aber fehlt leider ein entsprechender Hinweis. In den EURATOM-Grundnormen sollte dies festgelegt werden, um das erklärte Ziel zu erreichen, die ICRP-

Empfehlung harmonisiert in nationale Regelungen umzusetzen, um damit in Europa vergleichbare Sicherheit an gleichen Arbeitsplätzen zu erreichen.

In der Bundesrepublik findet sich in der Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen [2] übrigens eine entsprechende Festlegung. Nur wenn ein Meßwert der Personendosis im Monat 1/10 des Jahresgrenzwertes, d.h. 5 mSv, überschreitet, ist eine Berechnung der Körperdosen unter Nutzung von Kenntnissen der speziellen Bestrahlungsbedingungen erforderlich, und dies ist auch nur dann notwendig, wenn auch der Jahresgrenzwert überschritten werden kann und nicht auszuschließen ist, daß die Personendosis kleiner als die Körperdosis ist. In diesem Zusammenhang ist die Forderung nach einem repräsentativen Meßort am Körper wichtig. Nach den bisherigen Erfahrungen ist eine solche Berechnung der Körperdosis, die entsprechend [3] erfolgen könnte, extrem selten nötig.

Zusammengefaßt gilt also: **Ein klares und eindeutiges Regelsystem mit zweifelsfreien Meß- und Bewertungsvorschriften ist für den praktischen Strahlenschutz wichtiger als eine scheinbar genaue Bestimmung der Strahlenexposition.**

3. Operative Meßgrößen im Strahlenschutz

3.1 Der gegenwärtige Stand bei der Einführung der neuen operativen Meßgrößen

Es soll nicht diskutiert werden, ob aus der Sicht des praktischen Strahlenschutzes die neuen operativen Meßgrößen notwendig oder unnötig sind. In der Bundesrepublik ist die Entscheidung gefallen: Die PTB hat das Bundesministerium für Wirtschaft gebeten, alle im Rahmen der Eichpflicht erforderlichen Schritte einzuleiten, die für die Einführung neuer Meßgrößen ab 01.01.1995 notwendig sind. Dies entspricht der internationalen Entwicklung. In den Basic Safety Standards der IAEA und sicherlich auch in den zukünftigen europäischen Normen wird auf die neuen Meßgrößen Bezug genommen, in ICRP 60 sind diese genannt worden. Auch neue Normen von ISO und IEC beziehen sich bereits auf die neuen Meßgrößen. In einer Reihe von Ländern wie Schweden, Großbritannien oder Schweiz wurde ihre Anwendung empfohlen, auch wenn die verbindliche Einführung nur zögernd erfolgt.

Dennoch gilt es Kritik an den neuen Meßgrößen, vor allem aus Kreisen der für den praktischen Strahlenschutz Verantwortlichen, in der Bundesrepublik auch aus einigen Länderbehörden. Charakteristisch für solche Einwände ist eine kürzliche Publikation von Pelliccioni [4]. Aus mehreren Gründen sind Kritik und Widerstand gegen eine vorzeitige Einführung der neuen Meßgrößen ernst zu nehmen:

1. Aus der Sicht des praktischen Strahlenschutzes bringen die neuen Meßgrößen kaum Vorteile, das Schutzniveau wird weder am Arbeitsplatz noch für die Bevölkerung verbessert [5,6].
2. Endlos lange Diskussionen und das scheinbare Nebeneinander von ICRP und ICRU bei der Entwicklung eines neuen Konzeptes für die operativen Meßgrößen haben außerhalb der Expertengremien den Eindruck großer Verwirrung erzeugt. Bereits 1971 wurde mit den Dosis-Indizes versucht, neue Meßgrößen einzuführen, 1985 wurden die neuen operativen Meßgrößen durch die ICRU vorgestellt, 1990 traten offensichtliche Inkonsistenzen zu den Empfehlungen der ICRP zutage, deren Diskussion heute noch nicht abgeschlossen ist [7].
3. Es gibt immer noch offene, nicht endgültig geklärte Fragen, die vor der Einführung der neuen Meßgrößen gelöst werden müssen. Dazu gehören international verbindlich festgelegte Konversionskoeffizienten. Dies ist die Hauptaufgabe einer Joint Task Group von ICRP und ICRU.

In der Tat ist unabdingbare Voraussetzung für die Einführung der neuen operativen Meßgrößen aus der Sicht des praktischen Strahlenschutzes die Festlegung verbindlicher, einheitlich verwendeter Konversionskoeffizienten. Dabei sind die Konversionskoeffizienten, die die primären, weiter in den Standardlaboratorien verwendeten Meßgrößen mit den operativen Meßgrößen verknüpfen, besonders wichtig; s. Abb. 1(1) und (2). Die Berechnungen vor Festlegung der endgültig zu verwendenden Konversionskoeffizienten sollten in diesem Falle besonders genau sein. Je mehr man in den Bereich der prinzipiellen Unsicherheiten kommt, desto geringer sind

die Genauigkeitsanforderungen an die Berechnung der Konversionskoeffizienten; s. Abb. 1(3) bis (5). Auch hier wäre allerdings die Festlegung verbindlicher Konversionskoeffizienten wünschenswert.

An dieser Stelle soll nur die Berechnung von Konversionskoeffizienten für durchdringende Strahlung, also Photonen und Neutronen, diskutiert werden, die mehrere Arbeitsgruppen mit Monte-Carlo-Programmen berechnet haben. Die Rechnungen erfolgten für anthropomorphe Phantome (MIRD-Phantom; durch Einführung neuer Organe modifiziertes MIRD-Phantom; geschlechtsspezifische Phantome ADAM und EVA; altersabhängige Phantome CHILD und BABY) sowie Phantome, die zur Definition und Kalibrierung der operativen Meßgrößen dienen (ICRU-Kugel mit 30 cm Ø ; Plattenphantom 30x30x15 cm³ aus ICRU-Standardgewebe, Plexiglas oder Wasser; armähnliches und fingerähnliches Plexiglasphantom). Wesentliche Richtungsverteilungen der als homogen angenommenen Strahlungsfelder sind: frontal (AP); rotationssymmetrisch (ROT); isotrop (ISO); rückwärtig (PA), unter einheitlichem Winkel im Bereich 0°-90° bzw. 90°-180°, wobei 0° = AP, 180° = PA, 90° = lateraler Strahleneinfall (LAT). Rechnungen für Punktquellen in endlicher Entfernung ergaben niedrigere Konversionskoeffizienten als für das homogene Strahlenfeld (unendlich entfernte Quelle). Die Rechnungen erfolgten für monoenergetische Strahlungsfelder, aber auch für zur Kalibrierung verwendeten reale Spektren (ISO-Referenzstrahlungen).

Die Joint Task Group von ICRU und ICRP hat in einem noch nicht veröffentlichten Bericht alle diese Rechnungen zusammengestellt und bewertet und die erforderlichen verbindlichen Referenzwerte für Konversionskoeffizienten in Tabellen festgelegt. Außerdem wurde vorgegeben, wie die Werte für Energien zwischen den tabellierten Daten interpoliert werden müssen. Falls diese (oder modifizierte) Werte publiziert werden, wäre die Grundlage für die international einheitliche Einführung der operativen Meßgrößen geschaffen.

Im folgenden sollen die bisher vorliegenden Ergebnisse detaillierter diskutiert werden.

3.2. Konversionskoeffizienten für Photonen

Berechnungen von $H^*(10)/K_a$ für die Ortsdosimetrie entsprechend (2) in Abb.1 wurden schon in ICRU 47 und ICRP 51 publiziert. Wenn auch die Daten nicht ganz konsistent sind, liegen die Abweichungen innerhalb von ca. 2 %. Am eindeutigsten wäre die Vorgabe einer Formel für die Konversionskoeffizienten, wie sie von WAGNER und Mitarbeitern [9] vorgeschlagen wurde.

In der Personendosimetrie ist die Lage komplizierter. H_p ist auf der realen Person definiert und damit als metrologische Größe eigentlich ungeeignet. Bei der Kalibrierung geht man von der Grundannahme aus, daß ein auf einem geeigneten Phantom kalibriertes Personendosimeter auch auf dem Menschen H_p genügend genau mißt. Noch bestehende Differenzen bei der Festlegung eines geeigneten Kalibrierphantom werden hoffentlich bald beigelegt [10]. Gemäß ICRU sollte ein Plattenphantom aus Plexiglas verwendet werden, nach dem jüngsten ISO-Standardentwurf jedoch ein gleichgroßes Wasserphantom mit einer 2,5 mm Plexiglaswand oder ein Phantom aus einem anderen Material, wenn dessen Rückstrefaktor um nicht mehr als 2 % von dem des ICRU-Standardgewebes abweicht. Umstritten war längere Zeit, ob der Konversionskoeffizient für das tatsächlich verwendete Material des Kalibrierphantoms benutzt werden soll, wie z.B. in [11] vorgeschlagen, oder der für ICRU-Standardgewebe. Wenn das Phantommateriale wie im ISO-Standardentwurf genügend nahe an der theoretisch definierten ICRU-Gewebezusammensetzung liegt, spielt dieser Unterschied keine Rolle. Eine verbindliche Festlegung der zu verwendenden Konversionskoeffizienten ist aber erforderlich.

Rechnungen von $H_p(10)/K_a$ für das Plattenphantom entsprechend (1a) in Abb. 1 sind in ICRU 47 publiziert, weitere Rechnungen wurden z.B. von B. Großwendt durchgeführt. Die Genauigkeit der Monte-Carlo-Rechnungen wurden durch entsprechende Messungen an Phantomen bestätigt [12]. - Für die fingerähnlichen Plexiglaszylinder zur Kalibrierung von Extremitätsdosimetern werden ebenfalls standardisierte Konversionskoeffizienten benötigt.

Konversionskoeffizienten H_p/K_a am Körper einer Referenzperson entsprechend (1b) in Abb. 1 fehlen noch. Damit kann auch die Beziehung zwischen der Körperdosis im Referenzmenschen zur operativen Meßgröße entsprechend (3) in Abb. 1 nicht bestimmt werden, die anstelle (3') angewendet werden müßte, um die Körperdosis in der realen Person aus dem Meßwert des von ihr getragenen Personendosimeters zu bestimmen. Der Unterschied

zwischen (3) und (3') kennzeichnet die Unsicherheit, mit der die Strahlenexposition selbst bei Kenntnis der noch fehlenden Konversionskoeffizienten aus der gemessenen Personendosis bestimmt werden kann. Sollte bei Unfällen mit hohen Dosen eine größere Genauigkeit notwendig sein, wäre nur der in Abb. 1 gestrichelt eingezeichnete Weg gangbar, wobei eine möglichst exakte Bestimmung von Organdosen aus speziellen Messungen im Strahlenfeld erfolgen müßte.

Zur Zeit bleibt für Abschätzungen der Körperdosis nur der Ausweg, Hp(10) auf dem Plattenphantom oder die Dosis in oberflächennahen Organen als Bezugswert zu verwenden. Dies ist keine befriedigende Lösung, so daß aus der Sicht der Einführung der neuen Meßgrößen in den praktischen Strahlenschutz die fehlenden Konversionskoeffizienten zur genäherten Bestimmung der Körperdosis aus dem Meßwert möglichst schnell berechnet und danach international festgelegt werden müßten. Anders als bei den zur Kalibrierung benötigten Konversionskoeffizienten gemäß (2) und (1a) in Abb. 1 ist die Forderung nach einer verbindlichen Festlegung hier allerdings weniger wichtig. Es wäre denkbar, den zuständigen Behörden zu überlassen, welcher Satz von Konversionskoeffizienten verwendet wird, da es nur um die Interpretation von Messungen geht, die äußerst selten erfolgen muß. Es bleibt aber zumindest die Forderung nach einer schnellen Durchführung solcher Rechnungen, um die Akzeptanz der neuen Meßgrößen zu erhöhen.

Konversionskoeffizienten für die effektive Dosis und Organdosen bezogen auf die Kerma frei in Luft gemäß (4) in Abb. 1 wurden von folgenden Autorengruppen berechnet: W.D. Reece, J.W. Poston, X.G.Xu; Y. Yamaguchi, M. Yoshizawa; M. Zankl, N. Petoussi, G. Drexler. Daraus und aus den Konversionskoeffizienten nach (2) lassen sich die Konversionskoeffizienten $E/H^*(10)$, vgl. (5) in Abb. 1, berechnen. Die von den verschiedenen Autorengruppen berechneten Konversionskoeffizienten stimmen innerhalb $\pm 15\%$ überein. Diese Genauigkeit reicht aus, wenn man die Unterschiede zwischen dem realen Menschen und dem antropomorphen Standardphantom berücksichtigt. Vor allem aber sei daran erinnert, daß die Bestimmung der Körperdosen aus gemessenen Ortsdosen nur in Ausnahmefällen eine sinnvolle Strahlenschutzaufgabe ist.

Abb. 2 [13] zeigt, daß der Übergang von der effektiven Äquivalentdosis auf die effektive Dosis im Fall der Photonen wenig ändert und die Umgebungsäquivalentdosis $H^*(10)$ stets eine konservative Abschätzung der Körperdosis liefert. Das Gleiche gilt für die Personendosis.

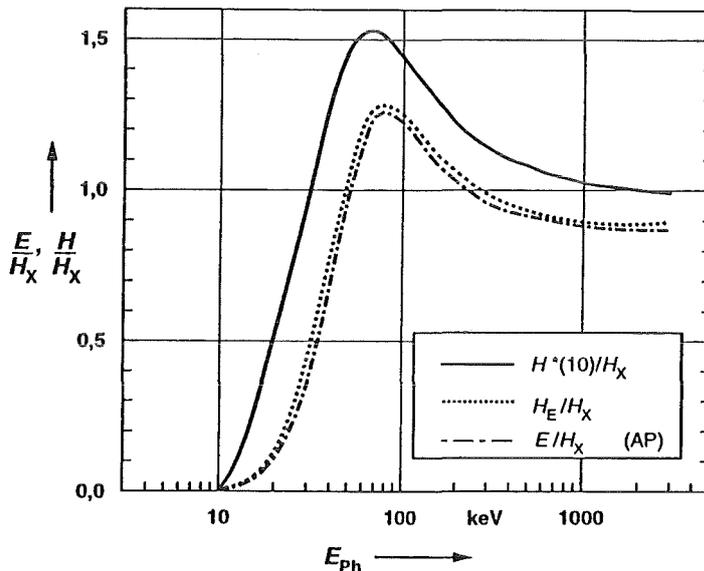


Abbildung 2: Vergleich der effektiven Dosis E (ICRP 60), der effektiven Äquivalentdosis H_E (ICRP 26) und der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$, bezogen auf die Photonenäquivalentdosis H_x , in Abhängigkeit von der Photonenenergie für ein frontal einfallendes homogenes Feld (AP) [13].

3.3 Konversionskoeffizienten für Neutronen

Im Vergleich zu den Photonen müssen naturgemäß größere Unsicherheiten akzeptiert werden, außerdem sind die Strahlungswichtungsfaktoren w_R der ICRP und die Qualitätsfaktoren $Q(L)$, die bei der Definition der ICRU-Meßgrößen verwendet werden, nicht völlig konsistent.

Die Konversionskoeffizienten $H^*(10)/\Phi$ gemäß (2) in Abb. 1 als Basis für die Ortsdosimetrie liegen vor. Die Rechnungen der Autorengruppen G. Leuthold, V. Mares, H. Schraube; A.V. Sannikov, E.N. Sawitskaja; R.A. Hollnagel; B.R.L. Siebert, H. Schuhmacher stimmen innerhalb $\pm 15\%$ überein [14]. Dies sollte ausreichen, um verbindliche Referenzwerte festzulegen. Auch hier wäre wie bei Photonen die Festlegung auf eine genügend genau an die errechneten Werte angepaßte Formel, wie in [15] vorgeschlagen, am günstigsten.

Für die Personendosis gilt das Gleiche wie bei Photonen. Es existieren Rechnungen entsprechend (1a) in Abb. 1 für das Plattenphantom als Grundlage für die Kalibrierung, z. B. von R.A. Hollnagel; H. Schuhmacher, B.R.L. Siebert. Wie bei Photonen fehlen aber Berechnungen an menschenähnlichen Referenzphantomen gemäß (1b) in Abb. 1 und damit die Basis für die Interpretation der Personendosismessung als Strahlenexposition gemäß (3) in Abb. 1 (die aus (1b) und den vorhandenen Rechnungen nach (4) bestimmbar wäre).

Berechnungen entsprechend (4) in Abb. 1, die die Körperdosis auf die primären Meßgrößen beziehen, liegen von mehreren Autorengruppen vor: R.A. Hollnagel; K. Morstin, M. Kopec, Th. Schmitz; G. Leuthold, V. Mares, H. Schraube; Y. Yamaguchi; R.D. Stewart, J.E. Tanner, J.A. Leonowich. Bei den Organdosen ergeben sich große Abweichungen der einzelnen Rechenergebnisse, die Konversionskoeffizienten E/Φ stimmen jedoch innerhalb ca. 20% überein. Vergleicht man diese mit den Berechnungen der Konversionskoeffizienten $H^*(10)/\Phi$, so wird das in Abb. 3 gezeigte Dilemma deutlich [16]. Mit der Einführung der Strahlungswichtungsfaktoren ergibt sich ohne eine Veränderung des Neutronenfeldes eine effektive Dosis, die bis um einen Faktor 7 höher als die effektive Äquivalentdosis nach ICRP 26, ist und $H^*(10)$ liefert nicht mehr unter allen Bedingungen eine konservative Abschätzung der Körperdosis. Für ein frontal auftreffendes Strahlenfeld wird die effektive Dosis um wenigstens den Faktor 2 bis 3 in einem großen Energiebereich unterhalb 10 keV unterbewertet.

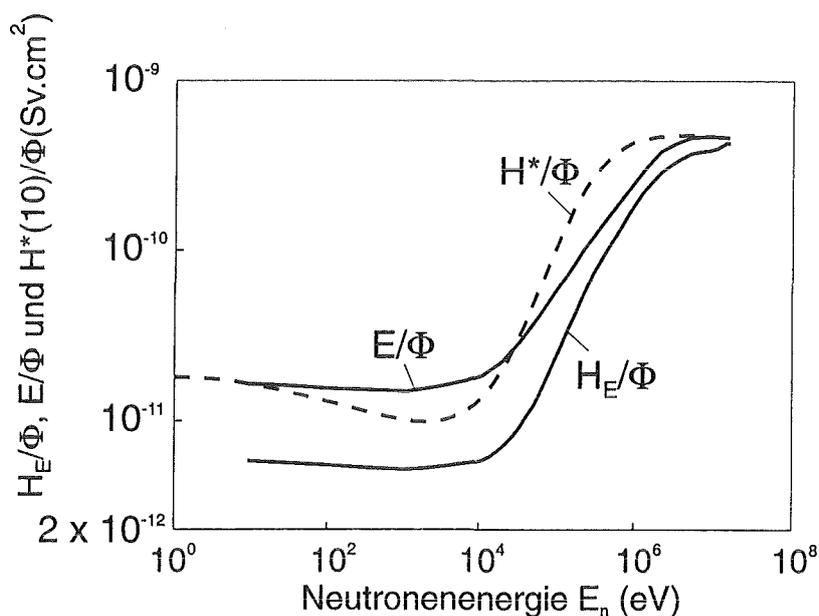


Abbildung 3:
Verhältnis der effektiven Dosis E (ICRP 60), der effektiven Äquivalentdosis H_E (ICRP 26) und der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$, bezogen auf die Neutronenfluenz, in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für ein frontal einfallendes homogenes Feld (AP).

Die Strahlungswichtungsfaktoren w_R gelten für das äußere Strahlenfeld, die Qualitätsfaktoren $Q(L)$ beziehen sich auf den Referenzort, an dem die Äquivalentdosis definiert ist. Beide Werte wurden, folgt man der Argumentation der ICRP, scheinbar unabhängig voneinander aus den vorliegenden strahlenbiologischen Erkenntnissen über die Wirkung von Neutronenstrahlung abgeleitet. Dennoch erhält man aus den in ICRP 60 publizierten Abbildungen den Eindruck, als wären w_R und $Q(L)$ konsistent, wenn man jeweils die Äquivalentdosis in 10 mm Tiefe in der ICRU-Kugel bestimmen würde. Wenn man jedoch die entsprechenden Rechnungen für die Organdosen in einem anthropomorphen Phantom durchführt, würde man einen niedrigeren Strahlungswichtungsfaktor w_R für die gleichen $Q(L)$ erhalten, da das Neutronenfeld im größeren Körper stärker moderiert und damit ein größerer Teil der Dosis durch absorbierte Gamma-Strahlung zustandekommt. Man könnte also mit einem über die für das anthropomorphe Phantom bestimmte effektive Dosis definierten w_R das genannte Dilemma beseitigen. Solche Vor-

schläge wurden von Arbeitsgruppen aus der der GSF [16] und der PTB [17] vorgelegt. Abb. 4 [17] zeigt, wie sich die Strahlungswichtungsfaktoren nach diesen Vorschlägen in etwa verändern müßten. Es ist aber zweifelhaft, ob die ICRP die entsprechenden Vorschläge akzeptieren wird.

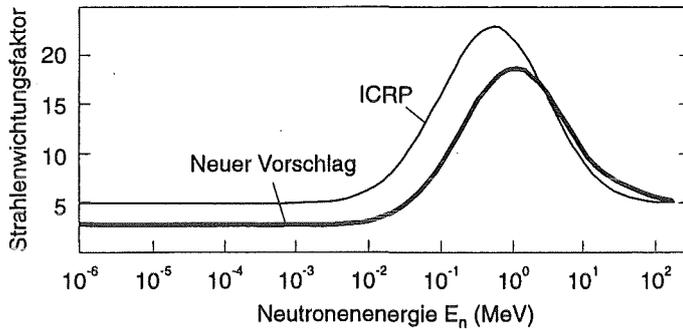


Abbildung 4: Vergleich der Strahlungswichtungsfaktoren W_R nach ICRP 60 und neuen Vorschlägen, die eine bessere Konsistenz zu den $Q(L)$ -Werten erreichen [17].

Aus der Sicht des praktischen Strahlenschutzes scheint dieses Problem glücklicherweise nicht so gravierend zu sein. Wie schon ausgeführt, sind Ortsdosismessungen ohnehin nicht zur Bestimmung der Strahlenexposition geeignet. Die Meßgrößen müssen also nicht notwendigerweise unter allen Bedingungen die Körperdosis in einem standardisierten Phantom überbewerten. Es ist lediglich festzulegen, daß der operative Meßwert mit den Grenzwerten zu vergleichen ist und wie die Meßergebnisse interpretiert werden sollen. Außerdem gilt die Nichtkonservativität der Meßgröße nur für ein ideales homogenes Feld, das parallel von vorn auf den Körper auftrifft (AP). Reale Felder sind immer eine Mischung aus einem frontalen Feld und einem rotationssymmetrischen und einem isotropen Feldanteil, zumindest aus dem vorderen Halbraum. Auch sind die Felder nie ganz homogen, da sich die Quellen in endlicher Entfernung vom Körper befinden. Vor allem aber sind die realen Strahlungsfelder niemals monoenergetisch. Alle diese Einflüsse haben zur Folge, daß unter praktischen Bedingungen die effektive Dosis nicht oder zumindest nur vernachlässigbar unterbewertet wird. Die Diskrepanz verringert sich weiterhin, wenn man bedenkt, daß zusätzlich zur Neutronenkomponente in den realen Strahlungsfeldern auch eine äußere Gamma-Komponente vorhanden ist, was ebenfalls in die Richtung wirkt, daß die gemessene Gesamtdosis kleiner als die effektive Dosis wird.

Viel wichtiger ist es, die effektive Dosis aus den gemessenen Personendosen abzuschätzen. Hier fehlen wie bei Photonen die entsprechenden Konversionskoeffizienten entsprechend (1b) und damit (3) in Abb. 1. Man muß allerdings davon ausgehen, daß auch die gemessene Personendosis nicht unter allen Umständen einen Wert liefert, der niedriger als die Körperdosis ist. So zeigt Abb. 5a, daß zumindest die auf einem Plattenphantom gemessene Personendosis die effektive Dosis für das frontal einfallende und das rotationssymmetrische Strahlungsfeld in weiten Energiebereichen nicht konservativ wiedergibt [18]. Berechnet man das entsprechende Verhältnis jedoch für eine Reihe in der Praxis vorgefundener Energieverteilungen [19], so zeigt sich, daß unter diesen realitätsnäheren Bedingungen fast immer die effektive Dosis konservativ abgeschätzt wird, wie Abb. 5 b zeigt. Es bestätigen sich also die Annahmen, die bei der Ortsdosimetrie gemacht wurden.

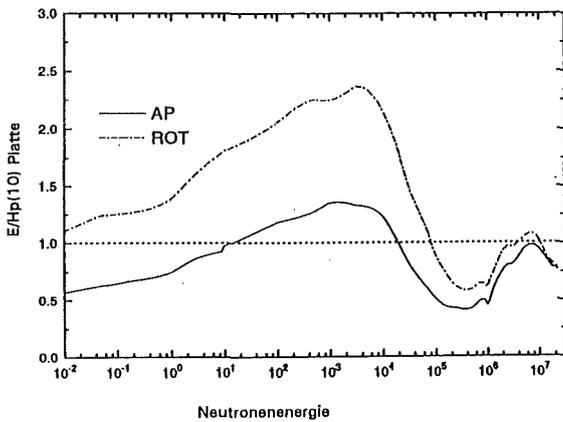


Abbildung 5a: Verhältnis der effektiven Dosis E nach ICRP 60 zur Personendosis in 10 mm Tiefe auf einem ICRU-Plattenphantom für AP- und ROT-Strahlungsfeld.

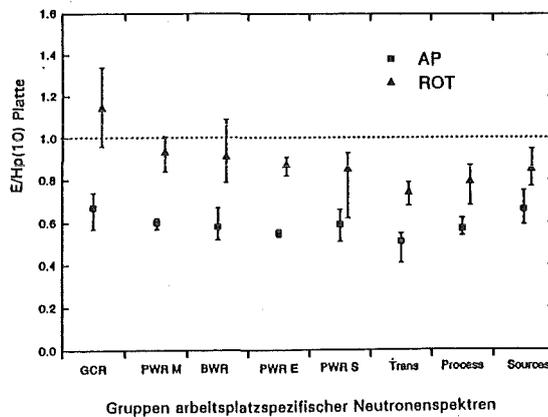


Abbildung 5b: Wie Abb. 5a, jedoch nicht für monoenergetische Neutronen, sondern verschiedene Gruppen arbeitsplatzspezifischer Neutronenspektren.

3.4 Bedingungen für die Einführung der neuen Meßgrößen

Die Bedingungen für die Einführung der neuen Meßgrößen aus der Sicht des praktischen Strahlenschutzes lassen sich wie folgt zusammenfassen:

1. Die Konversionskoeffizienten für $H^*(10)$ und auf einem definierten Kalibrierphantom für $H_p(10)$, bezogen auf die primären Meßgrößen, sind verbindlich und einheitlich festzulegen.
2. Die Konversionskoeffizienten für die effektive Dosis und die Organdosen, bezogen auf die Personendosis auf einem anthropomorphen Phantom, sollten, wenn möglich, ebenfalls festgelegt werden. Das Gleiche gilt für die Konversionskoeffizienten $E/H^*(10)$ und $H_T/H^*(10)$. Dies würde die Interpretation der Meßwerte vereinheitlichen und wahrscheinlich die Akzeptanz der neuen Meßgrößen erhöhen.
3. Mit der Einführung der neuen Meßgrößen muß die Stabilität in der Dosimetrie wiederhergestellt werden. Das bedeutet, daß die operativen Meßgrößen unter solchen Bedingungen eingeführt werden, daß das gesamte System wenigstens mehr als zehn Jahre ohne Revisionen und Korrekturen anwendbar ist.

Aus Sicht des Autors könnte die Joint Task Group der ICRP und ICRU diese Voraussetzungen schaffen, wenn die noch fehlenden Konversionskoeffizienten so schnell wie möglich berechnet und ebenfalls standardisiert werden.

Das Hauptargument für die Einführung der neuen operativen Meßgrößen ist die Erhaltung einer international einheitlichen Basis für die Strahlenschutzdosimetrie. Dies macht allerdings eine international konzertierte Aktion zur Einführung wünschenswert. Aus Sicht des Vollzugs der Atom- und Strahlenschutzgesetzgebung sind in der Bundesrepublik verbindliche detaillierte Festlegungen erforderlich, zu deren Vorbereitung im BMU in Zusammenarbeit mit den Länderbehörden eine entsprechende Arbeitsgruppe eingesetzt wurde. Daß die Realisierung der benötigten Meßgeräte kein Problem ist, wurde wiederholt nachgewiesen [13].

3.5 Das Spezialproblem Röntgendiagnostik

Diskutiert man die Beziehungen der operativen Meßgrößen (d.h. der Strahlenschutzdosimetrie) zu den Körperdosen (d.h. der Strahlenexposition) so wird häufig übersehen, daß 2/3 aller überwachten beruflich strahlenexponierten Personen in der Röntgendiagnostik tätig sind. Hier schirmt die getragene Schutzkleidung fast alle wichtigen Organe und Gewebe ab. An dieser Stelle soll die uralte Streitfrage, ob das Personendosimeter oberhalb oder unterhalb der Schutzkleidung zu tragen ist, nicht weiter diskutiert werden. Betrachtet man die in Abschnitt 2.2 näher erläuterten Aufgaben der Personendosimetrie, so wäre ein Trageort oberhalb der Schutzkleidung wahrscheinlich günstiger. Dann aber würden von den Personendosimetern wesentlich höhere Dosen angezeigt, als der Körperdosis entspricht, was zu einer weiteren Übertreibung der Strahlengefährdung führen könnte. Außerdem ist der Trageort unterhalb der Schutzkleidung in der Bundesrepublik bereits vorgeschrieben, und jede Änderung einer etablierten Verfahrensweise muß besonders sorgfältig geprüft werden.

Die Beziehungen zwischen Körperdosis und Personendosis sind abhängig von der Röhrenspannung (60 bis 120 kV), der Schutzkleidungsdicke (0,25 bis 0,5 mm Bleigleichwert) und den Charakteristiken des Röntgengerätes (z.B. Untertisch- oder Übertisch-Röhre). Die bisherigen Ergebnisse aus der Literatur mit Vorschlägen für eine grobe Näherung der Körperdosen aus den gemessenen Personendosen lassen sich unter Verwendung von Angaben in [20] und [6] wie folgt zusammenfassen:

1. Zwei Personendosimeter: am Körper unter der Schürze (H_K) und am Kragen oberhalb der Schürze (H_O):
 $H_E \approx 1,5 H_K + 0,04 H_O$, $E \approx H_K + 0,06 H_O$, $E \approx 0,5 H_K + 0,025 H_O$.
2. Nur 1 Dosimeter oberhalb der Schürze:
 $E \approx 0,03 \dots 0,04 H_O$, $H_E \approx 0,08 H_O$.
3. Nur 1 Dosimeter unter der Schürze:
 $H_E \approx 2 \cdot H_K$.

Eine einigermaßen genaue Dosisbestimmung erfordert das Tragen von 2 Dosimetern. Dies ist jedoch nicht praktikabel und sollte deshalb auf extrem inhomogene Strahlenfelder beschränkt werden, wo z. B. vorwiegend die Kopfreion exponiert wird [2]. Eine grobe Korrektur des Meßwertes wäre möglich, da offenbar im Mittel nach Messungen des Autors die Jahresdosis als Summe vieler unterschiedlicher Einzelexpositionen unter variierenden Bedingungen etwa bei einer Energie erfolgt, die einer Röhrenspannung von 80 kV und einer Schutzkleidung von 0,25 mm Blei entspricht. Eine entsprechende Analyse exponierter Filme durch einige Meßstellen wäre sicher eine lohnende Aufgabe.

4. Zu messende Expositionshöhen

Die untere Meßgrenze (an dieser Stelle soll nicht zwischen Erkennungs- und Nachweisgrenze unterschieden werden) für Personendosimeter sollte bei weniger als 1/10 des auf den Überwachungszeitraum entfallenden Teiles des Jahresgrenzwertes liegen. Mit dem neuen Grenzwert von 20 mSv/a wären dies bei monatlicher Überwachung 0,17 mSv, die untere Meßgrenze von Personendosimetern für die monatliche Überwachung sollte also zwischen 0,05 und 0,15 mSv liegen. Bei kürzeren Zeiträumen, z. B. für operativ eingesetzte Dosimeter über einen Arbeitstag oder eine Arbeitswoche sollten 0,01 mSv als untere Meßgrenze erreicht werden. Die obere Meßgrenze von Personendosimetern sollte auf jeden Fall beim Mehrfachen des Jahresgrenzwertes liegen, bei Unfalldosimetern müßte eine obere Meßgrenze von 10 Sv erreicht werden.

Eine untere Meßgrenze von 0,5 μ Sv/h bei Ortsdosisleistungsmessern würde einer Dosis von 1 mSv bei 2000 Stunden Aufenthaltszeit entsprechen, also dem Grenzwert für die Bevölkerung, oder entspräche der Hälfte der Dosisleistung in 10 cm Entfernung von genehmigungsfrei zu betreibenden Strahlern. Meßgeräte zur Messung der Untergrundstrahlung haben noch niedrigere untere Meßgrenzen im Bereich von 10 bis 50 nSv/h. Bei Ortsdosisleistungsmessgeräten sollte die obere Meßgrenze so hoch sein wie möglich. Sie liegt normalerweise im Bereich von 10 mSv/h bis 1 Sv/h.

Die o.g. Forderungen sind mit Ausnahme der Neutronen-Personendosimeter erfüllbar, wenn auch manchmal durch Verwendung unterschiedlicher Meßsysteme. Sie spiegeln sich in den Prüfanforderungen der PTB und anderer Prüforganisationen wider.

In letzter Zeit wird argumentiert, daß die Einführung der Dosis-Constraints nach ICRP 60 schärfere Forderungen nach sich ziehen würde. Dies ist nach Meinung des Autors unzutreffend, da die Constraints nur prospektiv bei der Planung des Strahlenschutzes im Rahmen der Optimierung anzuwenden sind, nicht aber retrospektiv als zu kontrollierende Größe.

Die Frage der zu registrierenden Expositionshöhen stellt sich auch bei einem nationalen Dosisregister, das vor allem dann notwendig ist, wenn sich die Grenzwerte auch auf längere Zeiträume, z.B. wie in der Bundesrepublik auf die Lebensdosis, beziehen. Auch die zunehmende Fluktuation von Arbeitskräften, vor allem der Kontraktarbeiter, erfordert ein solches zentrales Dosisregister. Korrekturen an den Meßwerten, z.B. die Präzisierung der Körperdosis, sollten nur unter Einbeziehung der zuständigen Behörden erlaubt sein, eventuell auch erst oberhalb einer definierten Expositionshöhe.

5. Verfügbare Meßgeräte

Generell kann gesagt werden, daß zur Lösung aller praktisch anstehenden Probleme mehr oder weniger geeignete Meßsysteme vorhanden sind, deren Anpassung an die neuen Meßgrößen möglich ist. Ein guter Überblick über den Stand wurde erst im Vorjahr gegeben [21], so daß hier nur wenige Anmerkungen nötig sind.

	Personen- dosimetrie	
	bewährt	Weiterentw.
Photonen	Filmdosimeter TLD PLD Elektron. Dos. (GM-ZR) (Stabdosimeter)	---> ---> -----> (HL-Det. insb. Si-Dioden)
Neutronen	Albedodosim. Festkörperspur- detektoren (Kernspurfilm)	---> -----> (CR-39, Polykarbonat) Elektron. Dos. (Si-Det., TEPC) Bubble-Det.
Elektronen (Extremitäten)	(Dünnschicht- TLD)	-----> (Laseraus- wertung)

Abbildung 6:
Schematische Darstellung des gegenwärtigen Standes und der Entwicklungstendenzen bei der personendosimetrischen Meßtechnik.

In Abb. 6 wird die Situation bei der Personendosimetrie zusammenfassend dargestellt. Das Filmdosimeter hat sich über Jahrzehnte bewährt. Mit der Einführung der neuen Meßgrößen könnten neue Plaketten und Auswerteverfahren eingeführt werden. Die PTB favorisiert dabei eine neue Plakette, die die Anwendung der Gleitschatten-Auswertemethode erlaubt, die GSF eine Adaption der alten Plakette [22]. Durch Bauartprüfungen und jährliche Vergleichsmessungen durch die PTB erfolgt eine zuverlässige Qualitätssicherung der personendosimetrischen Überwachung in Deutschland. Es zeigt sich jedoch, durch internationale Vergleiche bestätigt, daß moderne Festkörperdosimeter wie Thermolumineszenzdosimeter oder Photolumineszenzdosimeter eine höhere Meßgenauigkeit zeigen. Der praktische Einsatz von Festkörperdosimetern in der zentralen Überwachung setzt vollautomatische Auswertegeräte voraus. Bei Thermolumineszenzdosimetern ist eine sorgfältige Qualitätssicherung bei der Produktion und Auswertung der Detektoren erforderlich. Bei Photolumineszenzdosimetern als Flachglasdosimeter mit gepulster UV-Laseranregung wurde in jüngster Zeit ein Meßbereich von 0,03 mSv bis 8 Sv im Energiebereich 15 keV bis 1,3 MeV und eine auch im Vergleich zu den Thermolumineszenzdosimetern hervorragende Genauigkeit erreicht [23], vgl. Abb. 7. Ein solches Meßsystem erhielt die PTB-Bauartzulassung und wird erfolgreich in der amtlichen Überwachung durch die Meßstelle Karlsruhe eingesetzt. In Abb. 9 ist demonstriert, wie hoch die Genauigkeit moderner Photolumineszenzdosimeter ist, wenn man die Ergebnisse einer Bauartprüfung mit den Genauigkeitsforderungen vergleicht [24]. Häufig wird kritisiert, daß in der Bundesrepublik an der veralteten Methode der Filmdosimetrie festgehalten und moderne Thermolumineszenzdosimeter nicht eingesetzt werden. Wegen der vorgeschriebenen Zuständigkeit der amtlich vorgeschriebenen Meßstellen könnte der Anwender nicht frei wählen, welches Personendosimeter er für am geeignetsten hält. Zweifellos haben in anderen Ländern moderne Festkörperdetektoren bereits eine breitere Anwendung gefunden. In § 72 der Strahlenschutzverordnung wird nicht nur gefordert, daß Dosimeter dem Stand von Wissenschaft und Technik zu entsprechen haben, sondern auch, daß die Meßgeräte den Anforderungen des Meßzweckes genügen sollen, in ausreichender Zahl vorhanden sind und die Funktionstüchtigkeit erhalten bleibt. Nach Meinung des Autors bedeutet dies, daß kein Anlaß zum Ersatz des Filmdosimeters besteht, solange die Genauigkeitsforderungen erfüllt sind und der Preis der Überwachung deutlich niedriger als beim Einsatz moderner Systeme ist. Werden allerdings die Kosten des Einsatzes moderner Festkörperdosimeter vergleichbar

oder niedriger, so sollten die moderneren, präziseren Meßmethoden zur Anwendung kommen. Der Wert der sogenannten "Zusatzinformation", die das Filmdosimeter liefert, sollte nicht überbewertet werden.

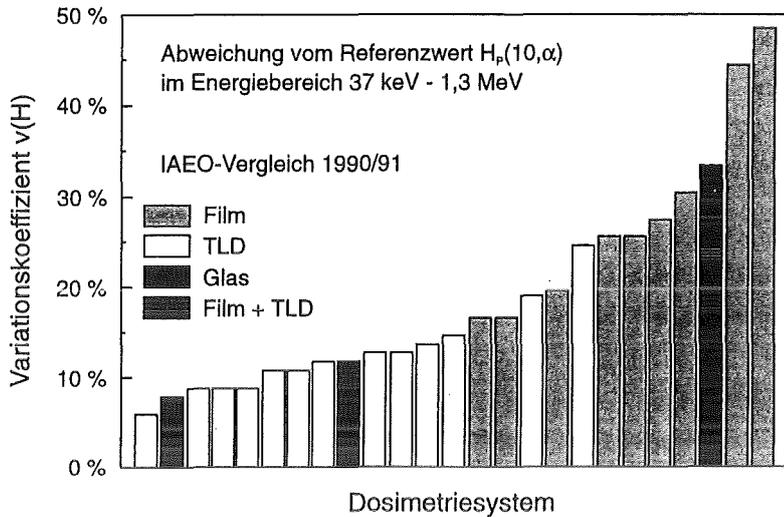


Abbildung 7:
Ergebnisse eines internationalen Vergleiches der Meßgenauigkeit von Filmdosimetern und modernen Festkörperdosimetern.

Die Weiterentwicklung der Personendosimetrie wird sich vermutlich auf die elektronischen Dosimeter konzentrieren, in die auch eine Warnfunktion integriert wird. Als Detektoren werden zunehmend Halbleiterdetektoren, insbesondere Si-Dioden verwendet. Die moderne Mikroelektronik erlaubt eine extreme Miniaturisierung. Wegen der ständigen Ablesbarkeit dieser Dosimeter haben sie sich als operative Dosimeter, vor allem in großen kerntechnischen Anlagen, längst bewährt und ersetzen allmählich die Stabdosimeter. Eine Integration mit dem amtlichen Dosimeter wird angestrebt. Ein solches System wird in Großbritannien angeboten [25], hat sich bis jetzt aber noch nicht durchgesetzt. Auch hier wird letztendlich der Preis entscheiden, in welchem Umfang solche Dosimeter als amtliche Dosimeter verwendet werden können.

Der Stand bei der Neutronen-Personendosimetrie ist nach wie vor unbefriedigend. Es gibt nicht nur Probleme, die erforderliche untere Meßgrenze zu erreichen, sondern alle derzeit im Einsatz befindlichen Routinedosimeter haben eine völlig ungenügende Energieunabhängigkeit. Ob die arbeitsplatztypspezifischen Korrekturfaktoren für das Albedo-Dosimeter ausreichen, wird noch diskutiert. Ein Ausweg wäre die Ergänzung der Albedo-Dosimeters durch einen Festkörperspurdetektor. Eine andere Möglichkeit besteht in der Einführung neuer Festkörperspur-Dosimeter, die die Vorteile des Albedo-Dosimeters mit der Anzeige schneller Neutronen in einem Detektor vereinen [26]. Beim Einsatz von Cr-39-Spurdetektoren gibt es allerdings immer noch Probleme mit Reproduzierbarkeit, Nulleffekt und der Empfindlichkeit unter Routinebedingungen. - Die als aussichtsreich bewerteten Bubble-Detektoren sind immer noch nicht routinereif. Nachteile sind hier begrenzter Meßbereich und ungenügende Stabilität. - Elektronische Dosimeter zur Anzeige von Neutronen befinden sich noch im Anfangsstadium. Silizium-Dioden mit Radiatorfolien oder TEPC-Detektoren scheinen aussichtsreich.

Die Anzeige von Beta-Strahlung ist vor allem bei Extremitäten-Dosimetern wichtig. Trotz vieler erfolgversprechender technologischer Verfahren zur Herstellung von Dünnschicht-Thermolumineszenzdetektoren sind die Erfahrungen bei deren praktischem Einsatz immer noch nicht völlig befriedigend. Man sollte aber bedenken, daß bei der Extremitäten-Dosimetrie nur der Nachweis der Unterschreitung des Grenzwertes wichtig ist, da hier deterministische Schäden als Strahlenwirkung zu bewerten sind. Deshalb sind in vielen Fällen Spezialmessungen ausreichend, um die Situation zu klären, und auf eine ständige Routineüberwachung kann verzichtet werden. Trotzdem gibt es eine Reihe von Arbeitsplätzen, bei denen eine ständige Überwachung der Belastung der Hände erforderlich ist, so daß die Bemühungen um in der Routine problemlos anwendbare Thermolumineszenzdetektoren fortgesetzt werden sollten. Wenn $H_p(0,07)$ gemessen wird, kann es zu Problemen mit der richtigen Erfassung der Exposition durch Gammadosisstrahlung kommen, wenn kein Sekundärelektronengleichgewicht im Strahlenfeld existiert.

In Abb. 8 wird eine Übersicht über den Stand und die Weiterentwicklung von Meßgeräten für die Ortsdosimetrie, im wesentlichen Dosisleistungsmeßgeräte, gegeben. Bei der Messung von Photonenstrahlung gibt es keine

nennenswerten Probleme. Die bewährten Meßgeräte mit Ionisationskammern, Geiger-Müller-Zählrohren oder Szintillationsdetektoren werden kontinuierlich weiterentwickelt, insbesondere müssen sie an die neuen Meßgrößen angepaßt werden. Halbleiterdetektoren und die Miniaturisierung der Elektronik erlauben die Entwicklung von Meßgeräten, die gleichzeitig als Personendosimeter eingesetzt werden können, vgl. die entsprechenden Ausführungen. Hier würden bei den Meßgeräten die Grenzen zwischen Personen- und Ortsdosimetrie verschwinden

	Ortsdosimetrie	
	bewährt	Weiterentw.
Photonen	Ionisat.kammer GM-ZR Szintill.detekt.	--- ➔ --- ➔ --- ➔ (HL-Detektoren, insb. Si-Dioden). Miniaturisierung, s. Personendosim.
Neutronen	REM-Counter Niederdruck- Prop-ZR (TEPC) Spektrometr. Methoden	--- ➔ —————➔ (n/γ-Misch- felder) --- ➔
Elektronen (Extremitäten)	Ionisationskammer (Szintill.det.)	--- ➔

Abbildung 8:
Schematische Darstellung des gegenwärtigen Standes und der Entwicklungstendenzen bei der ortsdosimetrischen Meßtechnik.

Bei der Messung der Neutronen-Äquivalentdosisleistung haben sich trotz ungenügender Energieunabhängigkeit die Moderator-Detektoren (REM-Counter) bewährt. Ihre Anpassung an die neuen Meßgrößen erfordert nur eine geringfügige Modifizierung. Sehr aussichtsreich scheinen die Niederdruck-Proportionalzählrohre (TEPC), die eine LET-Spektrometrie und Dosimetrie in Mischfeldern erlauben. Die bisher vorliegenden Geräte sind jedoch noch nicht reif für den Routinebetrieb. - Die spektrometrischen Methoden wie das Bonner-Spektrometer erlauben eine befriedigend genaue Dosimetrie bei allerdings umständlicher Handhabung. Mögliche Weiterentwicklungen, auch unter Verwendung des Albedoprinzips, werden daran nichts Wesentliches ändern.

Dosisleistungsmeßgeräte für Betastrahlung nutzen im wesentlichen Ionisationskammern als Detektoren. Szintillationsdetektoren sind wegen ihrer Kleinheit sehr aussichtsreich, bisher erfolgte aber keine kommerzielle Fertigung.

Als Schlußfolgerung ergibt sich, daß die Anforderungen, die an die praktische Strahlenschutzüberwachung gestellt werden, im wesentlichen gewährleistet sind, zumal wenn in geeigneter Weise Orts- und Personendosimetrie kombiniert werden. Eine Weiterentwicklung, die Anpassung an die neuen Meßgrößen eingeschlossen, ist jedoch notwendig und wird erfolgen. Neben der Zielstellung, für ein noch nicht befriedigend gelöstes Problem wie die Neutronendosimetrie mit der Entwicklung neuer Detektoren oder neuer Kombinationen bekannter Detektoren eine qualitative Verbesserung zu erreichen, werden sich die Anstrengungen in den nächsten Jahren auf die Erhöhung des Bedienungskomforts, der Nutzungsvielfalt und der Datenverarbeitung konzentrieren. Dies ist besonders für Personen- und Ortsdosimeter wichtig, die an komplexen Arbeitsplätzen mit einem hohen

Expositionsrisiko eingesetzt werden. Alles in allem sind sensationelle Neuerungen in den nächsten Jahren kaum zu erwarten.

6. Meßgenauigkeit und Typenprüfung

Bekanntlich sind in ICRP 35 Anforderungen an die Genauigkeit des Meßwertes von Personendosimetern bezogen auf die Jahresdosis formuliert worden. Bei etwa 20 % des Grenzwertes sollte der Fehler in den Grenzen + 100 %, - 50 % (95 % Vertrauensintervall) liegen, in der Nähe des Grenzwertes bei + 50 %, - 33 % (95 % Vertrauensintervall). Diese Fehlerangaben beziehen sich auf den Meßwert, d.h. die Abweichung der Körperdosis von der gemessenen Personendosis bleibt unberücksichtigt. Diese Forderungen wurden in die bekannte Trompetenkurve in Abb. 9 umgesetzt, die heute allgemein akzeptiert ist.

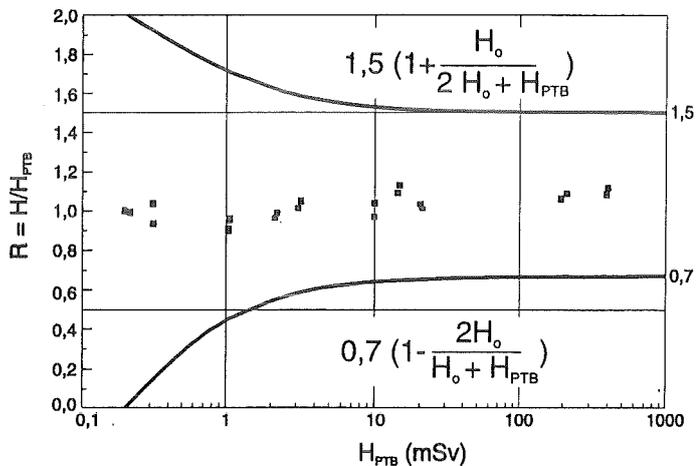


Abbildung 9:
Trompetenkurve zur Definition der dosisabhängigen Genauigkeitsforderungen in den PTB-Prüfvorschriften für Personendosimeter und Prüfergebnisse des Karlsruher Flachglasdosimeters.
H = ermittelte Dosis, H_0 untere Meßgrenze (0,2 mSv). H_{PTB} = aufgestrahlte Dosis.

Die genannte Fehlergrenzen gelten für die Summe der systematischen und zufälligen Fehler. In vielen nationalen und internationalen Normen und Prüfvorschriften wurde die Genauigkeitsforderung an den Gesamtfehler in Forderungen an mögliche Einzelfehler umgesetzt. Eine Diskussion solcher Forderungen würde hier zu weit führen, es soll lediglich ein grundsätzliches Problem diskutiert werden.

Die Hauptfehlerquelle bei Personendosimetern ist deren Energie- und Winkelabhängigkeit. Es besteht nun die Möglichkeit, strenge Forderungen an die Einzelfehler zu stellen, aber die Bestrahlungsbedingungen realitätsnah zu wählen, oder in die Prüfung extrem unwahrscheinliche Bestrahlungsbedingungen einschließen, dafür aber großzügigere Einzelfehler zuzulassen. Beide Varianten sollen an je einem Beispiel demonstriert werden.

Im Entwurf der europäischen Empfehlung EUR 5287, Rev. [27] wird eine mittlere Abweichung der Anzeige des Personendosimeters vom wahren Dosiswert bei verschiedenen Einfallrichtungen bestimmt. Mit R_E als dem Verhältnis von angezeigter Dosis H_m und aufgestrahlter Dosis H_0 erhält man für die Strahlungsenergie E und die Einstrahlungswinkel 0° , 20° , 40° , 60° : $\overline{R_E} = 0,25 (R_{E,0} + R_{E,20} + R_{E,40} + R_{E,60})$. Ohne auf Einzelheiten einzugehen, ergibt sich eine Genauigkeitsanforderung an $\overline{R_E}$ in Abhängigkeit von den neben Energie- und Winkelabhängigkeit verbleibenden systematischen und zufälligen Fehlern, die also dosimeterspezifisch ist:

$$|\overline{R_E} - 1| \leq 0,3 \dots 0,4$$

für 15 - 1250 keV stark gefilterte Strahlung. Es wird darauf hingewiesen, daß weniger stark gefilterte Strahlung ein realistischeres Bild ergibt, da homogene Strahlung an Arbeitsplätzen so gut wie nie angetroffen wird. Grundlage solcher Typenprüfforderungen ist, daß die Jahres- und Monatsdosis sich aus vielen kleinen Einzelbeträgen für Personen, die sich in inhomogenen Strahlenfeldern mit Streustrahlungsanteilen bewegen, zusammensetzt, Strahlung aus einer definierten Einfallrichtung und mit einer definierten Energie hingegen nur bei besonderen Vorkommnissen denkbar ist. Bei diesen muß aber die Körperdosis ohnehin durch Rekonstruktion dieses

Ereignisses aus der Dosimeteranzeige bestimmt werden. Genauigkeitsforderungen an das Routinedosimeter sollten aus solchen Bedingungen nicht abgeleitet werden. - Ähnliche Überlegungen liegen den Typprüfungen in der Schweiz zugrunde [11].

Etwas anders sind die Zulassungsanforderungen in der Bundesrepublik gemäß Eichordnung für Personendosimeter im Entwurf PTB - A 23.6 [28] formuliert.

$$|R_{\max} - 1| \leq 0,4$$

für 40 - 1340 keV oder 15 - 250 keV stark gefilterte Strahlung und für definierte Einstrahlungswinkel innerhalb $\pm 60^\circ$. Weniger strenge Zusatzforderungen sollen zur Beurteilung des Dosimeters in einem größeren Winkelbereich dienen. Begründet werden diese Typenprüfforderungen damit, daß damit die ungünstigsten Fälle und somit alle nur denkbaren Bestrahlungsbedingungen abgedeckt sind.

Auch wenn die Prüfbedingungen in der Bundesrepublik nicht in Frage gestellt werden sollen, wäre es sicher interessant, in einer interessierten Institution Bauart- oder Typenprüfungen parallel nach der Euratom-Empfehlung durchzuführen. Nur wenn unterschiedliche Aussagen über die Eignung oder Nichteignung von Personendosimetern herauskämen, wäre eine weitere Diskussion der unterschiedlichen "Prüfphilosophien" sinnvoll.

Nach Meinung des Autors wäre eine zusätzliche Prüfung in einem rotationssymmetrischen Strahlungsfeld auf einem idealisierten antropomorphen Phantom, z.B. einem elliptischen Zylinderphantom, nicht uninteressant, wenn die entsprechenden Dosiskonversionskoeffizienten verfügbar sind. Es handelt sich hier um ein realitätsnahes Expositionsmodell für eine Person, die beruflich exponiert ist, ihre Tätigkeit aber ohne Beziehung zur Strahlenquelle ausübt. Theoretisch würde nämlich ein Personendosimeter, das die aus dem Körper rückgestreute Strahlung nicht erfaßt, bei geeigneter Kalibrierung die Personendosis für Strahlung aus dem vorderen Halbraum richtig messen können. Ein solches Dosimeter versagt aber, wenn echte Direktstrahlung wie beim rotationssymmetrischen Feld (ROT) von hinten auf das Dosimeter aufträte und mit erfaßt werden müßte. Homogen von hinten auf die Personen auftreffende Strahlung (PA) kann hingegen prinzipiell mit einem auf der Brust getragenen Dosimeter nicht richtig erfaßt werden und kann nicht Gegenstand von Prüfbedingungen sein. Solche Bestrahlungsbedingungen im Langzeitmittel sind aber nur in Ausnahmefällen möglich, wie z.B. bei Fahrern von radioaktiven Transporten, wo das Dosimeter auf dem Rücken getragen werden sollte. In Unfallsituationen sind sie möglich, wo aber - wie schon gesagt - eine Rekonstruktion der Expositionsbedingungen unumgänglich ist und das Personendosimeter nur einen Referenzwert für diese Rekonstruktion liefert.

Analoge Überlegungen gelten für die Prüfforderungen an Ortsdosimeter, die hier nicht diskutiert werden sollen. In vielen Fällen ist eine höhere Genauigkeit von $\pm 30\%$ erreichbar, wenn z. B. Energie, Umgebungsbedingungen und Richtungsverteilung des Strahlungsfeldes bekannt sind. Bei rechtserheblichen Messungen, wie z.B. bei der Messung von Ortsdosisleistungen an Transportcontainern, bei Bauartprüfungen, bei Abnahme- und Inbetriebnahmemessungen u.ä. wäre sogar eine Genauigkeit von $\pm 10\%$ wünschenswert, wie sie bei gut kontrollierten Meßbedingungen erreichbar ist. Fehler von ± 10 bis 30% sind weiterhin bei der Unfalldosimetrie anzustreben, wo ebenfalls die Bestrahlungsbedingungen gut bekannt sind. Bei Warngeräten ist umgekehrt eine zuverlässige Warnung wesentlich wichtiger als eine hohe Meßgenauigkeit.

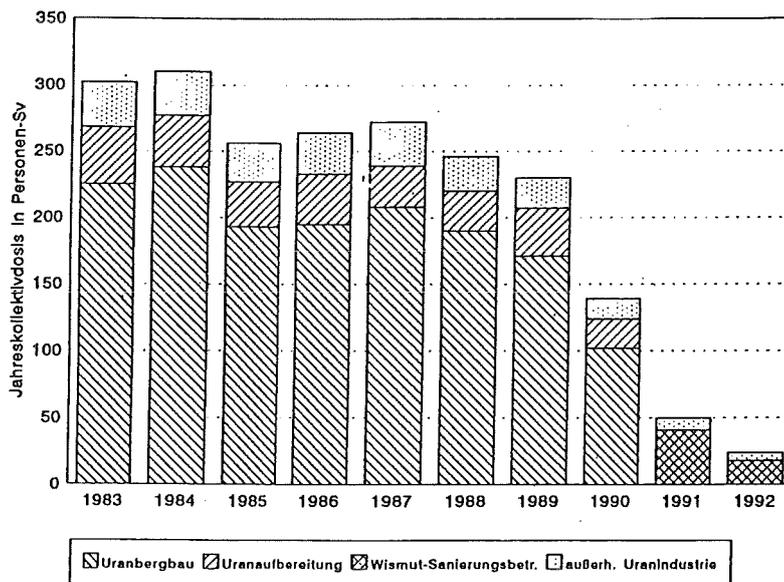
7. Notwendigkeit der Überwachung von Quellen und Personen

In [29] hat das Bundesumweltministerium Angaben zu den Ergebnissen der Personendosisüberwachung 1993 in der Bundesrepublik Deutschland gemacht. Insgesamt wurden 346504 Personen überwacht, davon 234827 aus der Medizin. Die mittlere Jahrespersonendosis aller Überwachten liegt bei 0,28 mSv, die mittlere Jahrespersonendosis der Überwachten, bei denen überhaupt eine Dosis gemessen wurde, bei 1,87 mSv. Die Kollektivdosis beträgt 97 Personen-Sv. Bemerkenswert ist, daß bei 85 % aller Überwachten (Medizin allein: 89 %) die untere Meßgrenze

von 0,2 mSv nie überschritten wurde! - Eine Untersuchung in einer großen Klinik der USA [30] ergab, daß die Hälfte der überwachten Personen kein Dosimeter tragen sollte, z.B. Dentisten, Urologen, Anästhesisten. Um in dieser Gruppe eine Dosis zu messen, die einen hypothetischen Krebsfall zur Folge hätte, würden 34 Millionen Dollar ausgegeben werden. Es handelt sich um einen typischen Fall von "Overbating". Andererseits sind Personendosimeter billig, und oft werden mit ihnen die einzigen Strahlenschutzmessungen an Arbeitsplätzen durchgeführt. Sie geben damit ein Gefühl der Sicherheit und können außerdem helfen, ein grobes, wenn auch sehr unwahrscheinliches, Fehlverhalten zu entdecken. Vielleicht wäre für solche Personen ein Langzeitdosimeter, das allerdings wegen des Fadings des Filmdosimeters nur auf der Basis von Festkörperdosimetern realisierbar wäre, eine kostengünstigere Variante. Zur Zeit sind solche Überlegungen nicht möglich, da die Überwachungsperiode einen Monat nicht überschreiten darf.

Vor allem Neutronenexpositionen scheinen in der Bundesrepublik Deutschland kein signifikantes Strahlenschutzproblem zu sein. Eine Untersuchung des BfS mit Unterstützung der Landesmeßstellen ergab, daß in der Bundesrepublik etwa 5700 Personen mit Neutronen-Personendosimetern überwacht werden. In den Jahren 1991 bis 1993 betrug die mittlere Jahresexposition bei 99,2 % aller Personen 0 bis 1 mSv, bei 0,8 % 1,1 bis 5 mSv. Nur eine Person wurde im Bereich 5,1 bis 10 mSv exponiert. 6 gemessene höhere Expositionen wurden durch eine willkürliche Bestrahlung des Dosimeters verursacht. Damit soll nicht gesagt werden, daß weitere Anstrengungen, ein geeigneteres Neutronen-Personendosimeter zu entwickeln, überflüssig sind, wenn man bedenkt, wie wenig befriedigend die Neutronenüberwachung insgesamt gelöst ist. Erforderlich sind aber zusätzlich gezielte Arbeitsplatzstudien zur Überprüfung der obigen Aussagen zur Exposition. Es wäre immerhin möglich, daß signifikante Expositionen durch höherenergetische Neutronen mit dem Albedo-Dosimeter nicht erkannt werden.

An dieser Stelle soll auf ein anderes Strahlenschutzproblem hingewiesen werden. In der ehemaligen DDR, später in den neuen Bundesländern, wird die individuelle Exposition durch Radonfolgeprodukte an relevanten Arbeitsplätzen auf der Basis von Ortsmessungen der Konzentration der Radonfolgeprodukte ermittelt. Die Ergebnisse dieser Überwachung sind bis zum Jahre 1992 in einem Bericht des Bundesumweltministers [31] zusammengefaßt. Abb. 10 zeigt die Kollektivdosen. Über viele Jahre wurden 27000 Personen mit ca. 300 Personen-Sievert exponiert, die mittlere effektive Dosis übersteigt also 10 mSv. Selbst 1991 wurden 7000 Personen immer noch mit 50 Personen-Sievert exponiert. Abb. 11 und 12 verdeutlichen die mittleren Individualdosen bei der Wismut und bei den Betrieben außerhalb der Uranindustrie. Auch wenn man mit den neuen Dosis-Konversionskoeffizienten nach ICRP 65 nur noch etwa die Hälfte der effektiven Dosis errechnen würde, sind die Expositionen immer noch wesentlich höher als bei den durch externe Strahlung exponierten beruflich strahlenexponierten Personen.



Verteilung der Jahreskollektivdosis auf verschiedene Tätigkeitsbereiche

Abbildung 10: Verteilung der Jahreskollektivdosis beruflich strahlenexponierter Personen durch Radon-Folgeprodukte auf verschiedenen Tätigkeitsbereiche.

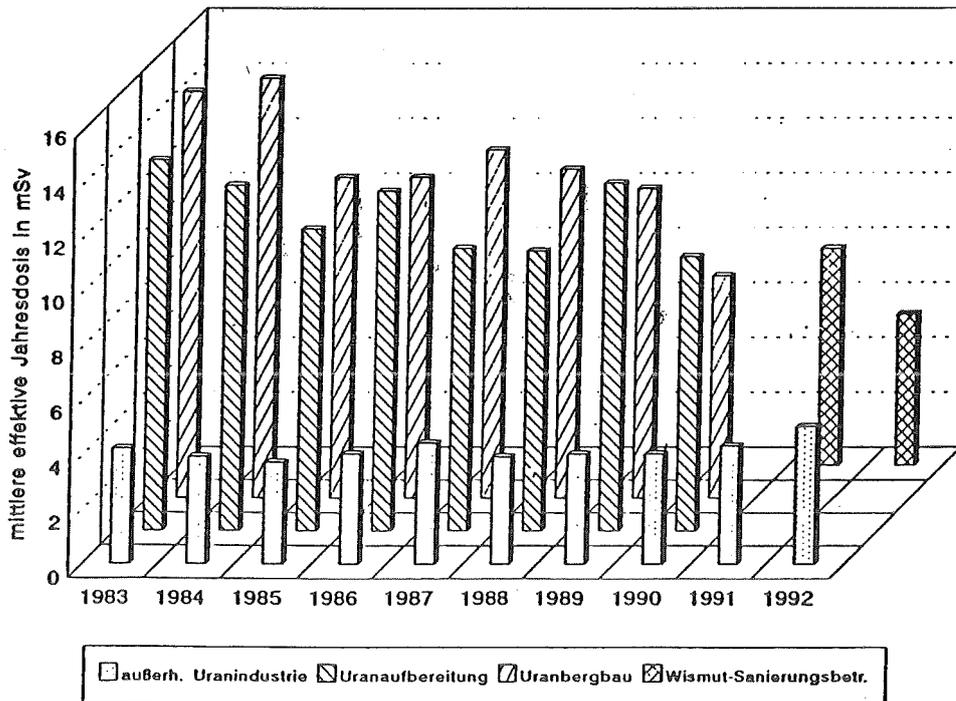


Abbildung 11: Mittlere effektive Dosis durch Radon-Folgeprodukte bei beruflicher Tätigkeit in verschiedenen Tätigkeitsbereichen.

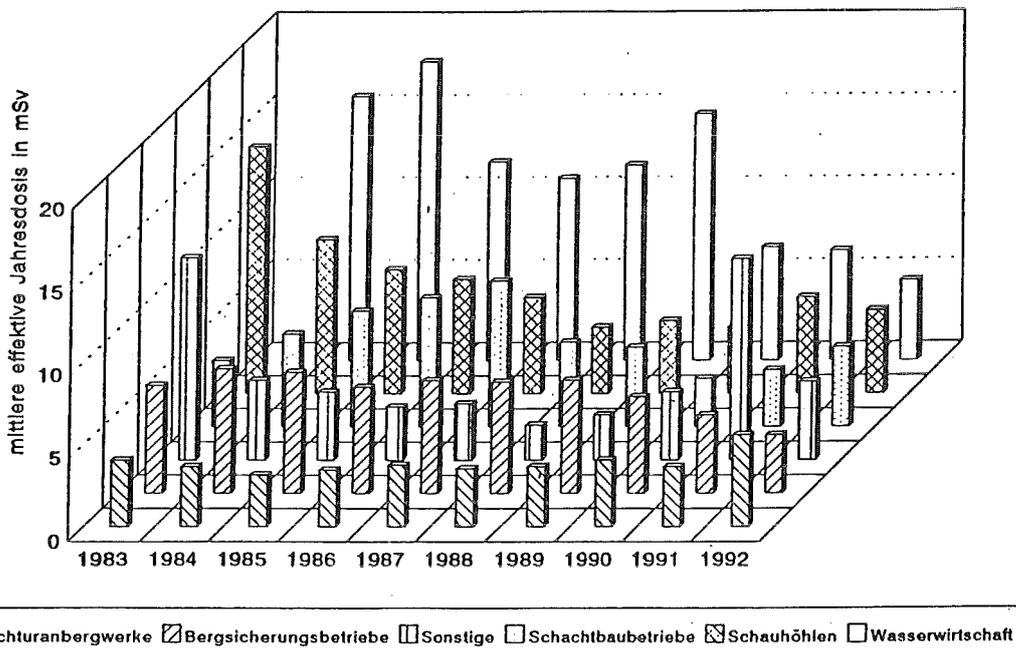


Abbildung 12: Mittlere effektive Dosis durch Radon-Folgeprodukte bei beruflicher Tätigkeit in verschiedenen Tätigkeitsbereichen außerhalb der Uranindustrie.

Inzwischen wurden die ersten 500 individuellen Dosimeter zur Messung der Exposition durch Radonfolgeprodukte bei der Wismut eingeführt. Trotzdem bleibt eine erhebliche Diskrepanz zwischen den Bemühungen um eine individuelle Überwachung der Exposition durch äußere Strahlung und der durch Radonfolgeprodukte an Arbeitsplätzen, wenn man die tatsächlichen Strahlenexpositionen berücksichtigt. Eine kostengünstige individuelle Dosimetrie, ggf. nur für Radon anstelle der Radonfolgeprodukte, und durch Messungen der Radonfolgeprodukte an Arbeitsplätzen ergänzt, könnte in der Zukunft eingeführt werden. Die dafür erforderlichen gesetzlichen

Regelungen werden als Folge der neuen EURATOM-Grundnormen in der Bundesrepublik sicherlich erlassen werden. Zur Zeit jedenfalls scheinen die Aufwendungen für die dosimetrische Überwachung und ihre Weiterentwicklung insgesamt nicht an das tatsächliche Expositionsrisiko angepaßt zu sein.

8. Schlußfolgerungen

In diesem Versuch einer Bilanz sind eine Reihe von Problemen kritisch beleuchtet worden, und es ist an verschiedenen Stellen auf noch zu lösende oder weiter zu bearbeitende Probleme hingewiesen worden. Trotzdem ist eine positive Gesamtbilanz zu ziehen. Die Strahlenschutzdosimetrie hat ihre Aufgaben im wesentlichen erfüllt, und sie hat einen großen Anteil daran, daß die Strahlenexpositionen sehr niedrig liegen und ein hohes Schutzniveau gewährleistet wird. Bei der erforderlichen methodischen und konzeptionellen Weiterentwicklung der Strahlenschutzdosimetrie sollte der Aufwand an die Zielstellung und an das Expositionsrisiko angepaßt sein. Entwicklungen der Dosimetrie um ihrer selbst willen sind wenig sinnvoll. Die Stimme derjenigen, die Verantwortung für den praktischen Vollzug des Strahlenschutzes tragen, sollte deshalb stärker Gehör finden. Die Arbeiten, die in den letzten Jahrzehnten auf dem Gebiet der Strahlenschutzdosimetrie im Forschungszentrum Karlsruhe durchgeführt wurden, waren durch Praxisnähe und einen angemessenen Bezug auf die zu beeinflussende Strahlenexposition gekennzeichnet und sind ein gutes Beispiel für nützliche Weiterentwicklungen auf diesem Gebiet.

Literatur

- [1] Chmelevsky, D., E. Nekolla, D. Barclay
Strahlenepidemiologische Tabellen
GSF München: Sonderdruck 1995
- [2] Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen (§§ 62, 63, 63a StrlSchV, §§ 35, 35a RöV)
Gem. Ministerialblatt 45, Nr. 7, 286 - 307 (1994)
- [3] Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition durch Photonenstrahlen und durch Elektronen, insbesondere β -Strahlung
Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission Bd. 3 (2. Auflage), Verlag Fischer Stuttgart, 1991
- [4] Pelliccioni, M.
Some Consideration on the Ambient Dose Equivalent and on the Desirable Properties and Quantities Used in Radiation Protection
Radiol. Prot. Dosim. 55, 311 - 312 (1994)
- [5] Kraus, W.
How Necessary are the New Quantities?
IAEA Research Coordinating Meeting on the Intercomparison for Individual Monitoring
Vienna, 24 - 28 April 1989, IAEA-RC-408 (1989)
- [6] Kraus, W.
Practical Application of the New ICRP Recommendation to External Dosimetry
Proceedings of the International Conference on Implications of the New ICRP Recommendations on Radiat. Prot. Practices and Interventions
Salamanca, 26 - 29 November 1991, Vol 1, S. 415 - 437
- [7] Harvey, J.R., G. Portal
Quantities in Radiation Protection, Functions and Roles
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 183 - 187 (1994)
- [8] Dietze, G., H.G. Menzel
Aspects of ICRP 60 and ICRU 47 Relevant to Individual Monitoring of External Exposure
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, S. 167 - 173 (1994)
- [9] Wagner S.R., B. Großwendt, J.R. Harvey, A.J. Mill, H.J. Selbach, B.R.L. Siebert
Unified Conversion Coefficients for the New Operational Radiation Protection Quantities
Radiat. Prot. Dosim. 12, 231 - 235 (1985)
- [10] Kramer, H.M., J. Böhm, W.J. Iles, I.M.G. Thompson
On the Current Status of an ISO Working Document on the Calibration and Type Testing of Radiation Protection Dosimeters for Photons
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 267 - 272 (1994)
- [11] Valley, J.F., C. Wernli, M. Höfert
Personal Dosimetry for External Irradiation in Switzerland - Concepts and Methodology
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 179 - 182 (1994)

- [12] Lund, E., F. Pernicka, C.A. Carlsson
Experimental Determination of the Angular Dependence Factor for the Dose Equivalent for Photons in Calibration Phantoms of PMMA
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 249 - 254 (1994)
- [13] Alberts, W.G., P. Ambrosi, J. Böhm, G. Dietze, K. Hohlfeld, W. Will
Neue Dosis-Meßgrößen im Strahlenschutz
PTB-Dos 23 (1994)
- [14] Schuhmacher, H., R. Hohlengel, B.R.L. Siebert
Sensitivity Study of Parameters Influencing Calculations of Fluence to Ambient Dose Equivalent Conversion Coefficients for Neutrons
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 221 - 225 (1994)
- [15] Siebert, B.R.L., H. Schuhmacher
Calculated Fluence to Directional and Personal Dose Equivalent Conversion Coefficients for Neutrons
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 231 - 238 (1994)
- [16] Leuthold, G., M. Schraube
Critical Analysis of the ICRP 60 Proposals for Neutron Radiation and a Possible Solution
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 217 - 220 (1994)
- [17] Siebert, B.R.L.
Radiation Quantities: Their Inter-Relationship
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 193 - 202 (1994)
- [18] Hohlengel, R.A.
Conversion Functions of the Dose Equivalent $H_{S1}(10)$ on the ICRU Slab Used for the Calibration of Personal Neutron Dosimeters
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 227 - 230 (1994)
- [19] Marshall, M., D.J. Thomas, C.A. Perks, O.F. Naismith
Radiation Quantities: Significance of the Energy and Angular Distribution of the Radiation Field
Radiat. Prot. Dosim. 54, H. 3/4, 239 - 248 (1994)
- [20] Niklason, L.T., M.V. Marx, H.P. Chan
The Estimation of Occupational Effective Dose in Diagnostic Radiology with Two Dosimeters
Health Phys. 67, 611 - 615 (1994)
- [21] Wernli, C., P. Ambrosi, E. Piesch
Trends bei der Entwicklung von Personendosimetern
26. Jahrestagung des Fachverbandes für Strahlenschutz, Karlsruhe, 24. - 26. Mai 1994 "Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik", FS-94-71-T, S. 473 - 480
- [22] Hilgers, G.
Protokoll der Diskussion über zukünftige Entwicklungen der Filmdosimetrie
Dortmund, 30. - 31. März 1995

- [23] Piesch, E., B. Burgkhardt, M. Vilgis
Performance of the New Photoluminescent Glass Dosimetry System at the IAEA Intercomparison
1990/1991 for Individual Monitoring
Radiat. Prot. Dosim. 54, No. 2, 109 - 117 (1994)
- [24] Piesch, E.
Persönl. Mitteilung 1995
- [25] Marshall, T.O., D.T. Bartlett, P.H. Burgess, C.S. Cranston, D.J. Higginbottom, K.W. Sutton
Electronic Personal Dosimeters
Radiat. Prot. Dosim. 34, 93 - 98 (1990)
- [26] Luszik-Bhadra, M., W.G. Alberts, F.d'Errico, E.Dietz, S. Guldbakke, M. Matzke
A CR-39 Track Dosimeter for Routine Individual Neutron Monitoring
Radiat. Prot. Dosim. 55, No. 4, 285 - 293 (1994)
- [27] Julius, H.W., T.O. Marshall, P. Christensen, J.W.E. van Dijk
Type Testing of Personal Dosimeters for Photon Energy and Angular Response
Radiat. Prot. Dosim. 54, No. 3/4, 273 - 277 (1994)
- [28] PTB-A 23.6
Zulassungsanforderungen gemäß Eichordnung für Personendosimeter zur Messung der neuen Dosis-
meßgrößen $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ im Strahlenschutz
Entwurf 31. 10. 1994
- [29] Bundesumweltministerium
Umweltpolitik: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 1993
Bericht an den Deutschen Bundestag, Drucksache 12/8539 vom 27. September 1994
- [30] Colby, S.B., J.F. Wochos
An Assessment of Overbatching at a Large Clinic
Health Phys. 64, 538 - 539 (1993)
- [31] Bundesumweltministerium
Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung, Jahresbericht 1992
Information des BMU Bonn 1995

II.

Neuere Entwicklungen in der Photonendosimetrie

P. Ambrosi, J. Böhm, G. Hilgers,
Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig

K.-H. Ritzenhoff, M. Jordan
Materialprüfungsamt Dortmund, Dortmund

Neuere Entwicklungen in der Photonendosimetrie ¹⁾

P. Ambrosi, J. Böhm, G. Hilgers,
Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig

K.-H. Ritzenhoff, M. Jordan
Materialprüfungsamt Dortmund, Dortmund

1 Einleitung

Auf der 26. Jahrestagung des Fachverbandes für Strahlenschutz e. V. in Karlsruhe war ein Übersichtsvortrag dem Thema *Trends bei der Entwicklung von Personendosimetern* (WERNLI u. a., 1994) gewidmet. Schwerpunkt dieser Arbeit ist die Darstellung einiger neuer technischer Entwicklungen und ihrer Umsetzung in die Praxis. Dabei werden elektronische Dosimeter ausgeklammert; für diese gibt es einen gesonderten Beitrag von BARTLETT (1995).

Zu den wichtigsten Aufgaben in der Strahlenschutzdosimetrie wird in den nächsten Jahre zweifelsohne die Einführung der neuen phantombezogenen Meßgrößen der ICRU (1985-1992) gehören. Über die praktischen Auswirkungen dieser Einführung hat die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) in einem PTB-Bericht (ALBERTS u. a., 1994) ausführlich berichtet und in einem Seminar (AMBROSI u. a., 1995) informiert. Für die Personendosimetrie sind die beiden Meßgrößen *Tiefen-Personendosis* $H_p(10)$ und *Oberflächen-Personendosis* $H_p(0,07)$ (DIN, 1995a, b) von Bedeutung, für die Ortsdosimetrie sind es entsprechend die *Umgebungs-Äquivalentdosis* $H^*(10)$ und die *Richtungs-Äquivalentdosis* $H'(0,07)$ (DIN, 1995a, b). Bei den in dieser Arbeit vorgestellten Entwicklungen werden soweit wie möglich die neuen Meßgrößen verwendet.

2 Photonenstrahlungsfelder an Arbeitsplätzen - Erste Ergebnisse

2.1 Aufbau eines winkelauflösenden Spektrometers

Die dosimetrischen Anforderungen an Personendosimeter hängen von den Dosisbeiträgen der Strahlungen verschiedener Energie ab, die an Arbeitsplätzen aus verschiedenen Raumwinkelbereichen auf das getragene Personendosimeter einfallen. Die Winkelverteilung der einfallenden Strahlung wird durch die Bewegung der zu überwachenden Person stark beeinflusst, Messungen der Winkelverteilung der einfallenden Strahlung sind deshalb nur dann aussagekräftig, wenn das Meßgerät diese Bewegungen mitmacht, d.h. von der Person getragen wird. Derartige Messungen gab es bisher nicht, da kein geeignetes kleines, leichtes und winkelauflösendes Photonenspektrometer zur Verfügung stand. Ein solches Spektrometer wurde im Rahmen eines BMU-Vorhabens entwickelt und bereits an einem Arbeitsplatz eingesetzt.

Als Detektoren für das tragbare Photonenspektrometer wurden hemisphärische CdTe-Detektoren mit einem Volumen von ca. 50 mm³ mit integriertem ladungsempfindlichen Vorverstärker ausgewählt. Diese Detektoren sind klein, leicht und robust genug und benötigen keine Kühlung. Ihre Empfindlichkeit und ihr Auflösungsvermögen sind für den Meßzweck ausreichend (ALT u. a., 1994, 1995). Die Impulse der ladungsempfindlichen Vorverstärker werden mit Hilfe von Vielkanalanalysatoren mit integrierten Spektroskopieverstärkern in Form von PC-Einsteckkarten weiterverarbeitet. Die Anordnung besteht aus drei übereinander angebrachten Detektoren, die jeweils von einem aus Blei und Kupfer bestehenden zylindrischen Kollimator umschlossen sind. Jeder Detektor mißt im wesentlichen die aus einem bestimmten Raumwinkelsegment einfallende Photonenstrahlung. Bild 2.1 zeigt den schematischen Aufbau des Detektorteils des Photonenspektrometers, Bild 2.2 zeigt eine Abbildung des Detektorteils in Trageposition und Bild 2.3 zeigt, wie der Detektorteil mit Haltegurten bei der Arbeit zu tragen ist.

¹⁾ Unserem geschätzten Kollegen Ernst Piesch zur Vollendung seines 65. Lebensjahres gewidmet

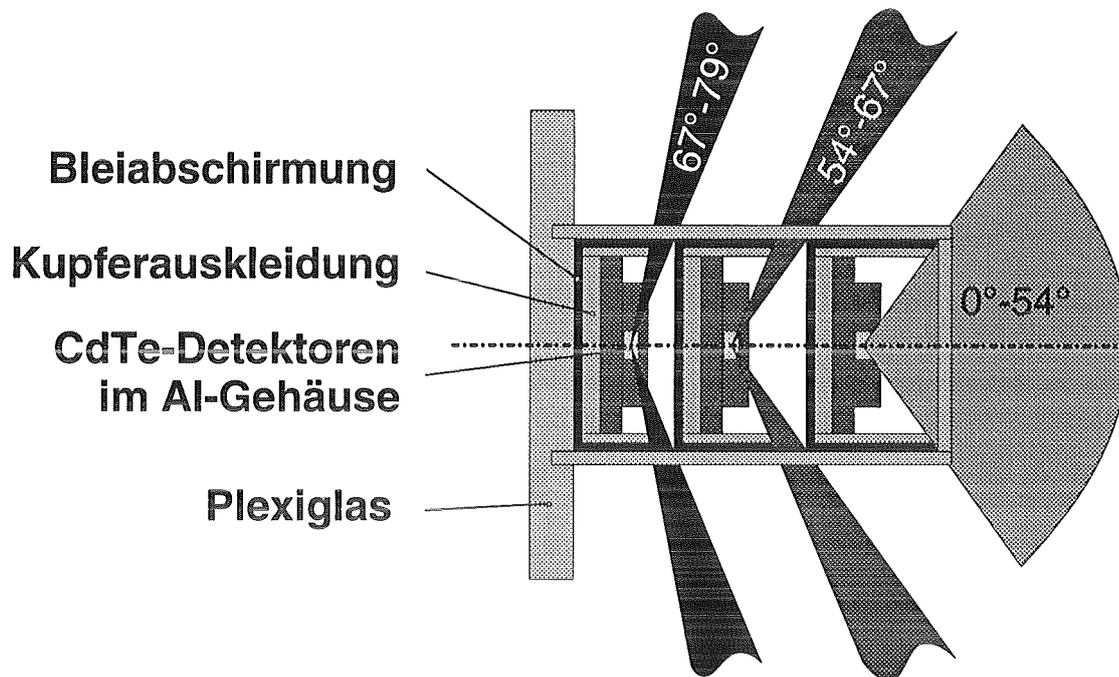


Bild 2.1 Schematischer Aufbau des Photonenspektrometers. Die Abbildung zeigt die Anordnung der CdTe-Detektoren mit den aus Blei bestehenden Kollimatoren. Diese sind zur Abschirmung der Bleifluoreszenzstrahlung mit Kupfer ausgekleidet. Das Spektrometer ist mit einer Haube aus Plexiglas abgedeckt. Die gesamte Anordnung ist zylindersymmetrisch. Die dunkelgrauen Flächen deuten die Winkelbereiche für die Spektrometrie der einzelnen Detektoren an. Das Verhältnis der Größe der Raumwinkelbereiche ist $2 (0^\circ-54^\circ) : 1 (54^\circ-67^\circ) : 1 (67^\circ-79^\circ)$.

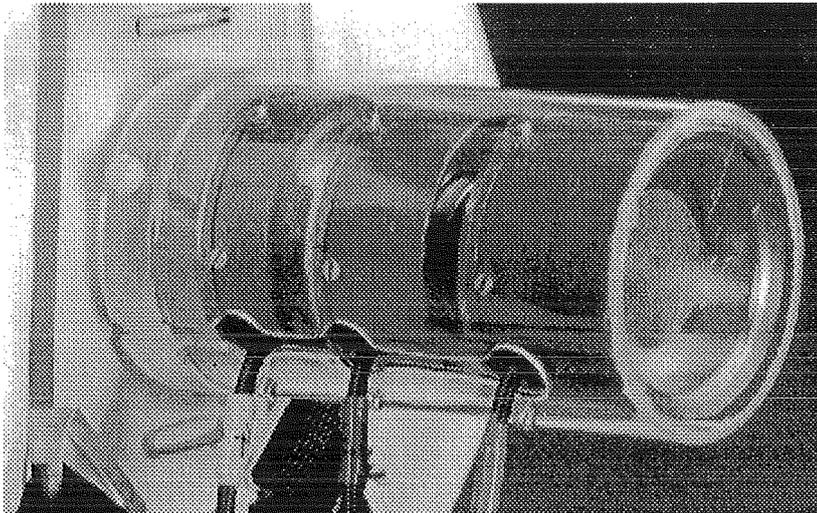


Bild 2.2 Detektorteils des Spektrometers in Trageposition



Bild 2.3 Von einer Person getragenes Spektrometer. In dem links am Gürtel getragenen kleinen Anschlußkasten befinden sich pro Detektor je ein Verstärker und ein Leitungstreiber. Von diesem Anschlußkasten aus werden alle Signale mit einem bis zu 120 m langen Kabel zu den integrierten Spektroskopieverstärkern im PC übertragen. Über dieses Kabel erfolgt auch die Spannungsversorgung der Detektoren.

In Bild 2.4 ist die gemessene Winkelabhängigkeit des Fluenzansprechvermögens bei der ISO-Strahlenqualität N-80 (ISO, 1995, Röhrenspannung 80 kV, mittlere Photonenenergie 65 keV) gezeigt. Die Winkelbereiche des Ansprechvermögens der drei Detektoren sind deutlich sichtbar, sie überschneiden sich nur geringfügig. Mit zunehmender Photonenenergie werden aufgrund der abnehmenden Absorption des Kollimatormaterials die Winkelbereiche schlechter getrennt.

Zur Bestimmung der spektralen Fluenz und der spektralen Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ aus den gemessenen Pulshöhenspektren müssen diese entfaltet werden. Die dafür notwendige Ansprechmatrix der verwendeten Detektoren wurde auf experimentellem Wege bestimmt (ALT u. a., 1994). Zum Test der Antwortmatrix und der Entfaltungsprozedur wurden auf eine Fluenz von $1 \cdot 10^8 \text{ cm}^{-2}$ normierte gemessene Pulshöhenspektren verschiedener Nuklide summiert und entfaltet. Der Vergleich der entfalteten Summenspektren mit den Referenzdaten der jeweiligen einzelnen Nuklide zeigt eine gute Übereinstimmung (Bild 2.5).

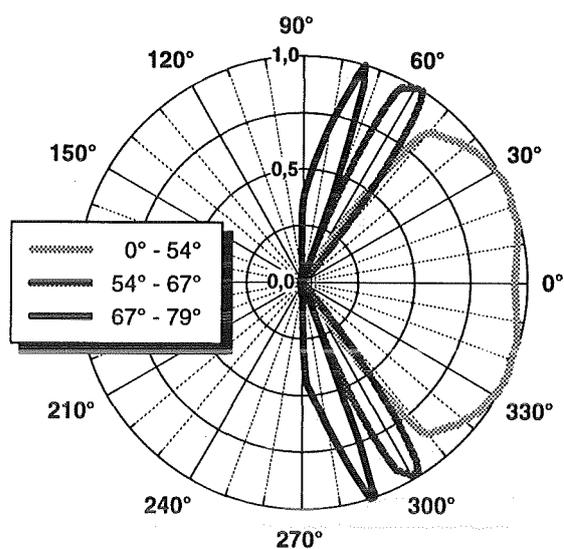


Bild 2.4 Winkelabhängigkeit des relativen Fluenzansprechvermögens des Photonenspektrometers im Winkelbereich von 0° bis 360° bei der ISO-Strahlenqualität N-80 (ISO, 1995).

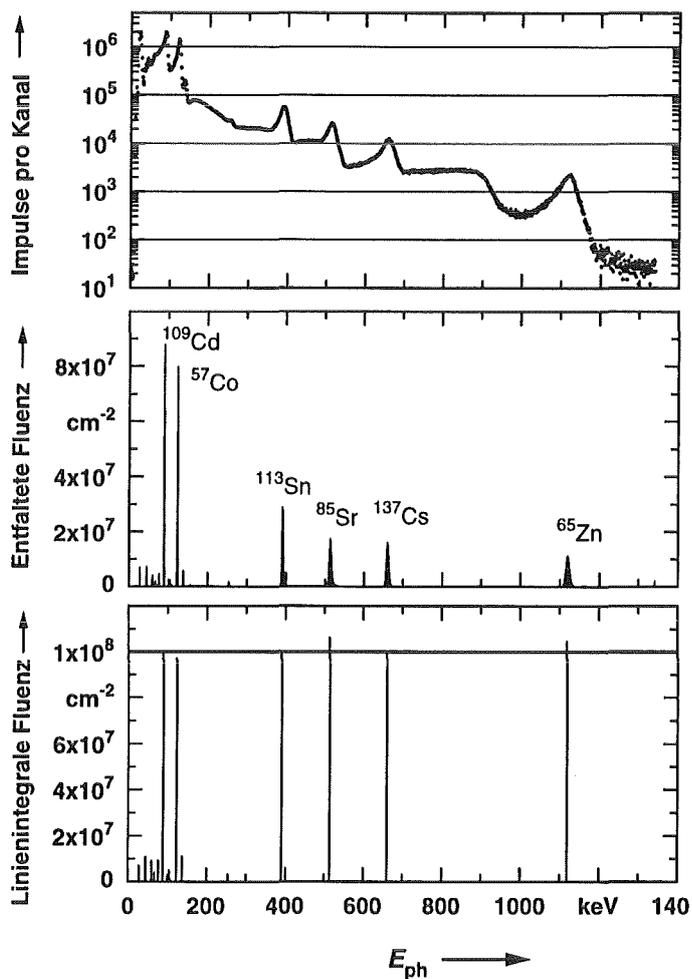


Bild 2.5 Entfaltung eines zusammengesetzten Gammaspektrums, das aus sechs gemessenen Einlinienspektren verschiedener Nuklide besteht, die jeweils auf eine Fluenz von $1 \cdot 10^8 \text{ cm}^{-2}$ pro Linie normiert wurden.

2.2 Erste Ergebnisse an einem Bauartprüfungs-Arbeitsplatz

Erste Messungen unter Praxisbedingungen wurden in der PTB während der Bauartprüfungen dreier verschiedener technischer Röntgenstrahler (Röntgenröhren mit maximalen Beschleunigungsspannungen von 160 kV, 225 kV bzw. 300 kV) durchgeführt. Bild 2.6 zeigt die bei diesen Arbeiten an einer Person ermittelten Winkelverteilungen der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$. Bei den Messungen an den Röhren bei Maximalspannungen von 225 kV und 300 kV entsprechen die Anteile der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ aus den verschiedenen Raumwinkelbereichen ungefähr den Größen der Raumwinkelbereiche und deuten auf eine im wesentlichen isotrope Winkelverteilung der Photonenstrahlung hin. Im Gegensatz dazu zeigt die Messung bei der Maximalspannung 160 kV ein deutliches Maximum im Einfallswinkelbereich von $54^\circ - 67^\circ$.

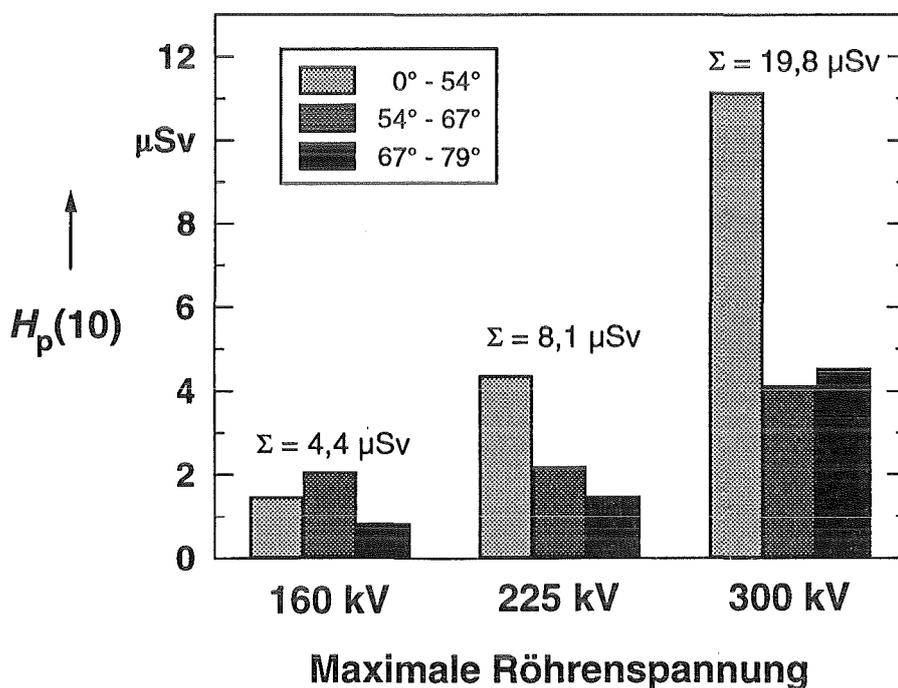


Bild 2.6 Winkelverteilung der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ während der Bauartprüfungen dreier technischer Röntgenstrahler (Röntgenröhren mit maximaler Beschleunigungsspannung von 160 kV, 225 kV bzw. 300 kV). Σ bezeichnet die für die jeweilige Bauartprüfung gemessene gesamte Tiefen-Personendosis.

Bild 2.7 zeigt die zu Bild 2.6 gehörenden, entfalteten spektralen Verteilungen der an einer Person gemessenen Tiefen-Personendosis $H_p(10)$. Während bei 160 kV-Röhrenspannung der Hauptbeitrag zur Gesamtdosis von der Durchlaßstrahlung der Abschirmhaube stammt, tragen bei 225 kV auch Streustrahlung und, insbesondere bei 300 kV, die Primärstrahlung der Röhre zur Gesamtdosis erheblich bei. Übereinstimmend zeigen die Messungen, daß der gesamte Energiebereich unterhalb der jeweils durch die Röhrenspannung bedingten Grenzenergie und alle Winkelbereiche, auch jene mit großem Einfallswinkel, signifikant zur gesamten Tiefen-Personendosis beitragen.

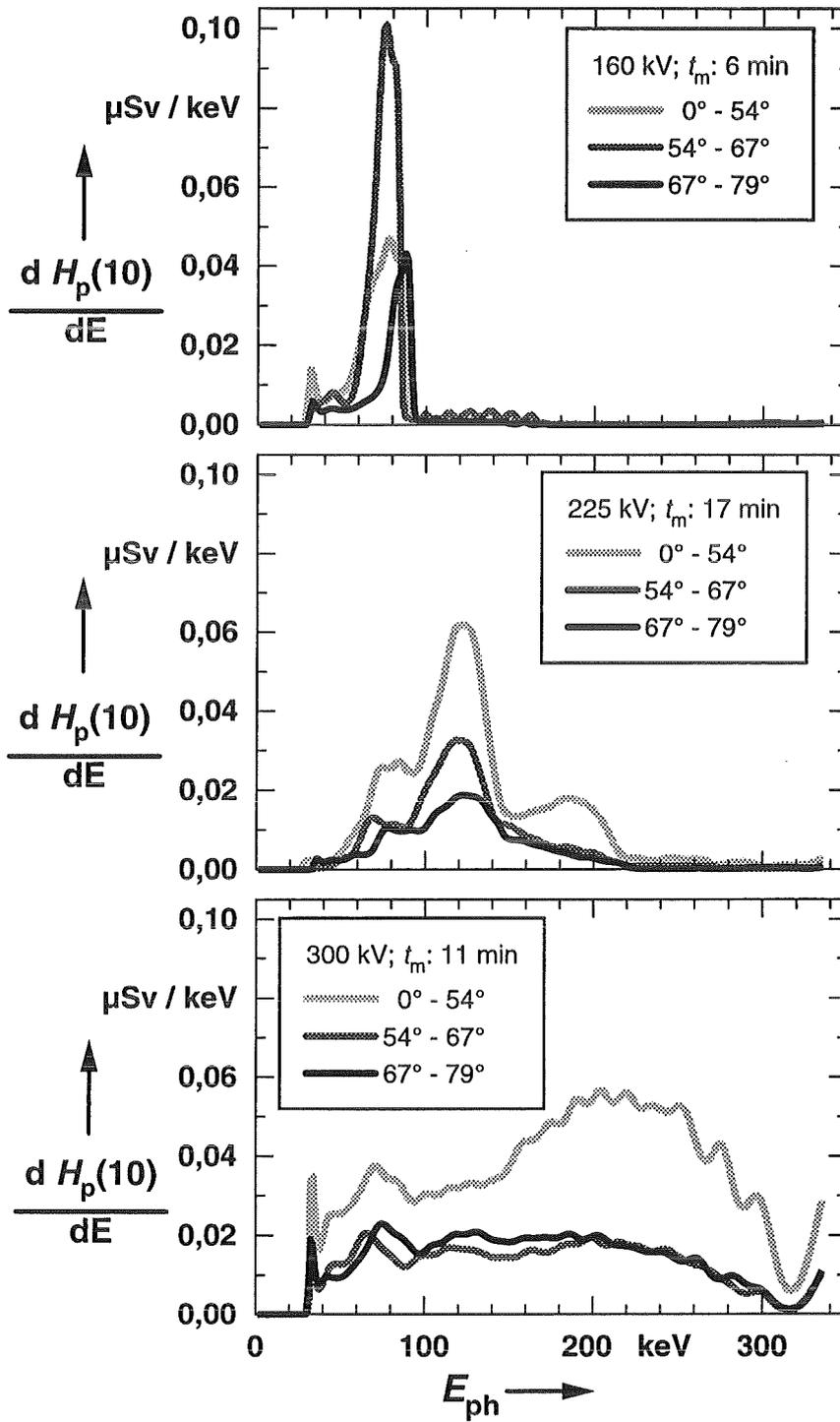


Bild 2.7 Entfaltete Energieverteilung der an einer Person gemessenen Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ während der Bauartprüfungen (Meßzeit t_m) dreier technischer Röntgenstrahler (Röntgenröhren mit maximaler Beschleunigungsspannung von 160 kV, 225 kV bzw. 300 kV). E_{ph} : Photonenergie.

3 Phosphatglasdosimetrie

3.1 Prinzip des Photolumineszenz-Dosimeters

In Bild 3.1 ist das Prinzip eines konventionellen Photolumineszenz-Dosimeters dargestellt. Der Detektor, hier ein Flachglas, wird von der Seite mit UV-Licht bestrahlt. Das durch diese Anregung an den strahlungsinduzierten Fluoreszenz-Zentren erzeugte langwelligere Fluoreszenzlicht gelangt durch ein UV-Sperrfilter und eine Sammellinse auf den Sekundärelektronenvervielfacher. Dessen Ausgangssignal wird von der Meßelektronik in den Meßwert umgewandelt. Limitierend für den Einsatz dieses Dosimeters ist der Nulleffekt, der unter anderem durch Streulicht an den Kanten des Flachglases und durch Oberflächenrauigkeiten, z. B. Schmutz oder Kratzer, hervorgerufen wird. Vor jeder Auswertung ist deshalb eine aufwendige Reinigung mit Flußsäure und Ultraschall erforderlich.

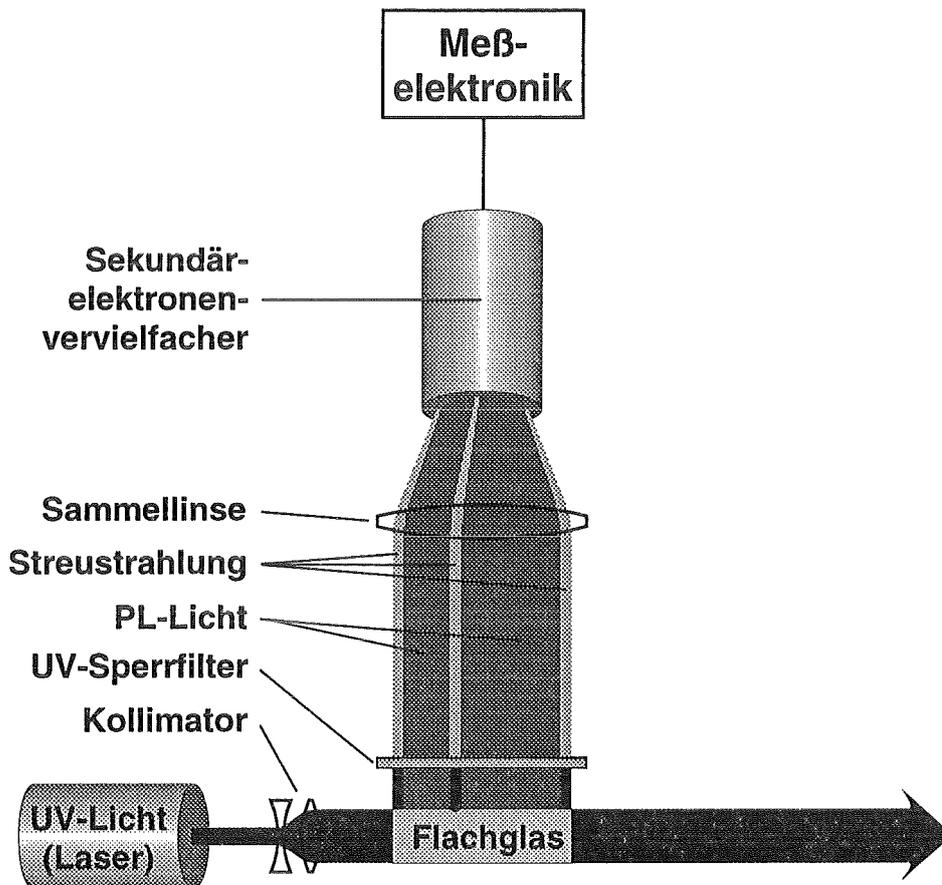


Bild 3.1 Prinzip eines konventionellen Photolumineszenz-Dosimeters

Messungen des zeitlichen Verlaufs von Fluoreszenz- und Streulicht zeigen, daß das Streulicht wesentlich schneller abklingt als das Fluoreszenzlicht. Diese Erkenntnis wird bei dem in Bild 3.2 gezeigten Laserpuls-Photolumineszenz-Dosimeter ausgenutzt. Hier erfolgt die Anregung des Flachglases durch einen 3 ns kurzen UV-Puls von einem N_2 -Laser und das Fluoreszenzlicht wird nur während eines 5 μ s langen Zeitfensters gemessen, das 2 μ s nach dem Laserimpuls beginnt. Der weitere Aufbau entspricht dem des konventionellen Dosimeters. Durch dieses Verfahren kann der Nulleffekt um mehr als eine Zehnerpotenz verringert werden und es kann auf die aufwendige Reinigungsprozedur verzichtet werden.

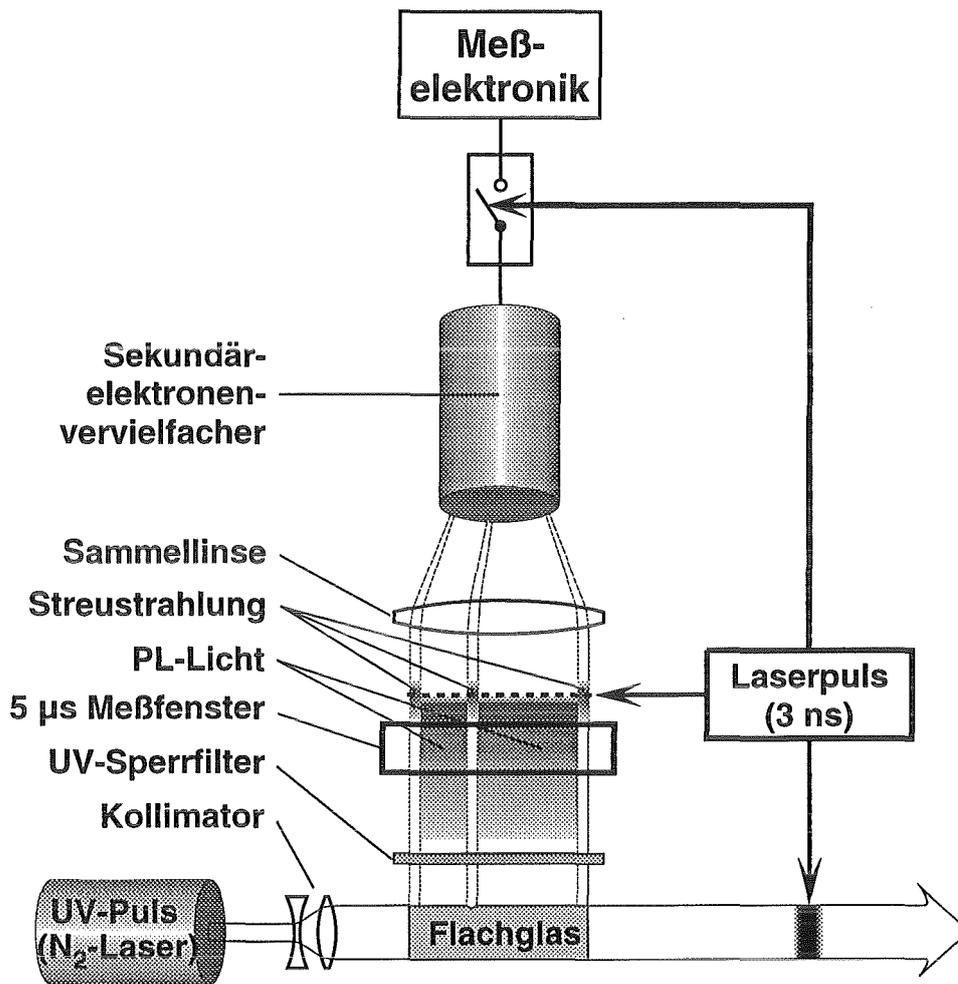


Bild 3.2 Prinzip eines Laserpuls-Photolumineszenz-Dosimeters

3.2 Bauartzugelassenes Laserpuls-Photolumineszenz-Dosimeter

Ein Laserpuls-Photolumineszenz-Dosimeter wurde in den vergangenen Jahren von der Firma Toshiba in Zusammenarbeit mit dem Forschungszentrum Karlsruhe zur Messung der neuen, phantombezogenen Meßgrößen entwickelt, von der PTB jedoch zunächst für die alte Meßgröße Photonen-Äquivalentdosis H_X zugelassen (AMBROSI u. a., 1993). Bild 3.3 zeigt dieses Dosimeter in der Ansicht und Bild 3.4 zeigt den Aufbau der Dosimetersonde. Die Dosimetersonde enthält ein Flachglas in einem lochkodierten Metallrahmen und eine allseitige Filterung aus 0,75 mm Sn mit einem umlaufenden Schlitz zur Optimierung der Energie- und Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens. Zur Ermittlung des Meßwertes wird die Photolumineszenz des gesamten Volumens des Flachglases ausgemessen, der Meßwert setzt sich dadurch wie bei einer Linearkombination von Einzelmeßwerten aus Anteilen ohne Filter und hinter dem Sn-Filter zusammen. Diese Art der Filterung könnte man als Hardware-Linearkombination bezeichnen.

Bild 3.5 zeigt das Ansprechvermögen und die zugehörige relative Standardabweichung (1σ) einer Stichprobe von Dosimetersonden. Die Dosimetersonden in der Anwendung als Ortsdosimeter werden vor jeder Messung gelöscht (regeneriert), die Daten des Ortsdosimeters zeigen deshalb den durch die Laserpuls-Technologie erreichten technischen Stand, so beträgt bei einer Dosis von 30 µSv die relative Standardabweichung nur 7 %. Die Dosimetersonden des Personendosimeters werden vor einer Messung nur dann gelöscht, wenn die akkumulierte Dosis 3 mSv überschreitet, unterhalb dieser Schwelle werden die Personendosismesswerte durch Differenzmessung ermittelt. Die relative Standardabweichung für das Personendosimeter enthält daher zusätzliche Anteile aufgrund dieser Differenzmessung und ist deshalb größer.



Bild 3.3 Laserpuls-Photolumineszenz-Dosimeter Toshiba Glass PGD/OD FGD 10&SC-1. Rechts ist das Auswertegerät mit geöffneter Schublade für die auszuwertenden Dosimetersonden zu sehen, links die Rechereinheit mit Monitor, Tastatur und Drucker.

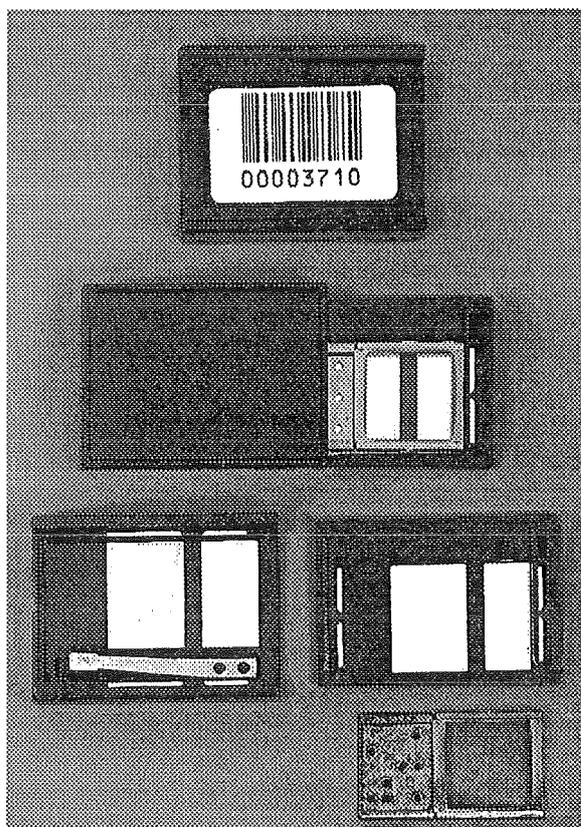


Bild 3.4 Aufbau der Dosimetersonde des Toshiba Glass PGD/OD FGD 10&SC-1 Dosimeters. Die Sonde besteht aus dem rechts unten gezeigten Flachglasdetektor mit einem lochkodierten Metallrahmen und einer zweiteiligen, schubladenförmigen Kapsel mit magnetisch entriegelbarem Verschluss

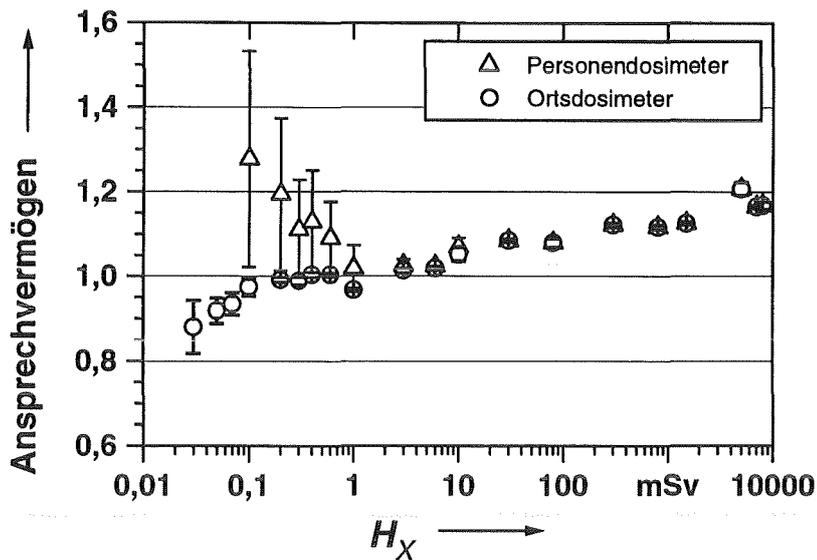


Bild 3.5 Ansprechvermögen und relative Standardabweichung einer Stichprobe von Dosimetersonden (Ergebnisse der Bauartprüfung des Dosimeters Toshiba Glass PGD/OD FGD 10&SC-1)

Bild 3.6 zeigt die bei der Bauartprüfung des Personalendosimeters ermittelte Energie- und Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich H_x . Der Abfall unterhalb von etwa 40 keV zu kleineren Energien hin ist durch die Optimierung des Dosimeters bezüglich der neuen phantombezogenen Meßgrößen bedingt.

Bild 3.7 zeigt die bei der Prüfung nach dem Entwurf der PTB-Anforderungen PTB-A 23.6 (PTB, 1995) ermittelte Energie- und Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich $H_p(10)$. Obwohl die Dosimetersonde zu einer Zeit entwickelt wurde, zu der als Phantom für die Prüfung die ICRU-Kugel vorgesehen war, sind die Ergebnisse für das jetzt verwendete ISO-Wasser-Quaderphantom vorzüglich. Nach dem Entwurf der PTB-Anforderungen wäre eine Zulassung im Energiebereich von 10 keV bis 1500 keV und im Winkelbereich von 0° bis 60° möglich.

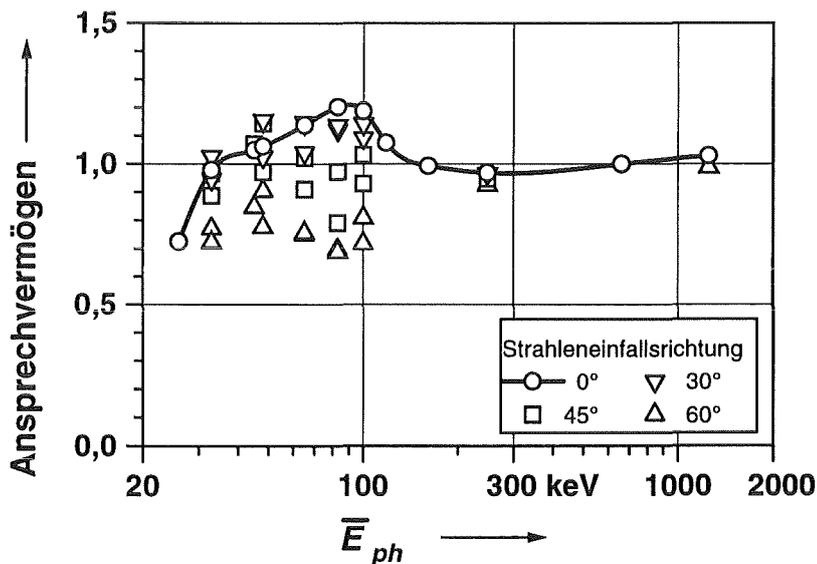


Bild 3.6 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich H_x (Ergebnisse der Bauartprüfung des Dosimeters Toshiba Glass PGD/OD FGD 10&SC-1)

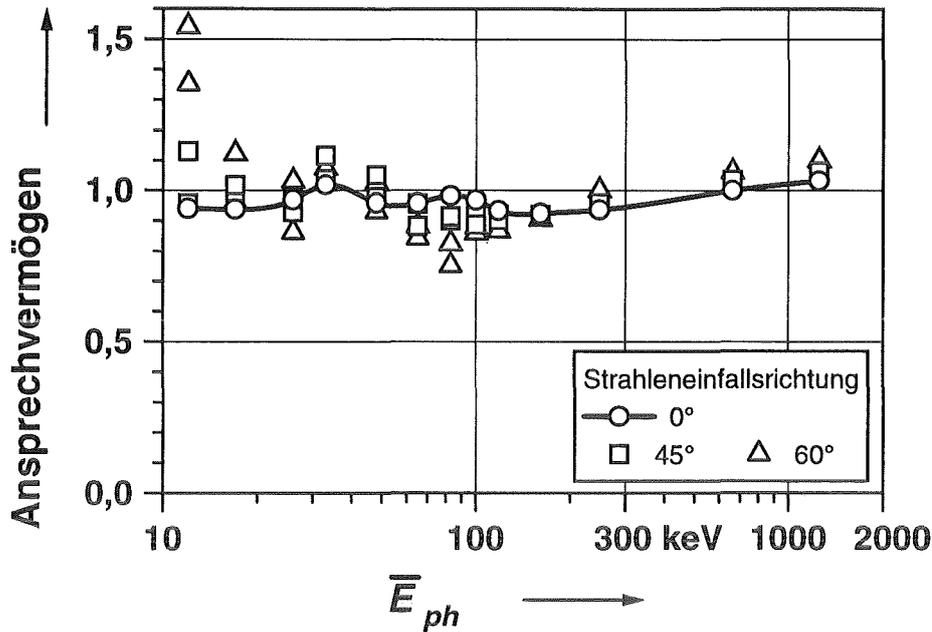


Bild 3.7 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich $H_p(10)$ (Ergebnisse der Prüfung des Dosimeters Toshiba Glass PGD/OD FGD 10&SC-1 nach dem Entwurf der PTB-Anforderungen PTB-A 23.6)

4 Laser-Scanning Thermolumineszenz-Dosimetrie

4.1 Auswerteprinzip

Bei der Auswertung von TL-Dosimetersonden ist die Aufheizung der Detektoren von großer Bedeutung. Neben der Aufheizung durch thermischen Kontakt mit einem Heizer sind verschiedene kontaktlose Verfahren in der Anwendung. In industriell gefertigten Geräten geschieht die Aufheizung z. B. durch einen heißen Stickstoff-Gasstrom, durch die Infrarotstrahlung einer Halogenlampe oder neuerdings durch Infrarot-Laser. Vorteil der Aufheizung durch einen Laser ist zum einen die sehr schnelle Aufheizung, die das Signal-Rauschverhältnis verbessert, und zum anderen die Möglichkeit, den Laserstrahl auf einen kleinen Bereich zu fokussieren. Weiterhin wird durch die spektrale Reinheit des Laserlichts eine gute Trennung zwischen Anregungslicht und TL-Licht ermöglicht. In Bild 4.1 wird das Auswerteprinzip eines Laser-Scanning TL-Dosimeters dargestellt.

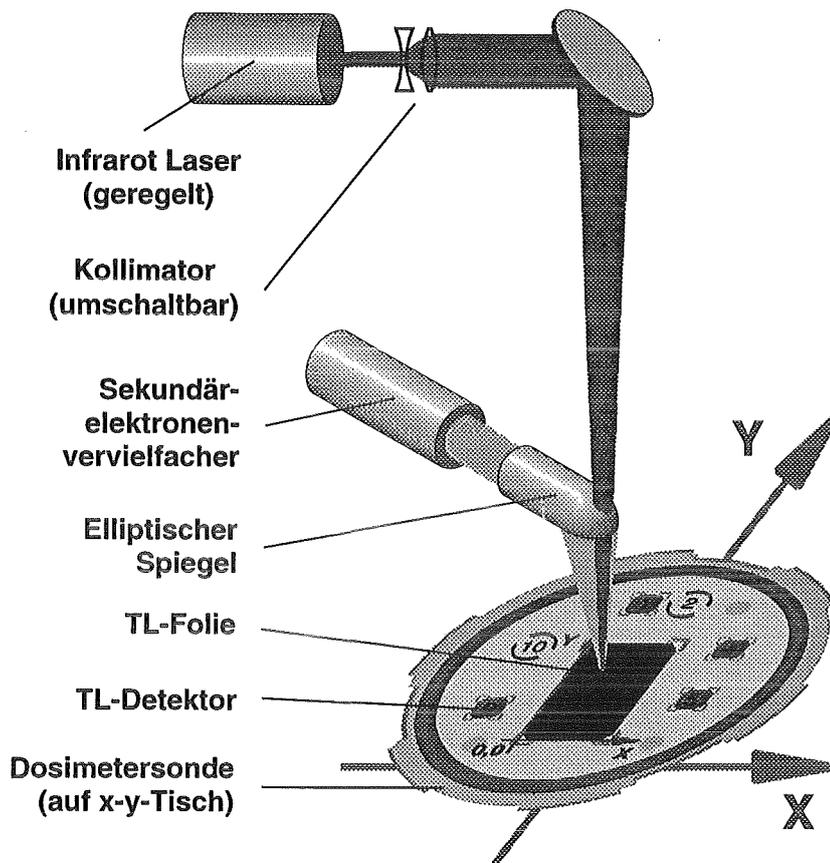


Bild 4.1 Prinzip eines bildgebenden Laser-TLD-Auswertegerätes. Die Anregung der Thermolumineszenz (TL) erfolgt durch einen Infrarot-Laser. Durch Bewegung der Dosimetersonde in x-y-Richtung werden die einzelnen Detektoren und Meßpunkte der TL-Folie in den Laserstrahl gebracht. Die Änderung des Laser-Strahldurchmessers zwischen der Auslesung der Einzeldetektoren und dem Scannen der Folie erfolgt automatisch durch einen umschaltbaren Kollimator. Die Regenerierung der Folie wird ebenfalls im Gerät durchgeführt. Das System wurde von der Firma International Sensor Technology Inc. entwickelt und für den Einsatz in einem Forschungsvorhaben des BMU erheblich modifiziert.

4.2 Bildgebendes Laser-Scanning TL-Dosimeter

Im Rahmen eines Forschungsvorhabens des BMU wird für die TL-Personendosimetrie die Entwicklung eines Dosimeters angestrebt, das es einerseits ermöglichen soll, die Personendosis ohne Vorkenntnis der Expositionsbedingungen hinreichend genau zu bestimmen, andererseits aber auch zusätzliche Informationen über die Bestrahlungsumstände zu ermitteln. Hierzu wurde ein vom amerikanischen Hersteller International Sensor Technology Inc. (IST) zur Auswertung von Einzeldetektoren entwickeltes Laser-TLD-System modifiziert. Das Auswertegerät wurde mit einem in seinen optischen Komponenten verbesserten neuen Meßkopf ausgestattet. Durch diesen wird eine gegenüber dem Standardmeßkopf vergrößerte Flächendichte der Meßpunkte (Auflösung) beim Abscannen von TL-Folien und ein wesentlich höheres Ansprechvermögen erreicht. Zur Optimierung des so modifizierten Gerätes können die Auflösung und die Laserleistung für alle Betriebsarten vom Benutzer verändert werden. Bild 4.2 zeigt das modifizierte Auswertegerät und Bild 4.3 und 4.4 die modifizierte Dosimetersonde. Diese besteht aus einer Kassette mit 3,5 mm x 3,5 mm großen $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$ Einzeldetektoren (siehe Bild 4.5) hinter Filtern aus 1,17 mm bzw. 3,30 mm Plastik („dünn“ und „dick“), 1,40 mm Zinn und 0,25 mm Edelstahl und einer 11 mm x 18 mm großen $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$ Folie. Zur Bestimmung der Expositionsbedingungen wird die in der Kassette hinter Filtern bestrahlte TL-Folie im Auswertegerät gescannt und auf diese Weise - ähnlich wie beim Dosisfilm - ein Bild erzeugt. Die unterschiedlich dicken Plastikfilter ermöglichen das Erkennen einer gegebenenfalls vorliegenden Beta-Exposition.

Die durchgeführten Untersuchungen mit der Sonde zeigen, daß sie den PTB-Anforderungen an die Bauart von Personendosimetern bezüglich der Winkel- und Energieabhängigkeit genügen kann, wenn die Dosis durch eine optimierte Linearkombination der Einzelmesswerte bestimmt wird. Bild 4.6 zeigt das Ansprechvermögen des Dosimeters bezüglich der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ in Abhängigkeit von der mittleren Photonenergie \bar{E}_{ph} . Dabei wurde der Meßwert für diese Sonde mit Hilfe der in der Bildunterschrift angegebenen Linearkombination ermittelt. Diese bezieht nur die drei Meßwerte der Einzeldetektoren hinter dem dicken Plastik- (m_{Plat}), dem Zinn- (m_{Sn}) und dem Edelstahlfilter (m_{Stahl}) in die Dosisbestimmung ein. Die maximale Abweichung vom Sollwert des Ansprechvermögens beträgt weniger als $\pm 26\%$ in dem Energiebereich von 17 keV bis 1250 keV und dem Winkelbereich 0° bis 60° (gestrichelte Linien in Bild 4.6).

Als Zusatzinformation zur Personendosis ist eine Abschätzung der mittleren Photonenergie aus dem Verhältnis m_{Plat} / m_{Sn} der Einzelmesswerte möglich (Bild 4.7).

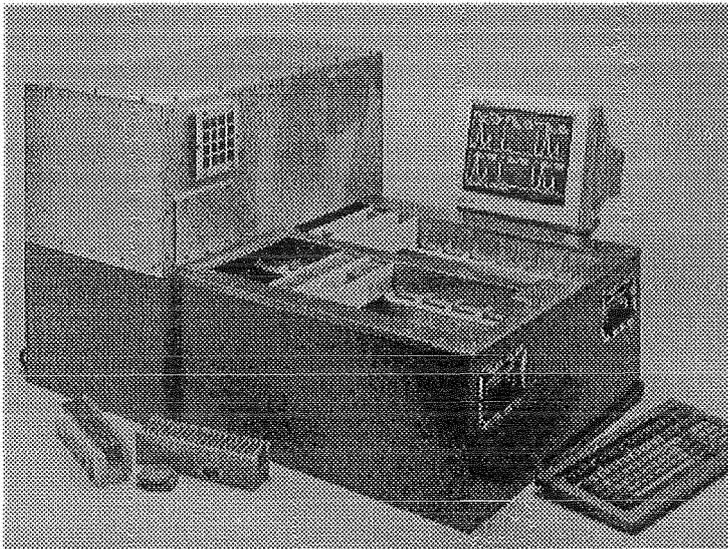


Bild 4.2 Modifiziertes IST-Auswertegerät mit Infrarotlaser. Der vordere Teil enthält einen automatischen Dosimetersondenwechsler (nach IST PRODUKTINFORMATION, 1995).



Bild 4.3 Modifizierte IST-Dosimetersonden, die mit dem Auswertegerät von Bild 4.2 ausgewertet werden. Von der schräg liegenden Dosimetersonde ist die Rückseite zu sehen. In deren Mitte ist ein Datenspeicher zu sehen, ähnlich wie bei einer Telefonkarte, der alle Kalibrierdaten wie z. B. individuelle Kalibrierfaktoren für diese Dosimetersonde enthält. Dadurch kann jede Sonde in verschiedenen Auswertegeräten ausgewertet werden (nach IST PRODUKTINFORMATION, 1995).

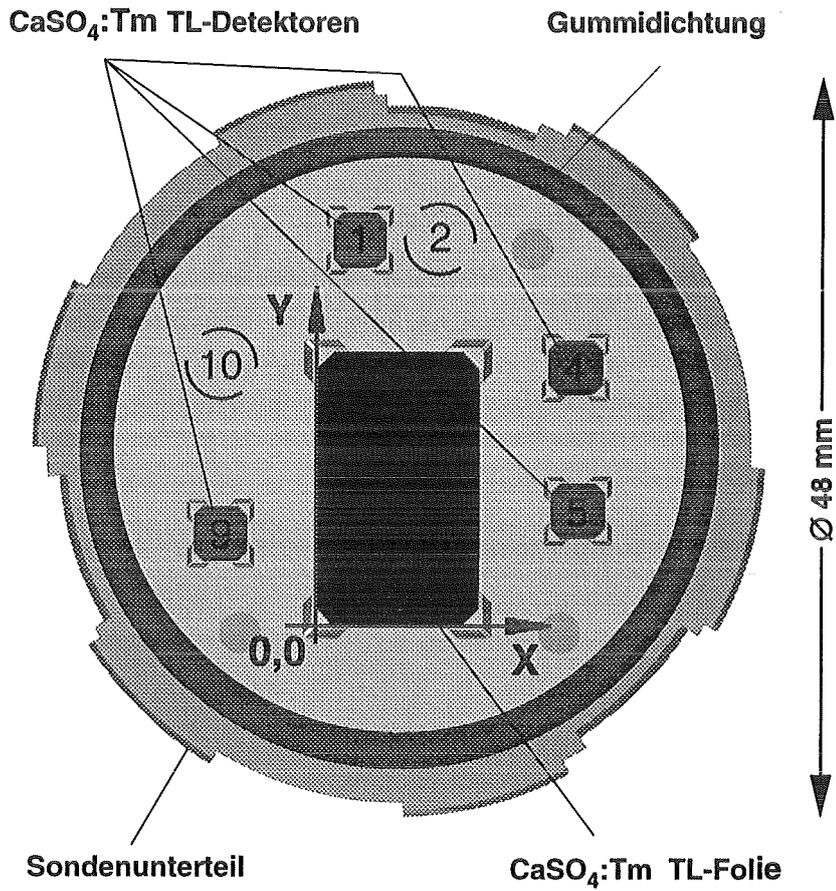


Bild 4.4 Innerer Aufbau der modifizierten IST-Dosimetersonde (nach Bräunlich, 1994)

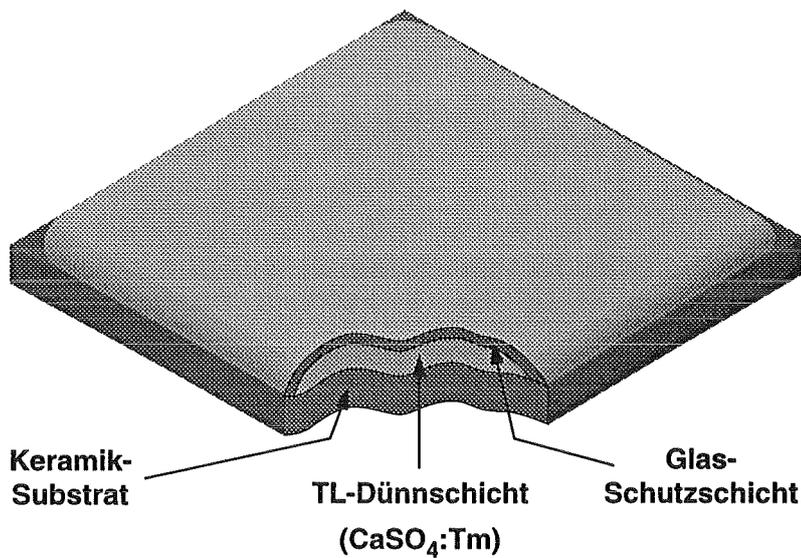


Bild 4.5 Aufbau eines glasüberzogenen Dünnschicht-TL-Detektors auf Keramik-Substrat (nach Hoffman et al., 1992)

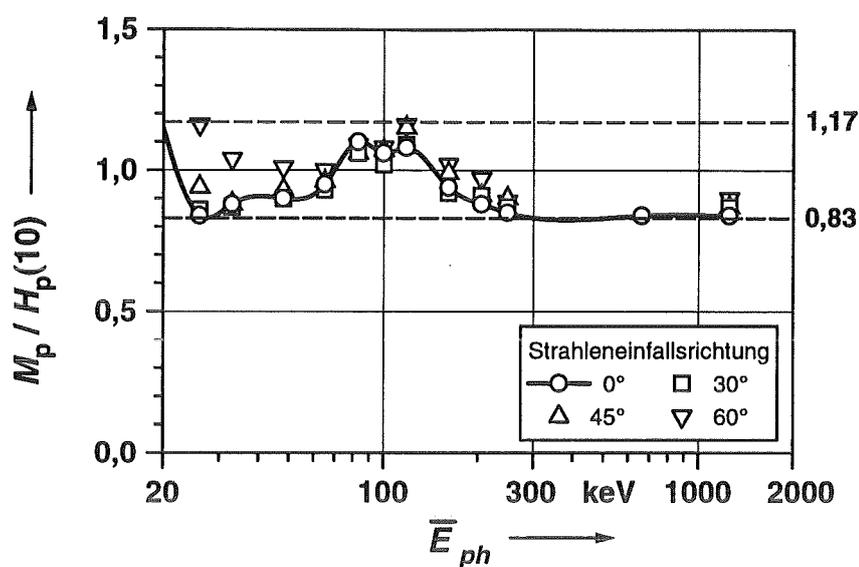


Bild 4.6 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich $H_p(10)$. Die Meßwerte wurden mit der Linearkombination $M_p = 0,039 m_{\text{Pla}} + 0,647 m_{\text{Sn}} + 0,138 m_{\text{Stahl}}$ ermittelt. \bar{E}_{ph} ist die mittlere Photonenenergie der verwendeten Strahlung (hart gefilterte Röntgenstrahlung der ISO-N-Serie und Gammastrahlung der Radioisotope ^{137}Cs und ^{60}Co). Die Bestrahlungen wurden auf einem ISO-Wasser-Quaderphantom durchgeführt.

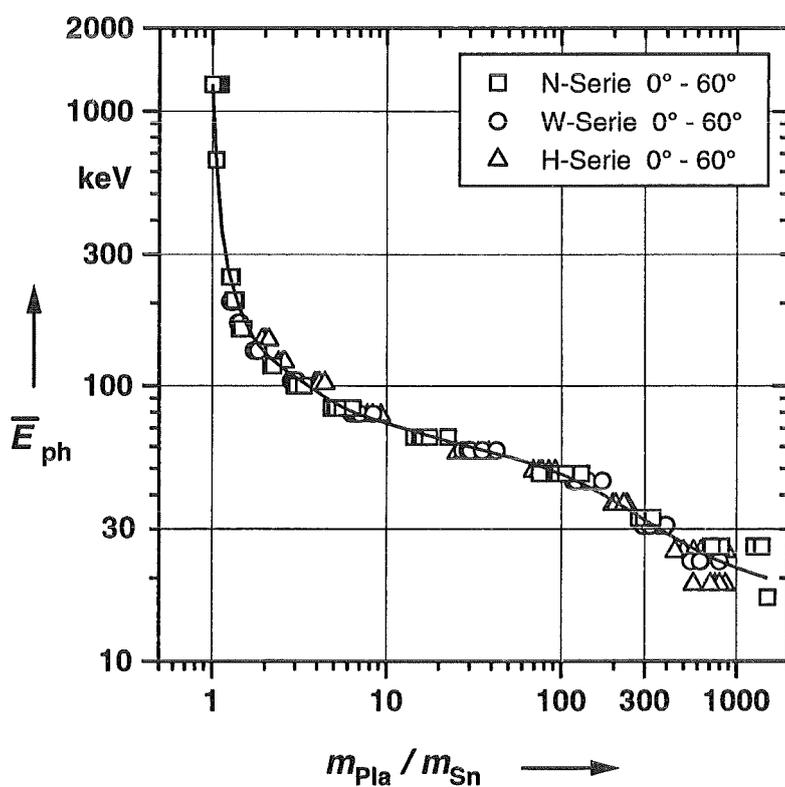


Bild 4.7 Abschätzung der mittleren Photonenenergie \bar{E}_{ph} aus dem Verhältnis $m_{\text{Pla}} / m_{\text{Sn}}$ der Einzelmeßwerte für die ISO-Strahlenqualitäten der N-, W- und H-Serie (ISO, 1995).

Zur Feststellung einer weiteren Zusatzinformation zur Dosis, nämlich der Strahleneinfallrichtung, wird die Folie mit dem Laser hochauflösend (0,3 mm in jeder Richtung) abgescannt. Dieser automatische Vorgang sollte wegen der dafür erforderlichen Zeit auf die Fälle begrenzt werden, bei denen durch die Auswertung der Einzeldetektoren ein vorzugebender Meßwert überschritten wird. Um die Richtungsanalyse zu ermöglichen, befindet sich oberhalb und unterhalb der Folienebene - wie beim Filmdosimeter - jeweils ein Metallstift zur Erzeugung eines Schattens, siehe Bild 4.8. Das Schattenbild nach dem Scannen der Folie ist kreisförmig oder elliptisch je nach paralleler bzw. schräger Einstrahlung zur Längsachse des Metallstiftes (Bild 4.9). Da die Schattenstifte in der Vorder- und Rückseite der Kassette seitlich zueinander versetzt angebracht sind, ist aufgrund des Schattenbildes erkennbar, ob die Bestrahlung der Sonde von vorne oder von hinten erfolgte. Bei CaSO_4 -Folien beträgt die untere Dosisgrenze für eine Richtungsanalyse ca. 0,2 mSv nach einer Bestrahlung mit Röntgenspektren der N-, W- und H-Serien nach ISO 4037-3 (ISO, 1995) von 30 kV bis 300 kV Röhrenspannung.

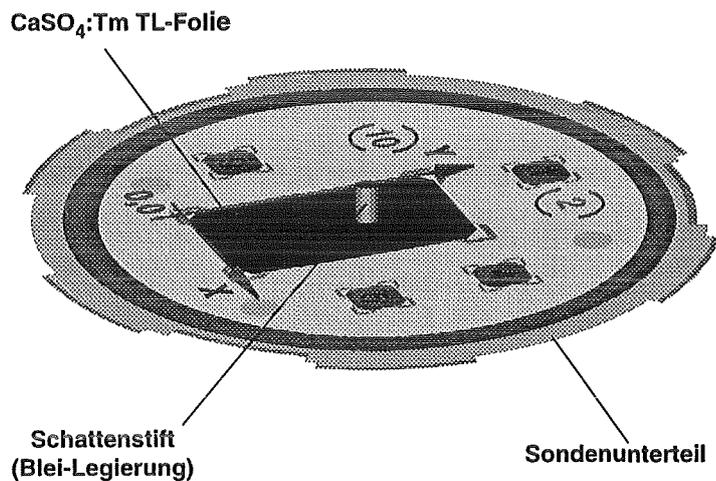


Bild 4.8 Schattenstift zur Richtungserkennung

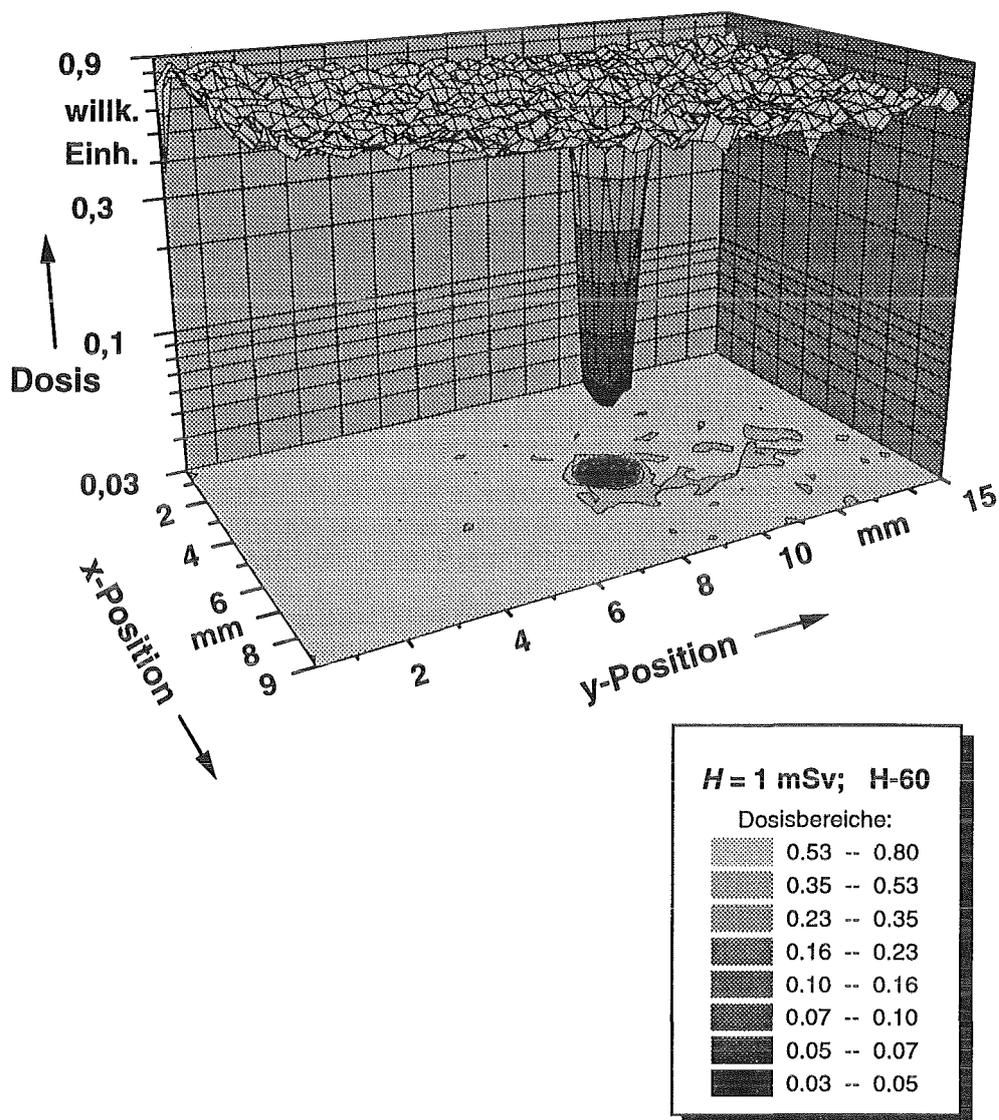


Bild 4.9 TL-Bild des Schattenstifts bei Strahleneinfall in Stiftachse. TL-Verteilung („Mapping“) einer CaSO_4 -Folie nach Exposition mit 1 mSv der ISO-Strahlenqualität H-60 (Röhrenspannung 60 kV, mittlere Photonenenergie 37,3 keV) bei Strahleneinfall in Stiftachse. Über dem Mittelpunkt der Folienoberfläche befindet sich senkrecht dazu ein Metallstift (\varnothing : 1,5 mm, Länge: 3 mm) in der Dosimeterkassette zum Nachweis verschiedener Einfallswinkel der Strahlung relativ zu diesem Stift.

5 Gekühlte, optisch stimulierte Thermolumineszenz-Dosimetrie

5.1 Prinzip

Die einzelnen Verfahrensschritte der gekühlten, optisch stimulierten Thermolumineszenzdosimetrie (COSL) zeigt das Bild 5.1. Durch das Bestrahlen der gekühlten Detektoren mit ultraviolettem oder blauem Laserlicht findet für geladene Teilchen eine Umbesetzung von höherenergetischen zu niederenergetischen Niveaus unterhalb der Raumtemperatur statt. Beim Erwärmen der Detektoren auf Raumtemperatur entsteht Lumineszenzlicht, das zur Dosimetrie benutzt wird. Bei diesen niedrigen Temperaturen hat diese Lumineszenz einen erheblich höheren Wirkungsgrad als bei den üblicherweise verwendeten Temperaturen im Bereich um 200 °C. Bild 5.2 zeigt das Prinzip eines Auswertegerätes nach dem Verfahren der COSL, zusätzlich ist durch die Scan Optik in Verbindung mit dem Laser die Möglichkeit der Bilderzeugung gegeben.

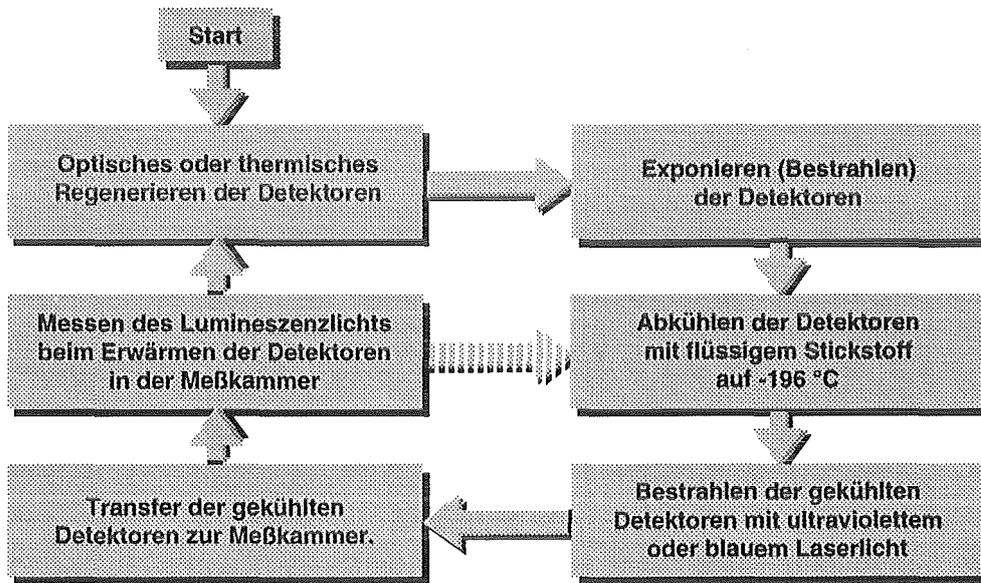


Bild 5.1 Prozeßschritte für die gekühlte optisch stimulierte Lumineszenz (COSL) (nach Yoder, 1995). Ist eine Wiederholungsmessung, z. B. zur Bestätigung eines hohen Meßwertes, wünschenswert, kann dies gemäß dem gestrichelten Pfeil erfolgen.

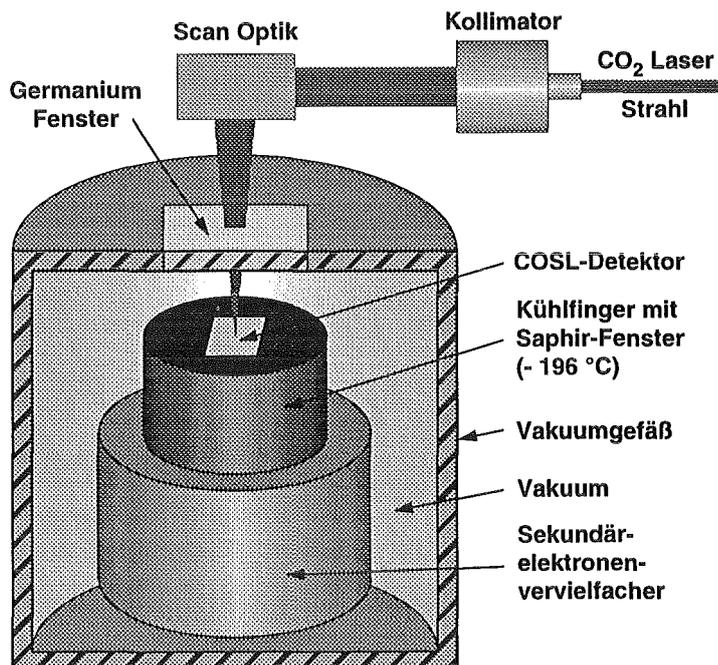


Bild 5.2 Prinzip eines Laser-Scanning Auswertegerätes für COSL-Detektoren (nach Eschbach und Miller, 1993)

Ein vielversprechendes Material für die COSL ist $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. In Bild 5.3 ist die Glowkurve von einkristallinem $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ und zum Vergleich von üblichem $\text{LiF}:\text{Ti},\text{Mg}$ angegeben, wie sie nach Bestrahlen der gekühlten Detektoren entsteht. Die Empfindlichkeit von einkristallinem $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ist nach Akselrod u.a., (1993 und 1990a,b) etwa 40mal so groß wie diejenige von üblichem $\text{LiF}:\text{Ti},\text{Mg}$. Wird bei Raumtemperatur bestrahlt, so wird der Tieftemperaturpeak sofort durch die thermische Energie gelöscht, die Dosisinformation wird nur in dem 170 °C Peak gespeichert. Durch das Bestrahlen der gekühlten Detektoren mit kurzwelligem Licht werden Besetzungszustände von dem 170 °C Peak in den -20 °C Peak transferiert. Ist die Lichtenergie beim Bestrahlen gering, so wird nur ein kleiner Teil aller Besetzungszustände von dem 170 °C Peak in den -20 °C Peak transferiert und die Messung ist wiederholbar. Aufgrund des höheren Wirkungsgrades der Thermolumineszenz bei -20 °C gegenüber 170 °C reicht diese kleinere Besetzungsdichte dennoch für die Dosimetrie aus; dies wird im nächsten Kapitel gezeigt.

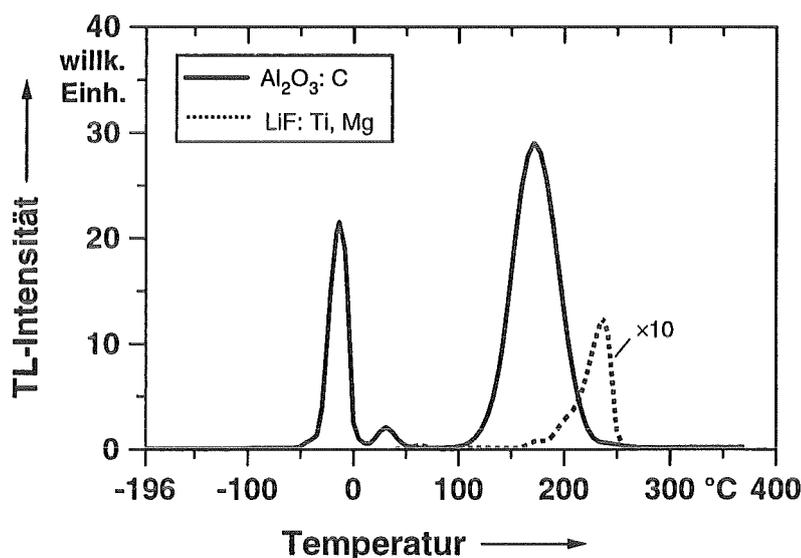


Bild 5.3 Glowkurven von einkristallinem $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ und zum Vergleich von üblichem $\text{LiF}:\text{Ti},\text{Mg}$ (nach AKSELROD u.a., 1993 und 1990a,b)

5.2 COSL-Dosimeter

In einem gemeinsamen Projekt von Battelle und Landauer, Inc., wird ein COSL-Dosimeter für die Routine-Personendosimetrie entwickelt. Als Detektoren wird eine Mischung von 15 % $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ in einer Polymermatrix (z. B. Plexiglas, PMMA) vorgeschlagen (MILLER UND YODER, 1995). Die Abmessungen der Detektoren betragen $37,4 \text{ mm} \times 18,2 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$ und die Korngröße des Detektormaterials liegt zwischen $50 \mu\text{m}$ und $60 \mu\text{m}$. In Bild 5.4 ist die Abhängigkeit der TL-Intensität von der Wellenlänge des Lichts zum Transfer der Besetzungsniveaus angegeben, als optimal zeigt sich die Wellenlänge eines HeCd-Lasers (442 nm). Bild 5.5 zeigt das Ansprechvermögen und die relative Standardabweichung für diese Detektoren. Im Dosisbereich oberhalb von etwa $5 \mu\text{Sv}$ würden die PTB-Anforderungen PTB-A 23.6 (PTB, 1995) bezüglich Linearität und Variationskoeffizient eingehalten werden. In Bild 5.6 ist die Möglichkeit von Wiederholungsmessungen dargestellt. Bei den gewählten Parametern ist eine Wiederholungsmessung mit etwa 80 % des Ansprechvermögens möglich. Das ungefilterte Detektormaterial zeigt bei einer mittleren Photonenergie von etwa 35 keV ein um den Faktor 3 erhöhtes Ansprechvermögen, siehe Bild 5.7. Durch die Verwendung einer einfachen Dosimetersonde mit zwei Filtern, einem Kupfer- und einem Plastikfilter, ist für die Bestrahlung in Vorzugsrichtung eine Variation des Ansprechvermögens bezüglich $H_p(10)$ zwischen etwa 0,65 und 1,25 im Energiebereich von 9 keV bis 1250 keV erreichbar (AKSELROD u.a., 1990a,b und 1993). Die Möglichkeiten zur bildhaften Abbildung mit diesen Detektoren zeigt Bild 5.8. Nach MILLER UND YODER (1995) ist die Auflösung in der Zwischenzeit erheblich verbessert worden, es wird jetzt eine Auflösung von 5 Linienpaaren pro Millimeter erreicht.

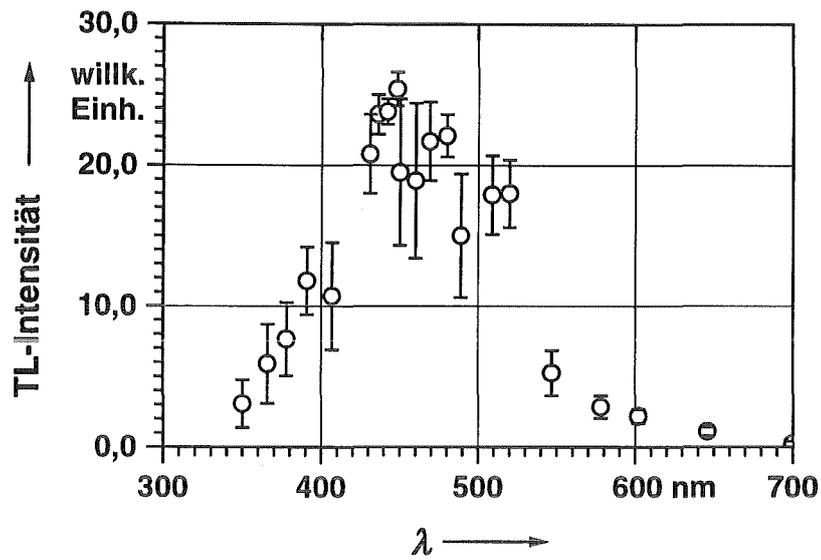


Bild 5.4 Ansprechvermögen von $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ als Funktion der Wellenlänge des Lichts zum Transfer der Besetzungsniveaus (nach Yoder, 1995)

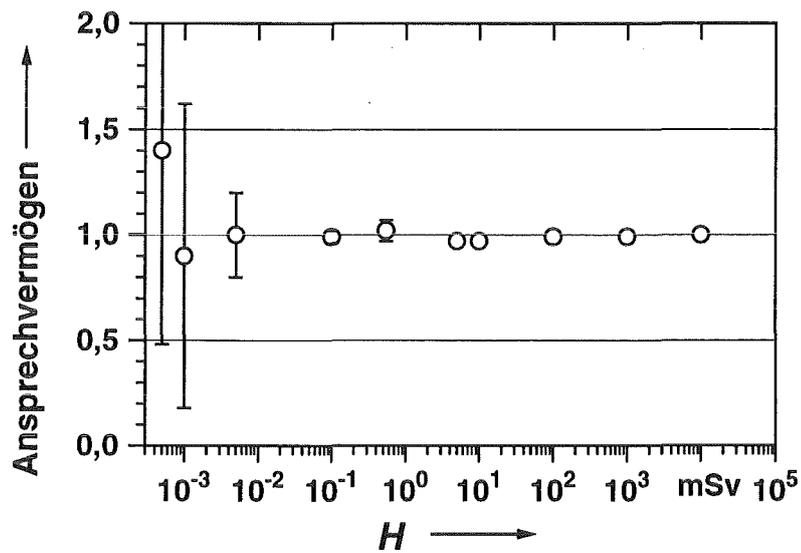


Bild 5.5 Ansprechvermögen und relative Standardabweichung für $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{PMMA}$ -Detektoren (nach MILLER UND YODER, 1995)

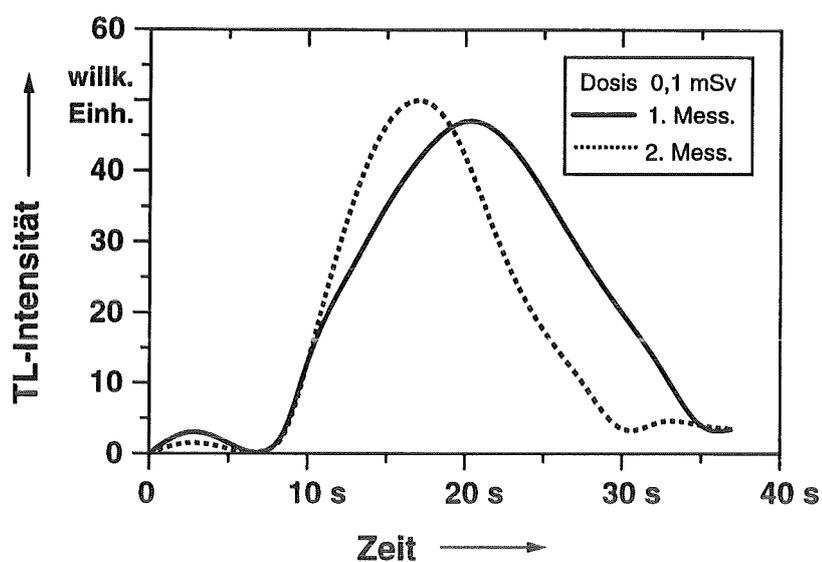


Bild 5.6 Geglättete Glowkurve bei der Wiederholungsmessung eines $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}/\text{PMMA}$ -Detektors (nach Yoder, 1995)

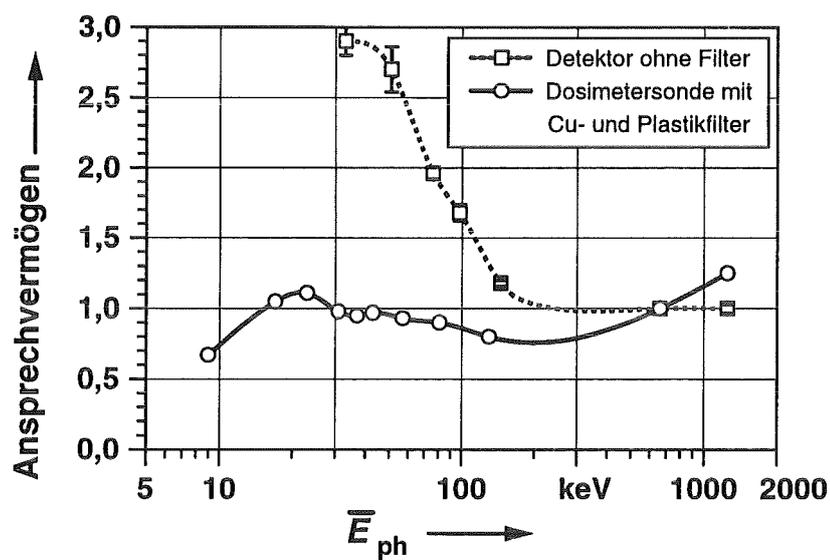


Bild 5.7 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich $H_p(10)$ für $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ (TLD-500K) Detektoren (nach Akselrod u.a., 1990a,b und 1993)

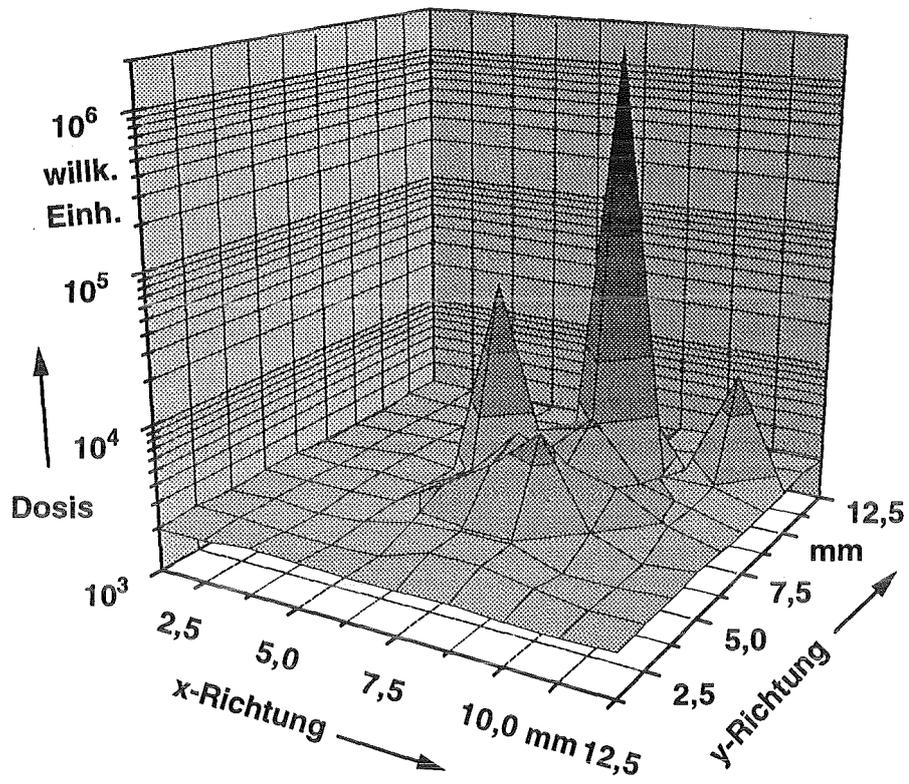


Bild 5.8 COSL-Bild eines ^{60}Co „heißen Teilchens“ (203 kBq, $\varnothing = 50 \mu\text{m}$) (nach Eschbach und Miller, 1993)

6 Die Gleitschattenmethode und ihre Anwendung in der Dosimetrie

6.1 Prinzip der Gleitschattenmethode

Die Gleitschattenmethode ermöglicht eine Optimierung des Ansprechvermögens von Dosimetern für Strahlung aus verschiedenen Einfallsrichtungen. Bild 6.1 zeigt das Prinzip der Gleitschattenmethode (AMBROSI u.a., 1994). Wesentlich für die Funktion ist, daß das Gleitschattenfilter und der Detektor kreisförmig und von annähernd gleichem Durchmesser sind und daß das Gleitschattenfilter in einem Abstand d oberhalb des Detektors angebracht ist. Bei senkrechtem Strahleneinfall (Bild 6.1 oben links) beschattet das Filter dann den Detektor vollständig. Mit schräger werdendem Strahleneinfall (Bild 6.1 Mitte und oben rechts) gleitet der Schatten über den Detektor und bedeckt ihn immer weniger. Ein konventionelles Filter ist im Gegensatz zum Gleitschattenfilter viel größer als der Detektor und möglichst dicht über ihm angebracht. Es bietet sich nun an, beide Filtermethoden, wie in Bild 6.2 gezeigt, miteinander zu kombinieren. Bei senkrechtem Strahleneinfall wirken beide Filter in gleicher Weise als Absorber. Mit schräger werdendem Strahleneinfall wird beim konventionellen Filter die Absorption durch den längeren Strahlenweg im Filter stärker, dies wird jedoch durch das Gleitschattenfilter kompensiert, da dieses nur noch für einen Teil der Detektorfläche wirksam wird. Wie diese Kompensation genau erfolgt, hängt von den Materialien, den Abmessungen und den Abständen der Filter ab. Durch die Kombination von konventionellem Filter und Gleitschattenfilter ergibt sich die Möglichkeit, das Ansprechvermögen der Kombination aus Filtern und Detektor unabhängig voneinander für senkrechten Strahleneinfall (0°) und schrägen Strahleneinfall unter einem gewählten Winkel, z. B. 60° , zu optimieren. Bild 6.3 zeigt die Dosisverteilungen eines solchen Kombinationsfilters in der Detektorebene bei senkrechtem und schrägem Strahleneinfall. Deutlich ist zu sehen, daß der Detektor bei schrägem Strahleneinfall über Bereiche mit verschiedener Dosis pro Fläche mittelt, und daß deshalb die Größe des Detektors nicht verändert werden darf.

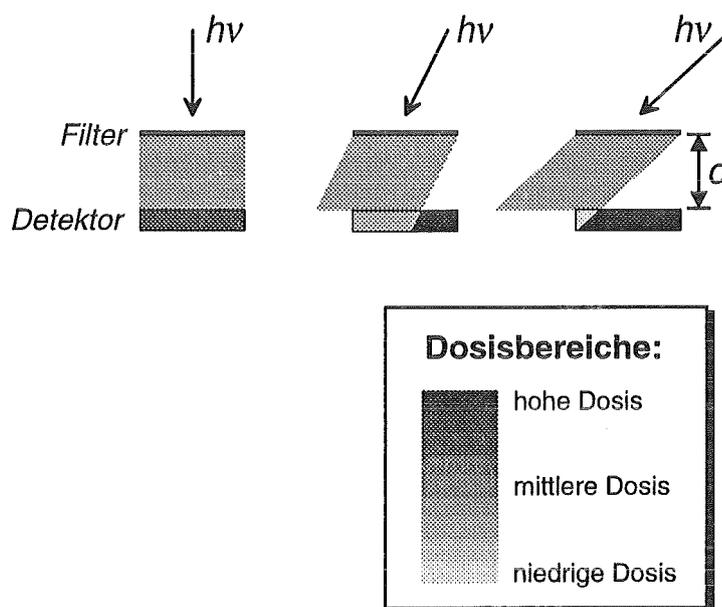


Bild 6.1 Prinzip der Gleitschattenmethode. Mit zunehmend schrägem Einfallswinkel gleitet der Filterschatten, abhängig vom Abstand d zwischen Filter und Detektor, über den Detektor und bedeckt ihn immer weniger.

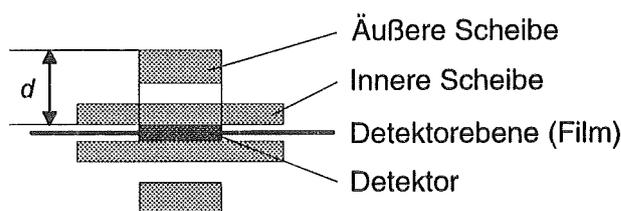


Bild 6.2 Kombination eines Gleitschattenfilters mit einem konventionellen Filter

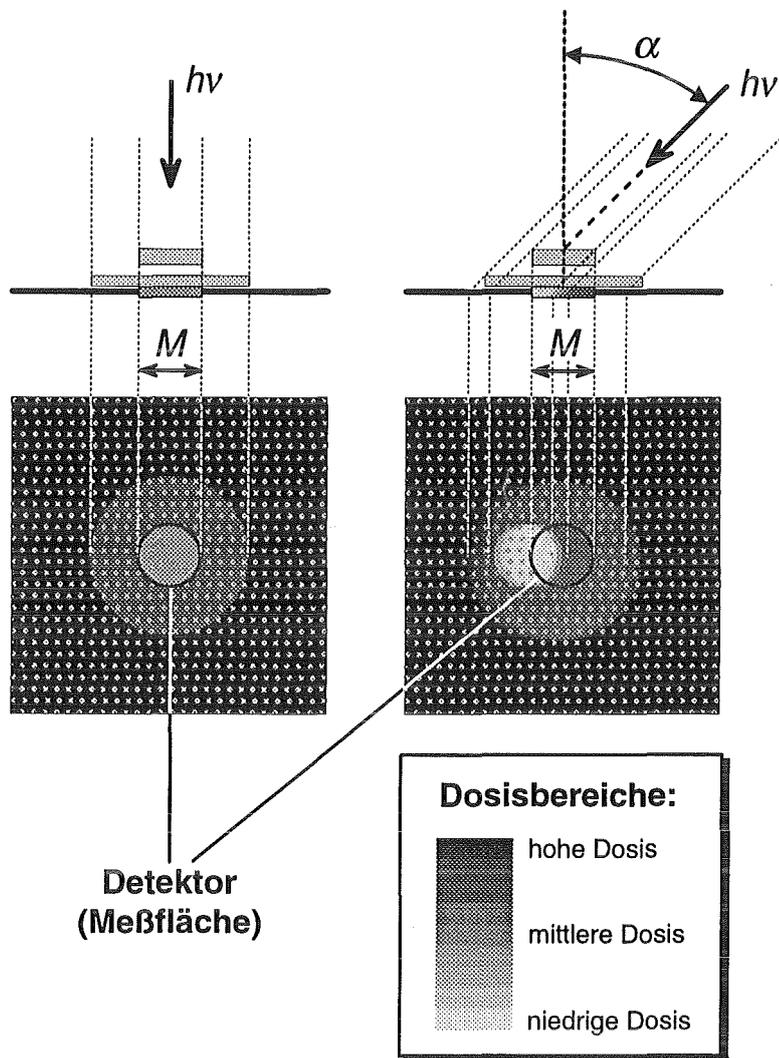


Bild 6.3 Dosisverteilung in der Detektorebene bei senkrechtem und schrägem Strahleneinfall

6.2 Filmdosimeter nach der Gleitschattenmethode

Die Gleitschattenmethode läßt sich bei einer Vielzahl von Detektortypen anwenden. Hier wird über die Entwicklung eines Filmdosimeters zur Messung von $H_p(10)$ und H_x berichtet. Als Detektor dient der Agfa-Gevaert Personal Monitoring Film Typ 2. In der Kassette befinden sich die in Bild 6.4 gezeigten zwei Filter, ein Plastik- und ein Metallfilter, die nach der Gleitschattenmethode optimiert sind. Sie sind symmetrisch zum Film angeordnet. Die „Detektoren“ sind, durch Lage und Form dieser Filter bedingt, kreisförmige Filmflächen mit einem Durchmesser von 8 mm. Das Metallfilter ist aus zwei konzentrischen Scheiben aufgebaut, die ihrerseits aus je einer Schicht Blei und einer Schicht Zinn bestehen. Als Abstandhalter zwischen beiden Scheiben dient eine Polyethylen-Scheibe (PE-Scheibe). Das Plastikfilter besteht aus einer dünnen PE-Schicht mit einem dickeren PE-Ring. Bei diesem Filter gleitet nicht der Schatten, sondern die durch die dünne PE-Schicht transmittierende Strahlung („inverser“ Gleitschatten). Um Fehlmessungen bei extrem schrägerem Einfall (d.h. nahezu parallel zur Filmebene) zu vermeiden, ist die Kassette von einem Abschirmrahmen aus Blei der Stärke 1 mm umgeben. Der Film hat Raum für weitere Meßfelder. Durch zwei zusätzliche, nicht zur Dosisermittlung herangezogene Filter in der Kassette läßt sich Beta- von Photonenstrahlung unterscheiden. Vier Schattenstifte aus Blei dienen zur Bestimmung des Einfallswinkels der Photonenstrahlung. Bild 6.5 zeigt einen Prototyp der Filmkassette.

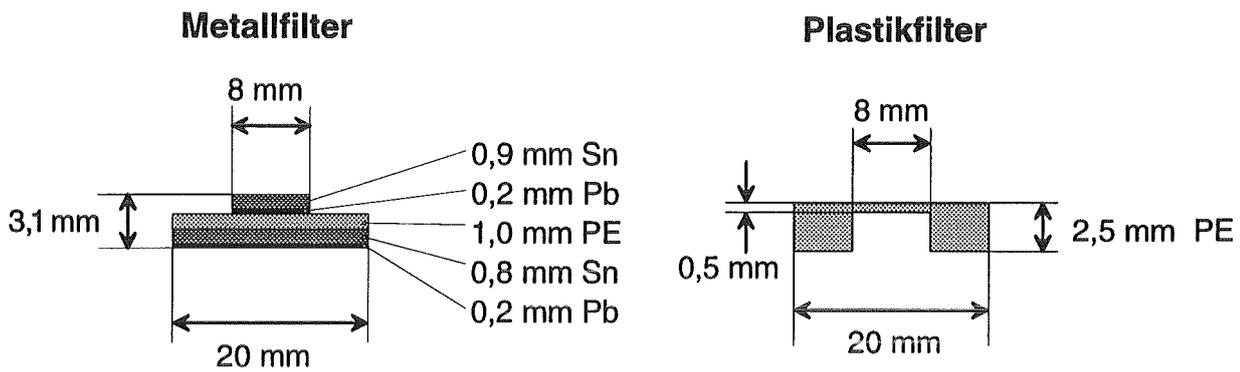


Bild 6.4 Aufbau und Abmessungen von Metall- (links) und Plastikfilter (rechts) in der neuen Filmkassette.

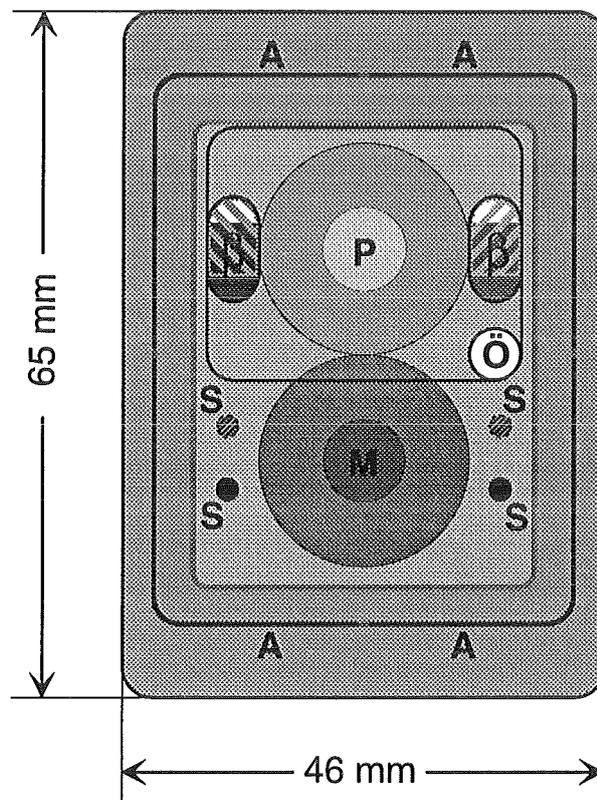


Bild 6.5 Prototyp einer Filmkassette

Für die Meßgröße $H_p(10)$ wurden die Eigenschaften der Filmkassette in Strahlungsfeldern mit mittleren Photonenenergien zwischen 17 keV und 1250 keV untersucht. Die Bestrahlungen wurden auf dem ISO-Wasser-Quaderphantom (äußere Abmessungen 30 cm x 15 cm x 15 cm) mit hart gefilterter Röntgenstrahlung und mit Gammastrahlung durchgeführt. Bild 6.6 zeigt das Ansprechvermögen bezüglich $H_p(10)$ für das Plastik- und Metallfeld für den genannten Energiebereich und für Strahleneinfallswinkel von 0° bis 75°. Die Kurven bis zu Winkeln von 60° fallen nahezu übereinander und zeigen, daß die Optimierung mittels der Gleitschattenmethode gelungen ist.

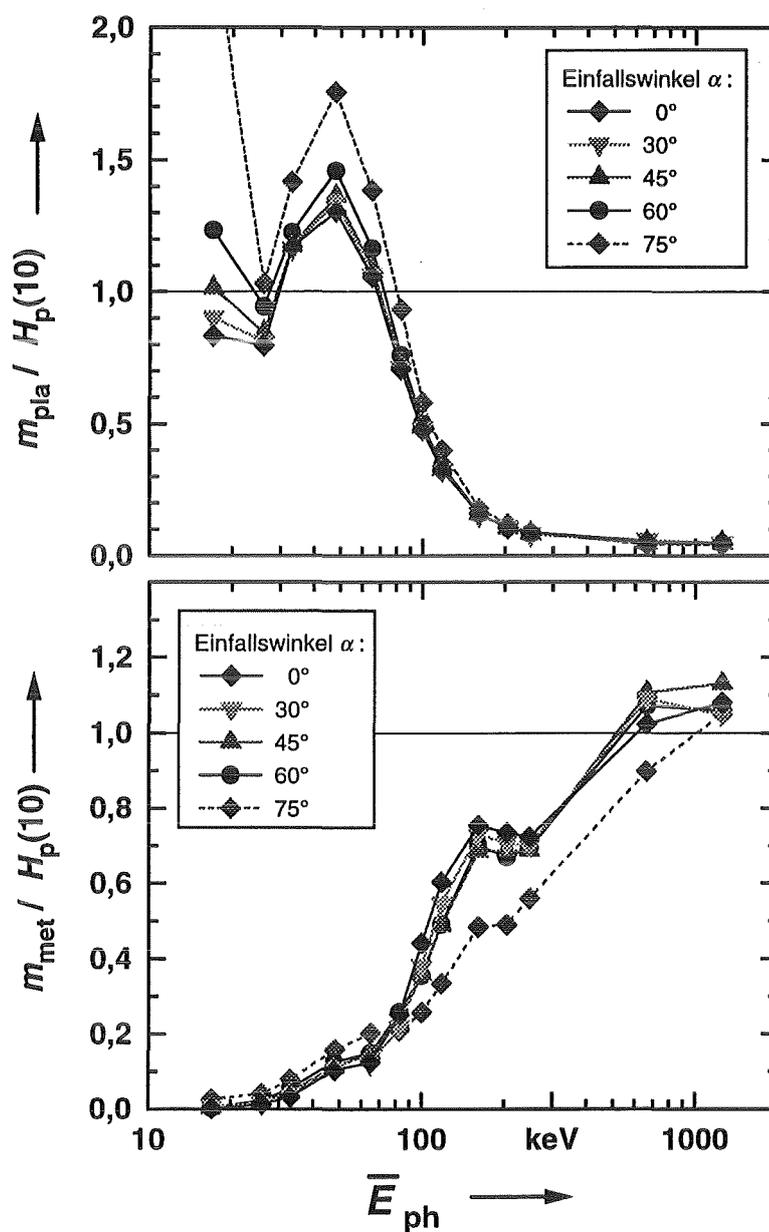


Bild 6.6 Ansprechvermögen bezüglich $H_p(10)$ des Plastik- und Metallfeldes. \bar{E}_{ph} ist die mittlere Photonenenergie der verwendeten Strahlung, m_{pla} und m_{met} sind die Meßwerte des Plastik- und des Metallfeldes.

Bild 6.7 zeigt, daß bereits mit diesen beiden Meßfeldern und einer Linearkombination der Meßwerte des Plastikfeldes m_{pla} und des Metallfeldes m_{met} eine ausreichende Energieunabhängigkeit des Ansprechvermögens des Dosimeters bezüglich der neuen Meßgröße Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ erzielt wird. Die maximale Abweichung des Ansprechvermögens des gesamten Dosimeters bezüglich $H_p(10)$ beträgt weniger als $\pm 34\%$ (gestrichelte Linien) vom Sollwert im Energiebereich von 17 keV bis 1250 keV und im Winkelbereich von 0° (senkrechter Einfall) bis 60° . Die optische Dichte wird dabei jeweils auf den als „Detektoren“ fixierten Filmflächen gemessen. Das ermöglicht die Automatisierung der Auswertung, die zusätzlich durch eine symmetrische Anordnung dieser Meßflächen zu den Kanten des Meßfilms erleichtert wird.

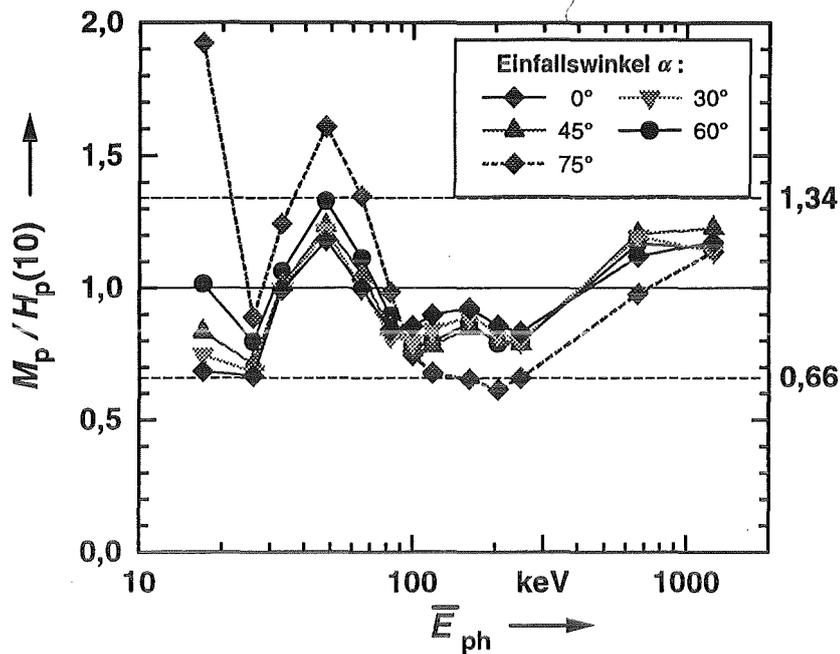


Bild 6.7 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens des Filmdosimeters bezüglich $H_p(10)$. Der Meßwert M_p errechnet sich aus den Meßwerten des Plastikfeldes m_{pla} und des Metallfeldes m_{met} nach der Linearkombination $M_p = 0,82 m_{\text{pla}} + 1,05 m_{\text{met}}$. \bar{E}_{ph} ist die mittlere Photonenergie der verwendeten Strahlung.

Das Filmdosimeter ist auch für die Bestimmung der Meßgröße H_X geeignet. Dies zeigen die Meßwerte, die in Strahlungsfeldern mit mittleren Photonenergien zwischen 17 keV und 1250 keV bei Bestrahlungen frei in Luft durchgeführt wurden (Bild 6.8). Die Ansprechvermögen bezüglich H_X für das Plastik- und Metallfeld fallen für die Strahleneinfallswinkel von 0° und 45° nahezu aufeinander. Bild 6.9 zeigt, daß mit einer Linearkombination der Meßwerte eine ausreichende Energieunabhängigkeit des Ansprechvermögens des Dosimeters erzielt wird. Es ergibt sich eine maximale Abweichung vom Sollwert von weniger als $\pm 27\%$ im Energiebereich von 33 keV bis 1250 keV und im Winkelbereich von 0° bis 45° .

Aus dem Verhältnis der Meßwerte des Plastikfeldes m_{pla} und des Metallfeldes m_{met} läßt sich die mittlere Photonenergie für Energien unterhalb von 300 keV in einem großen Winkelbereich bestimmen (Bild 6.10).

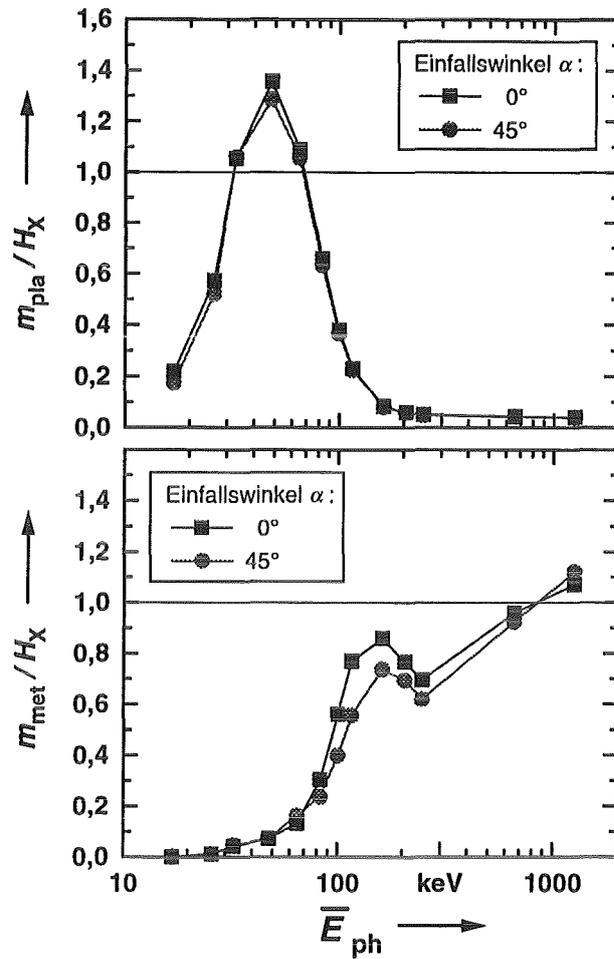


Bild 6.8 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich H_X für das Plastik- und Metallfeld. \bar{E}_{ph} ist die mittlere Photonenenergie der verwendeten Strahlung.

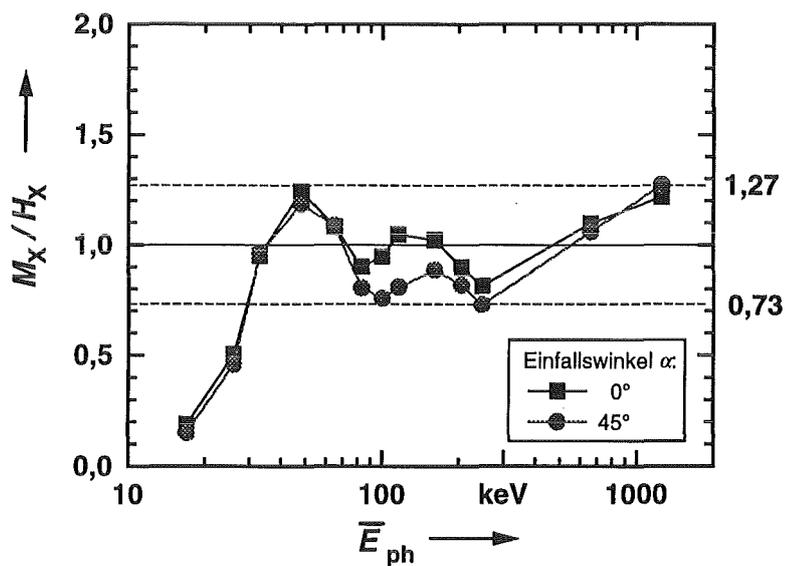


Bild 6.9 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens des Filmdosimeters bezüglich H_X . Der Meßwert M_X errechnet sich aus den Meßwerten des Plastikfeldes m_{pla} und des Metallfeldes m_{met} nach der Linearkombination $M_X = 0,86 m_{pla} + 1,11 m_{met}$. \bar{E}_{ph} ist die mittlere Photonenenergie der verwendeten Strahlung.

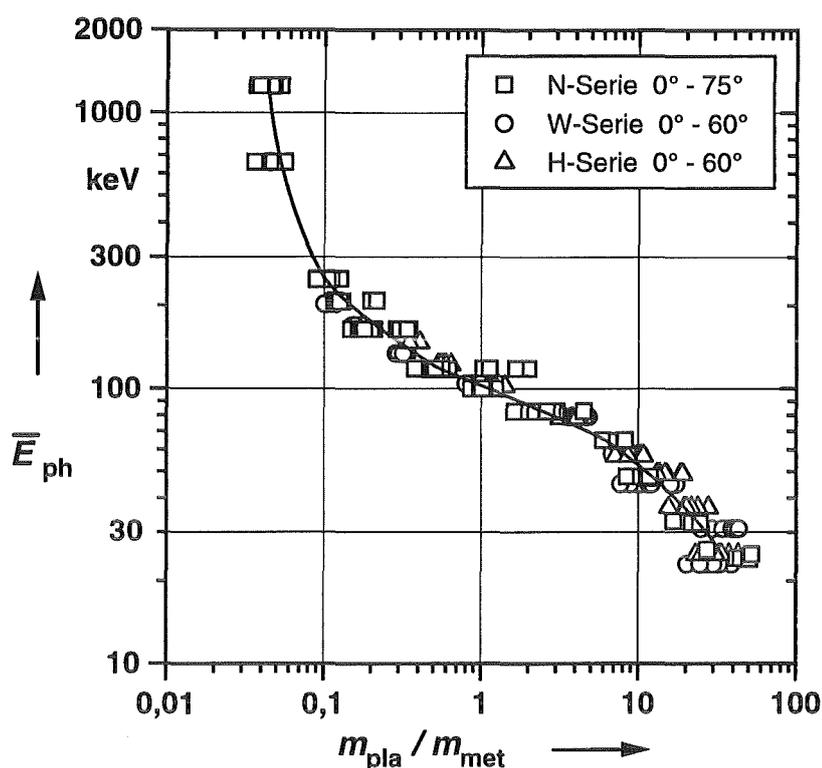


Bild 6.10 Abschätzung der mittleren Photonenenergie \bar{E}_{ph} aus dem Verhältnis der Einzelmeßwerte m_{pla} / m_{met} für die ISO-Strahlenqualitäten der N-, W- und H-Serien (ISO, 1995) mit dem Filmdosimeter.

7 Schlußbemerkungen

Die vorliegende Arbeit zeigt, daß auch im Bereich der integrierenden Photonendosimeter noch eine Vielzahl von Neuentwicklungen und Verbesserungen möglich sind und auch durchgeführt werden. Die hier gezeigten Entwicklungen zielen hin auf Verbesserungen der Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens und der Gewinnung von Zusatzinformationen zum Dosismeißwert, z.B. bezüglich Strahlenenergie und Strahleneinfallrichtung. Für letzteres werden die Dosimeter auch mit bilderzeugenden Komponenten ausgestattet. Die Notwendigkeit, auch bei sehr schrägem Strahleneinfall auf die Dosimetersonde die Dosis richtig zu messen, wird durch die ersten Meßergebnisse mit einem winkelauflösenden Spektrometer unterstrichen.

In der Personendosimetrie bereitet die Einführung der neuen Meßgrößen in der Regel keine Schwierigkeiten. Die hier gezeigten Dosimeter, die für die neuen Meßgrößen optimiert sind, können auch die bisherige Meßgröße messen.

Die neuen Film- und Festkörperdosimeter machen sich nicht nur untereinander Konkurrenz, sondern müssen sich auch gegenüber elektronischen Dosimetern behaupten. Ob erstere tatsächlich vom Markt verdrängt werden, wie vielfach vorhergesagt, wird die Zukunft zeigen.

8 Danksagung

Ein Teil der Arbeit, über die hier berichtet wird, wurde vom Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit mit dem Forschungsvorhaben StSch 4059 gefördert. Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt bei den Autoren.

9 Literatur

- AKSELROD, M. S., KORTOV, V. S., KRAVETSKY, D. J. AND GOTLIB, V. I. (1990a): „*Highly Sensitive Thermoluminescence Anion-Defective α - $Al_2O_3:C$ Single Crystal Detectors*“. Radiat. Prot. Dosim. **32**, 15-20.
- AKSELROD, M. S., KORTOV, V. S., KRAVETSKY, D. J. AND GOTLIB, V. I. (1990b): „*Highly Sensitive Thermoluminescence Anion-Defective α - $Al_2O_3:C$ Single Crystal Detectors*“. Radiat. Prot. Dosim. **33**, 119-122.
- AKSELROD, M. S., KORTOV, V. S. AND GORELOVA, E. A. (1993): „*Preparation and Properties of α - $Al_2O_3:C$* “. Radiat. Prot. Dosim. **47**, 159-164.
- ALBERTS, W. G., AMBROSI, P., BÖHM, J., DIETZE, G., HOHLFELD, K., WILL, W. (1994). „*Neue Dosis-Meßgrößen im Strahlenschutz*“, PTB-Bericht PTB-Dos 23, ISSN 0172-7095, ISBN 3-89429-507-4, S. 1-57.
- ALT, R., AMBROSI, P., BÖHM, J., HILGERS, G., JORDAN, M., RITZENHOFF K.-H. (1994). „*The generation of the response matrix of hemispherical CdTe detectors*“ Nuclear Instruments and Methods in Physics Research **A353**, 71-75
- ALT, R. (1995). „*Winkelauflösendes in situ γ -Spektrometer*“ Diplomarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, Braunschweig.
- AMBROSI, P., NEUHAUS, R., PIESCH, E. (1993). „*First Experiences with Pattern Approvals of Dosimetry Systems in Germany*“. Rad. Prot. Dosim., **47**, S. 401-407.
- AMBROSI, P., BÖHM, J., HILGERS, G., JORDAN, M., RITZENHOFF K.-H. (1994). „*The gliding-shadow method and its application in the design of a new film badge for the measurement of the personal dose equivalent $H_p(10)$* “, PTB-Mitteilungen, **104**, 334-338.
- AMBROSI, P.; BÖHM, J. (1995): „*Neue Dosis-Meßgrößen, 120. PTB-Seminar am 3. und 4. 11. 94 in Braunschweig*“. Zeitschrift Atomwirtschaft-Atomtechnik, Heft 1, 38-39.
- BARTLETT, D. T. (1995): „*Electronic Personal Dosimeters: Current Position and Trends*“. Dieser FZK-Bericht, S. ???-???
- BÄUNLICH, P. (1994): „*Private Mitteilung*“. International Sensor Technology, INC., NE 1425 Terre View Drive, Pullman, WA 99163. USA
- DIN (1995a). Deutsches Institut für Normung e. V., *Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Dosisgrößen und Dosisseinheiten*, Entwurf DIN 6814-3/A2, 01.95, Beuth Verlag, Berlin.
- DIN (1995b). Deutsches Institut für Normung e. V., *Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Dosisgrößen und Dosisseinheiten*, Entwurf DIN 6814-5, 08.95, Beuth Verlag, Berlin.
- ESCHBACH, P. A. AND MILLER, S. D. (1993): „*A Gamma/Neutron Discriminating, Cooled, Optically Stimulated Luminescence (COSL) Dosimeter*“. Radiat. Prot. Dosim. **47**, 289-292.
- HOFFMAN, J., TETZLAFF, W., HEGLAND, J. BLOOMABÜRG, C. AND BÄUNLICH, P. (1992): „*Development of Thin-Layer Ceramic TLD Chips*“. Radiat. Prot. Dosim. **47**, 498-491.
- ICRU (1985). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*, ICRU Report 39, ICRU Publications, Bethesda, MD.
- ICRU (1988). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources - Part 2*, ICRU Report 43, ICRU Publications, Bethesda, MD.
- ICRU (1992). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*. ICRU Report 47, ICRU Publications, Bethesda, MD.
- ISO (1995). International Standards Organisation, *Reference Photon Radiations: Calibration of Area and Personal Dosimeters and the Determination of their Response as a Function of Photon Energy and Angle of Incidence*, ISO/CDV 4037-3.

- IST PRODUKTINFORMATION (1995): „*Laser Thermoluminescence Dosimetry, Laser TLD™*“. International Sensor Technology, Inc. WSU Research and Technology Park, Northeast 1425 Terre View Drive, Pullman, WA 99463.
- MILLER, S. D., YODER, R. C. (1995): „*Cooled optical Luminescence Dosimetry in Plastic Matrices*“. Vorabdruck eines Beitrags auf der *11th International Conference on Solid State Dosimetry*, 10. bis 14. Juli 1995, Budapest, Ungarn. Die Proceedings sollen in *Radiat. Prot. Dosim.* **65** erscheinen.
- PTB (1995). Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Entwurf vom 05.04.1995 der „*PTB-Anforderungen an Personendosimeter zur Messung der Tiefen- und Oberflächen-Personendosis, PTB-A 23.6*“, PTB, Labor 6.21, Braunschweig.
- WERNLI, C.; AMBROSI, P.; PIESCH, E. (1994): „*Trends bei der Entwicklung von Personendosimetern*“. *Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik*. Band II. 26. Jahrestagung. 24. - 26. Mai 1994 in Karlsruhe. ISSN 1013-4506, S. 473-480.
- YODER, R. C. (1995). „*Private Mitteilung*“. Landauer, Inc., 2 Science Road, Glenwood, Illinois 60425-1586, USA

III.

ENTWICKLUNGSSTAND DER NEUTRONENDOSIMETRIE

Wolfgang G. Alberts

Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig

ENTWICKLUNGSSTAND DER NEUTRONENDOSIMETRIE

Wolfgang G. Alberts

Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig

Meinem Kollegen und Freund Ernst Piesch zum 65. Geburtstag gewidmet

1. Einleitung

Die Entwicklung bei der Neutronendosimetrie für den Strahlenschutz ist nicht in vergleichbarer Weise wie bei der Photonendosimetrie (AMBROSI u.a., 1995) von der Einführung der neuen Strahlenschutzmeßgrößen bestimmt, weil deren Definition in einem Phantom auch bisherige Grundlage bei Neutronenstrahlung war. Vielmehr liegen die Probleme bei den Neutronen nach wie vor darin begründet, daß sie eine über komplizierte Kernreaktionen wirkende indirekt ionisierende Strahlung sind und die Dosis von den diversen geladenen Sekundärteilchen bestimmt wird, die von verschiedenartigen Kernreaktionen mit stark energieabhängigen Wirkungsquerschnitten erzeugt werden. Weiteres soll Bild 1 beispielhaft verdeutlichen:

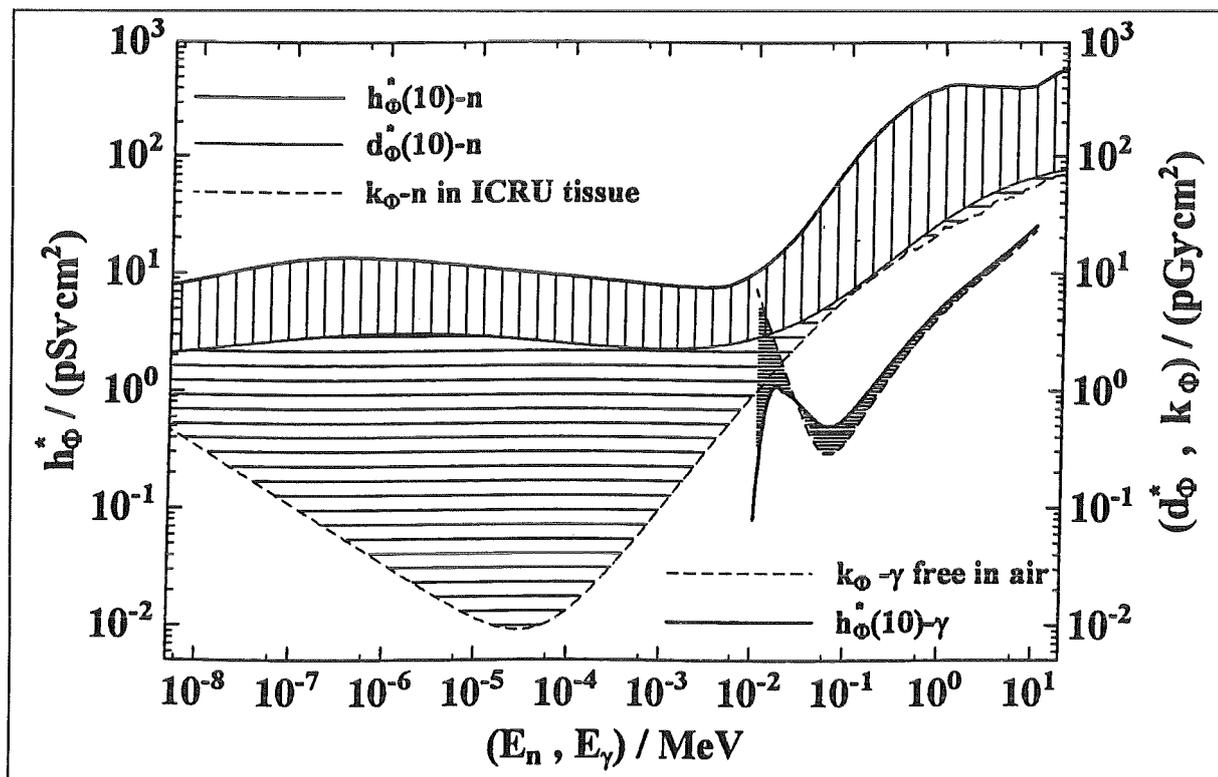


Bild 1: Fluenz-Dosis-Konversionsfaktoren für Neutronen- und Photonenstrahlung für verschiedene Dosisgrößen: h_ϕ^* für Äquivalentdosis, d_ϕ^* für Energiedosis, k_ϕ für Kerma.

Wir haben es mit einem Energiebereich von zehn Größenordnungen zu tun. Über diesen Energiebereich variiert das Verhältnis der Kerma K in Gewebe zur Neutronenfluenz Φ , d.h. der Kermafaktor k_Φ , über fast vier Größenordnungen. Die Energiedosis D an einem Punkt im Phantom unterscheidet sich unterhalb von 10 keV Neutronenenergie davon deutlich durch Vielfachstreuung der Neutronen bis zum Aufpunkt und den Beitrag sekundärer Photonenstrahlung. Schließlich liegt eine besondere Schwierigkeit bei den Neutronen in der Existenz eines energieabhängigen Qualitätsfaktors Q , der an sich keine physikalische Meßgröße ist, weswegen es für die Äquivalentdosis $H = D \cdot Q$ kein direktes Meßverfahren gibt. Daneben nehmen sich Energiebereich und Umrechnungsfaktoren von Luftkerma in Äquivalentdosis bei den Photonen recht bescheiden aus.

Die Schwierigkeiten in der Neutronenmeßtechnik werden durch die Einführung der neuen Meßgrößen nur unwesentlich beeinflusst. Bild 2 zeigt Konversionsfaktoren h_Φ (Verhältnis Dosisgröße zu Neutronenfluenz) für die alte Meßgröße „maximale Äquivalentdosis“, die neue Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ und die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie (ALBERTS u.a., 1994a). Die Werte variieren etwa zwischen 10 und 500 pSv cm². Das Bild soll andeuten, daß die Unterschiede zwischen den einzelnen Meßgrößen so klein sind, daß auf sie im weiteren hier nicht mehr eingegangen wird.

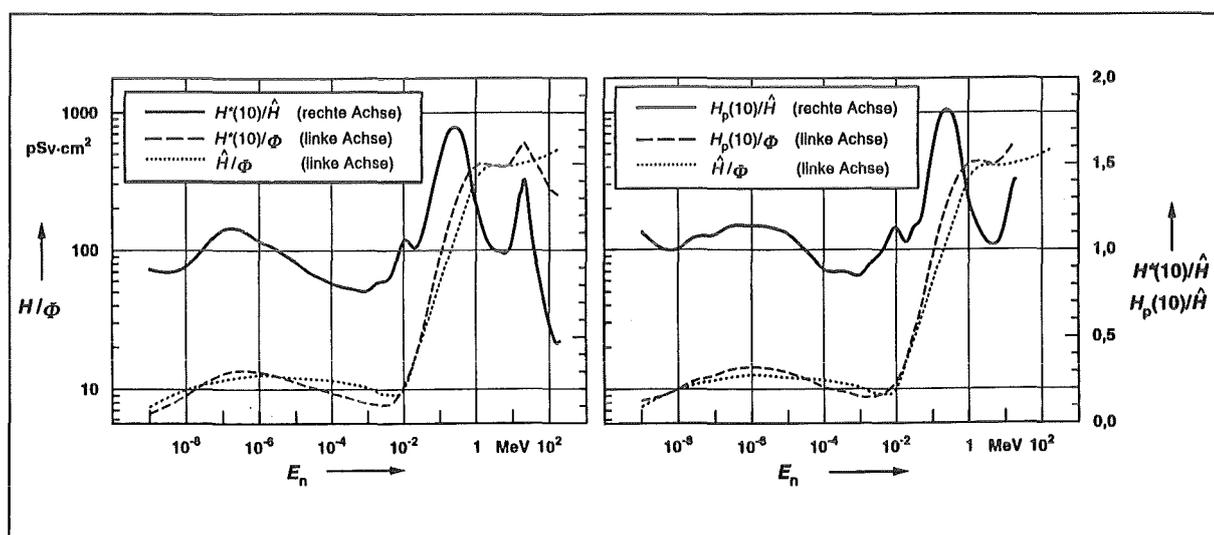


Bild 2: Neutronenfluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren für verschiedene Meßgrößen.

2. Spektrale Fluenz und Äquivalentdosis

Wir haben es im Strahlenschutz für Neutronen fast immer mit breiten Energieverteilungen zu tun. Bild 3 zeigt typische Spektren, wie sie in der Kerntechnik - immer noch ein Hauptanwendungsgebiet der Personendosimetrie - vorkommen, in „flächentreuer Darstellung“, d.h. gleiche Flächen unter den Kurven bedeuten gleiche Anteile am Gesamtspektrum. Es handelt sich hierbei um künstlich erzeugte Spektren, die vier Klassen von Spektren repräsentieren, wie sie bei Messungen in Schweizer Kernreaktoren gefunden wurden (AROUA u.a., 1994). Sie setzen sich aus drei Teilen zusammen, deren Anteile an der Gesamtfluenz variieren: Ein Spaltspektrum mit einem Maximum in der Gegend von 1 MeV, einem daran anschließenden Bremsneutronenspektrum und einem Spektrum thermischer Neutronen. Durch die ausgeprägte Energieabhängigkeit des Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktors (Bild 2) ist es für die Beurteilung von solchen Spektren notwendig, zwischen Fluenzspektren $\Phi_E(E)$ und „Dosispektren“ $h_\Phi(E) \cdot \Phi_E(E)$ zu unterscheiden: Nur letztere geben an, welche Dosisanteile aus welchem Neutronenenergiebereich kommen. Das wird insbesondere deutlich in Bild 4, wo in derselben Darstellung vier Kalibrierspektren gezeigt werden, die in der PTB-Bestrahlungseinrichtung (KLUGE, 1984) mit ²⁵²Cf-Neutronenquellen erzeugt werden. Während die Fluenzspektren deutliche Anteile im intermediären und thermischen Bereich zeigen, ist deren Beitrag zur Äquivalentdosis verschwindend gering.

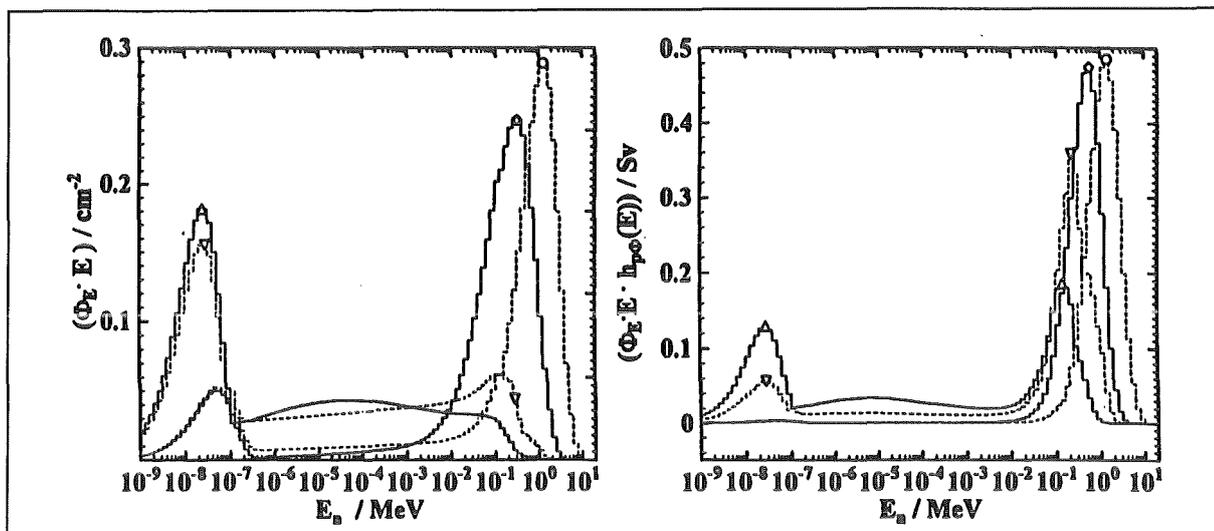


Bild 3: Typische Neutronenspektren an Arbeitsplätzen in Kernreaktoren (nach der Klassifizierung von AROUA u.a. (1994)). Links: Fluenzspektren, rechts: „Äquivalentdosispektren“, beide in flächentreuer Darstellung.

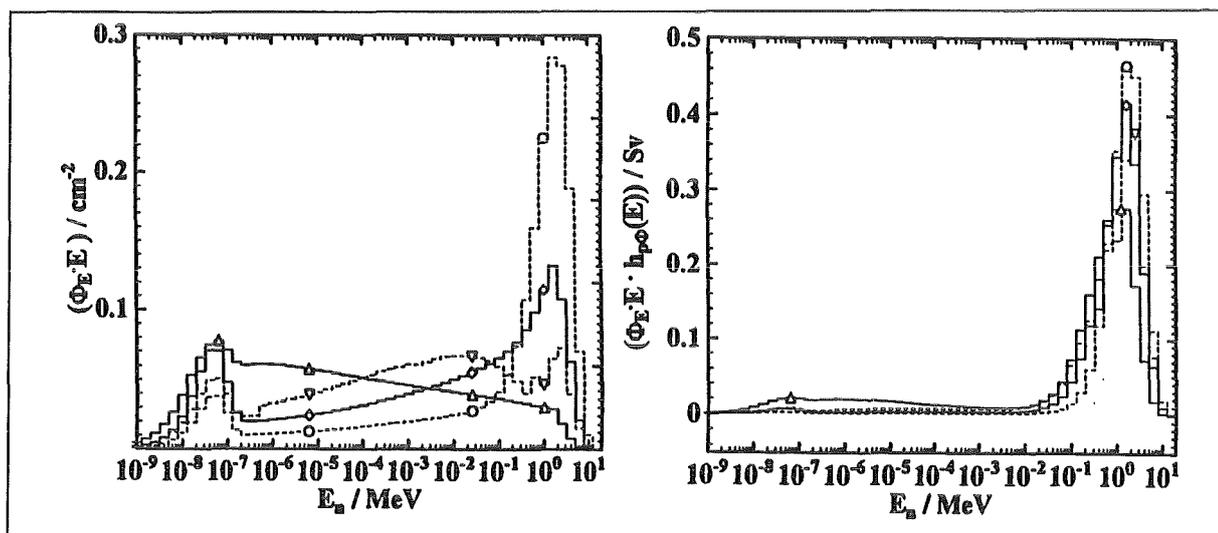


Bild 4: Kalibrierfelder in der PTB, erzeugt mit einer ^{252}Cf -Neutronenquelle mit und ohne D_2O -Moderator (∇ , \circ), jeweils in 160 cm Abstand und hinter einem Schattenkegel (Streuspektren) (Δ , \diamond). Links: Fluenzspektren, rechts: „Äquivalentdosispektren“, beide in flächentreuer Darstellung.

Die Begutachtung von Neutronendosimetern beruht u.a. auf ihrem Ansprechvermögen R , das definiert ist als der Quotient der Anzeige M des Dosimeters und der Meßgröße. So unterscheidet man ein Fluenz-Ansprechvermögen $R_\Phi = M/\Phi$ und ein Äquivalentdosisansprechvermögen $R_H = M/H$, wobei es wichtig ist, die bezogene Meßgröße H näher zu spezifizieren. Bei der Messung des Ansprechvermögens wird immer zunächst auf die Fluenz bezogen und das Äquivalentdosis-Ansprechvermögen dann mit Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren h_Φ nach $R_H = R_\Phi/h_\Phi$ berechnet. Für Messungen in breiten Energieverteilungen gilt dann

$$R_H = \frac{\int R_\Phi(E) \cdot \Phi_E(E) \cdot dE}{\int h_\Phi(E) \Phi_E(E) dE}$$

Aus dieser Gleichung läßt sich ablesen, daß R_H dann unabhängig von der Neutronenenergie ist, wenn $R_\phi(E)$ proportional zu $h_\phi(E)$ verläuft. Der Vergleich von $R_\phi(E)$ und $h_\phi(E)$ oder von $R_H(E)$ mit einer Konstanten werden im folgenden beide zur Beschreibung von Dosimetern benutzt werden.

3. Ortsdosimetrie

Die neue Meßgröße für die Ortsdosimetrie ist die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$. Sie erfordert richtungsunabhängig anzeigende Meßgeräte, die frei in Luft in das Strahlungsfeld gehalten werden.

Der klassische „Remcounter“ ist der typischste Vertreter der Routine-Ortsdosimetrie: Im Zentrum eines kugel- oder zylinderförmigen Moderators aus Polyethylen befindet sich ein ^3He - oder BF_3 -Proportionalzähler, der im wesentlichen die Fluenz thermischer Neutronen mißt, die im umgebenden Moderator abgebremst worden sind. Dieses Meßprinzip ist offenbar weit entfernt von einer „Messung“ der Äquivalentdosis, aber es zeigt deutlich die Vorgehensweise: Es wird nicht gefordert, daß der Remcounter ein „Dosimeter“ im engeren Sinne ist, sondern, daß sein Fluenz-Ansprechvermögen in seiner Energieabhängigkeit dem Verlauf des Konversionsfaktors h^*_ϕ möglichst nahe kommt. Die angestrebten Verbesserungen der Energieabhängigkeit wurden ohne Änderung des Meßprinzips in einer Neuentwicklung des Forschungszentrums Karlsruhe und der Fa. EG&G Berthold mit einem Gerät verwirklicht (KLETT u.a., 1994), das in Bild 5 dargestellt ist.

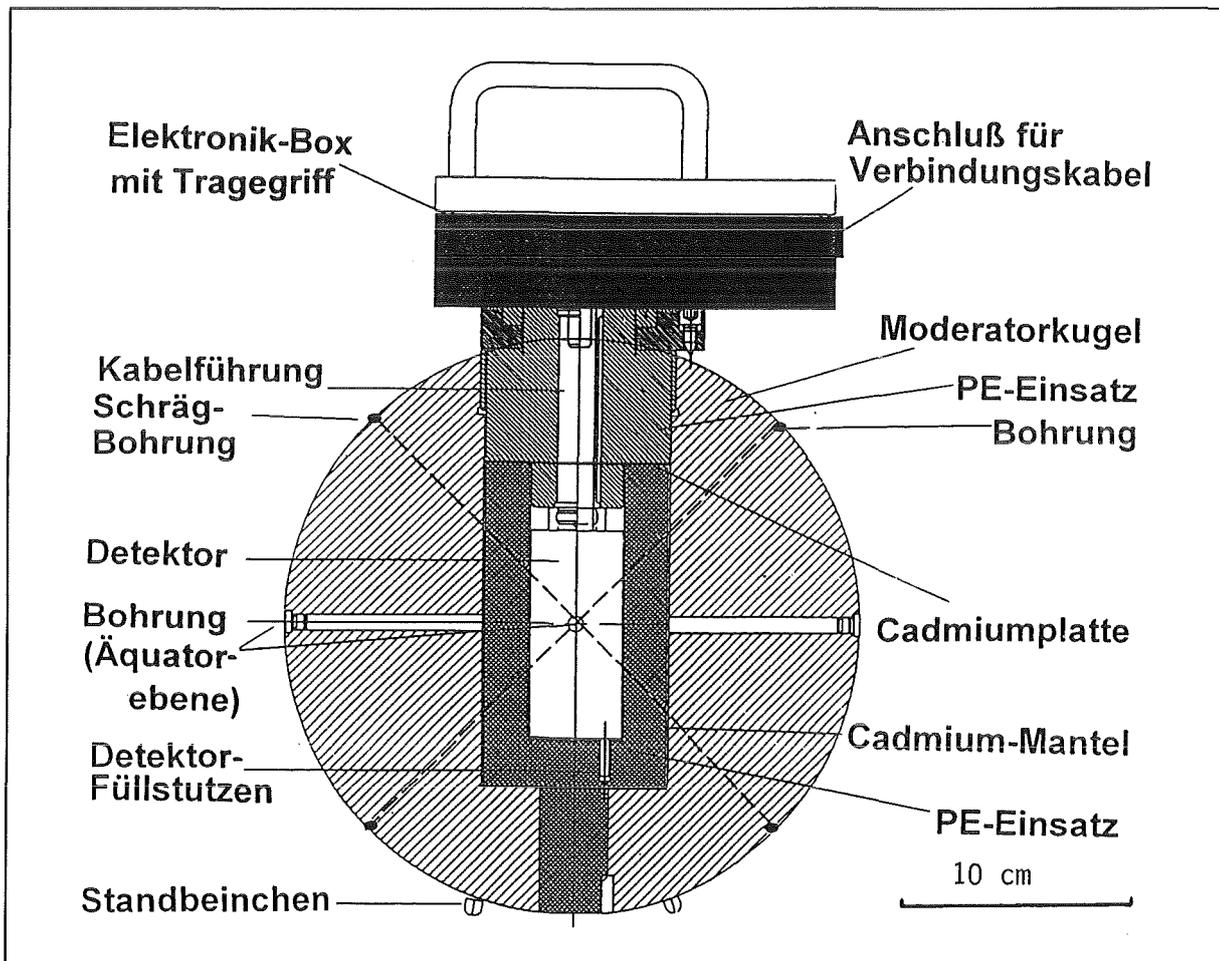


Bild 5: Querschnitt durch das neu entwickelte Neutronen-Ortsdosimeter nach der Moderator-Methode (BURGHARDT, 1995a).

Es beruht auf dem gleichen Prinzip wie die klassischen Geräte, jedoch wurde der Aufbau des Kugelinneren mit Hilfe von Monte-Carlo-Simulation des Neutronentransports im Moderator unter Berücksichtigung des Ansprechvermögens des zentralen Detektors soweit verändert, daß ein wesentlich verbessertes Äquivalentdosis-Ansprechvermögen erreicht wurde. Bild 6 zeigt R_ϕ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie. Der Vergleich mit dem ebenfalls eingezeichneten Koversionsfaktor $h_\phi^*(10)$ offenbart sofort die bekannten Schwächen des klassischen Remcounters (im hier gezeigten Beispiel ein Remcounter nach LEAKE (1968)). Wenn es bei etwa 1 MeV kalibriert worden ist (dort ist dann der Kalibrierfaktor 1, damit $R_H = 1$ oder $R_\phi = h_\phi$), zeigt das Gerät bei niedrigeren Energien deutlich zuviel und bei höheren Energien zu wenig an. Das Ansprechvermögen der Neuentwicklung zeigt einen im wesentlichen deutlich näher an der h_ϕ -Kurve liegenden Verlauf.

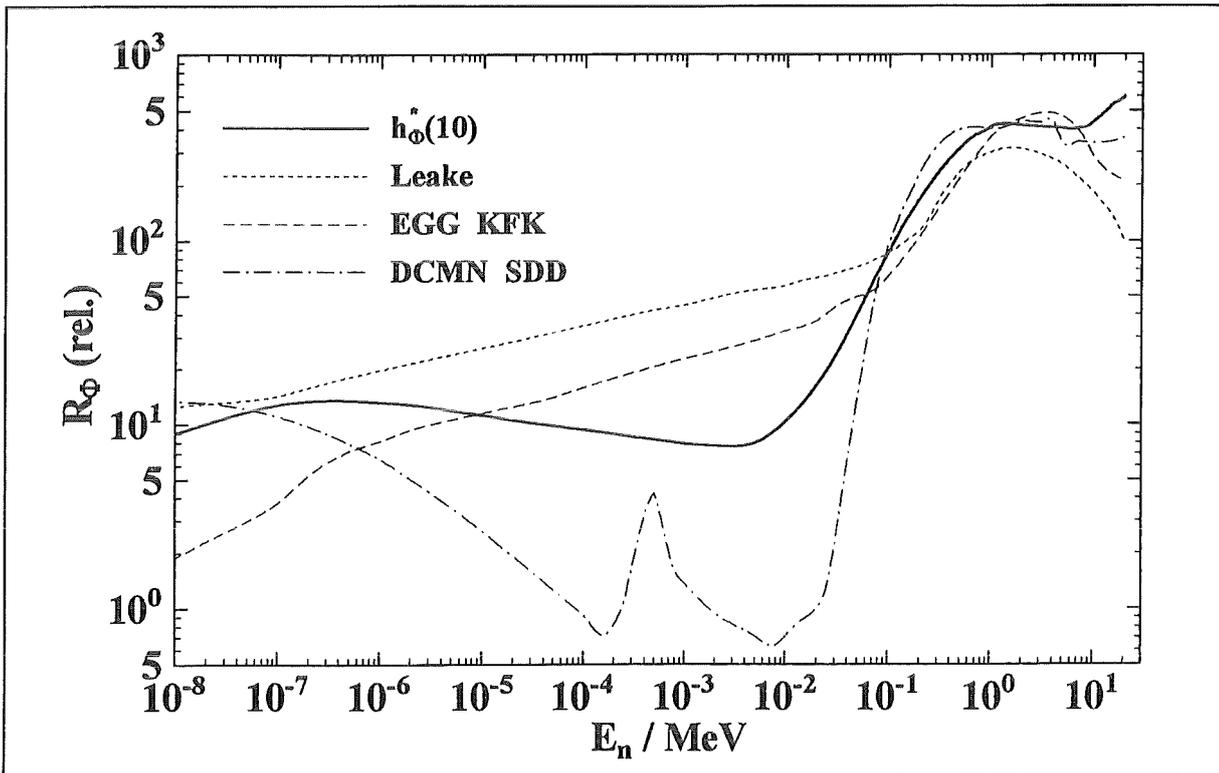


Bild 6: Fluenzansprechvermögen von drei Ortsdosisleistungsmessgeräten: klassischer „Remcounter“ nach LEAKE (1968), verbesserter Remcounter nach KLETT u.a. (1994) (EGG KFK) und Blasendetektor nach D'ERRICO u.a. (1994) (DCMN SDD).

Als drittes Beispiel für ein Ortsdosimeter zeigt Bild 7 ein Gerät, das auf einem ganz anderen Prinzip beruht. Der Blasendetektor (superheated-drop oder bubble detector, SDD) mißt durch seinen Detektionsmechanismus Neutronen aller Energien: Geladene Teilchen (im wesentlichen 17-keV-Schwefelionen aus der Reaktion $^{35}\text{Cl}(n,p)^{35}\text{S}$ für thermische Neutronen und Rückstoßprotonen aus der Reaktion $^1\text{H}(n,p)$ für schnelle Neutronen) übertragen Energie auf überhitzte Tröpfchen, die dadurch zum plötzlichen Verdampfen gebracht werden. Die Zahl der entstehenden Blasen ist die Dosimeteranzeige. Der Begriff „Dosimeter“ erscheint hier eher angebracht als beim Remcounter, da der Energieübertrag durch Rückstoßprotonen beim Meßeffect eine ähnlich große Rolle spielt wie bei der Dosiserzeugung in Gewebe. Bei der hier untersuchten Variante des Blasendetektors wird das Entstehen der Blasen (überhitzte Tröpfchen verdampfen explosionsartig) über einen Piezokristall aufgenommen und elektronisch gezählt (D'ERRICO und ALBERTS, 1994). Bild 6 zeigt auch für diesen Detektor das Fluenz-Ansprechvermögen $R_\phi(E)$. Es ist unterhalb von 1 MeV generell zu niedrig, zeigt aber oberhalb die beste Näherung an die h_ϕ -Kurve.

Der Vergleich von R_ϕ und h_ϕ Punkt für Punkt über den ganzen Energiebereich ist der härteste Test eines Dosimeters bezüglich der Energieabhängigkeit seines Ansprechvermögens. Sie sagt aber nur mittelbar etwas aus über die Tauglichkeit in der Praxis mit ihren normalerweise breiten Energieverteilungen. Ein solcher praktischer Test läßt sich numerisch durchführen, wenn das energieabhängige Ansprechvermögen (Bild 6) und die Spektren, in denen gemessen werden soll (Bild 3 und 4) zur Verfügung stehen. Für ein praktisch

verwendbares Ergebnis wurden den acht hier gezeigten Spektren über 100 Reaktorspektren hinzugefügt, die aus einem Spektrenkatalog stammen, der gegenwärtig von der IAEA erarbeitet wird (NAISMITH UND SIEBERT, 1995). Jedes dieser Spektren wird durch seinen „gemittelten Konversionsfaktor“

$$h_{\phi} = \frac{\int h_{\phi}(E) \Phi_E(E) dE}{\int \Phi_E(E) dE}$$

charakterisiert, der als „spektraler Index“ gelten kann, da $h_{\phi}(E)$ im wesentlichen monoton mit der Energie ansteigt. Diese Faktoren überstreichen einen Bereich zwischen etwa 15 und 350 pSv cm², fast so groß wie der Bereich für monoenergetische Neutronen.

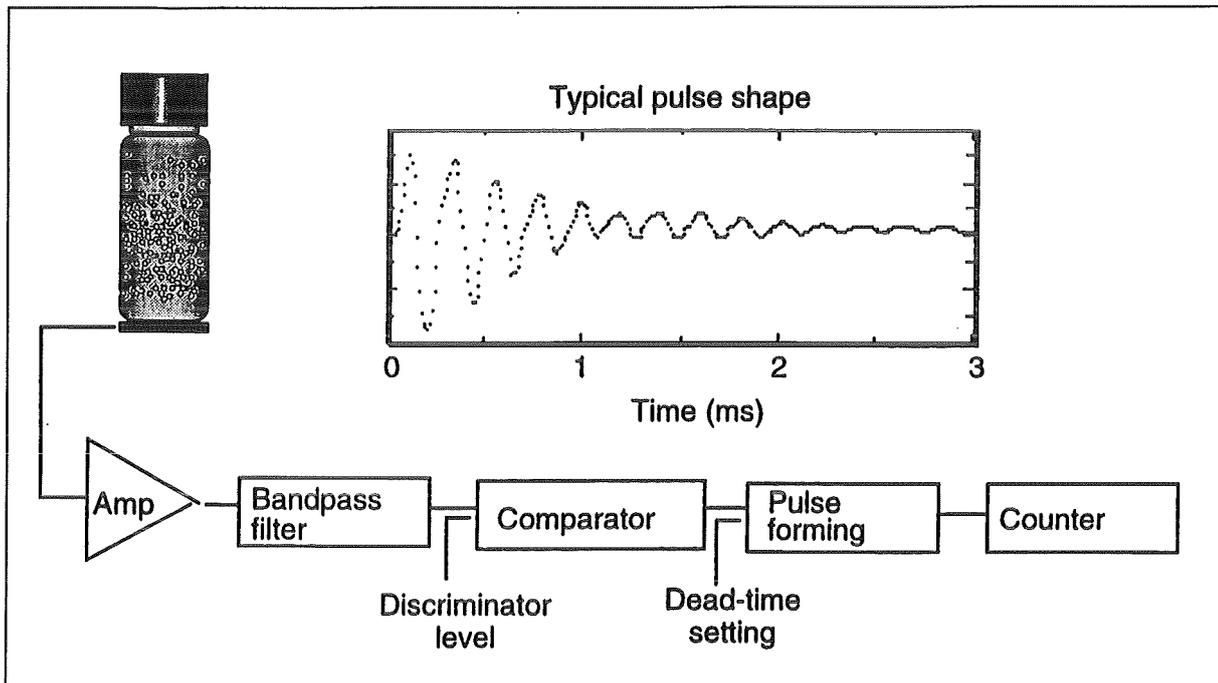


Bild 7: Prinzipskizze eines Blasendetektors, bei dem die Entstehung der Blasen „hörbar“ gemacht und das resultierende Signal gezählt wird (nach D'ERRICO, 1995a).

Dem Meßgerät wird für jedes der o.g. Spektren ein relatives Äquivalentdosis-Ansprechvermögen $R_H(\text{rel.})$ zugeordnet, das auf das Ansprechvermögen des Meßgerätes im D₂O-moderierten ²⁵²Cf-Neutronenspektrum ($h^*_{\phi}(10) = 80 \text{ pSv cm}^2$) normiert ist. Das Ergebnis ist in Bild 8 für die drei hier untersuchten Ortsdosimeter dargestellt (SIEBERT, 1995). Die herausgehobenen Symbole kennzeichnen die Ergebnisse für die acht in Bild 3 und 4 vorgestellten Spektren. Man erkennt, daß sich breite Spektren dämpfend auf die Energieabhängigkeit auswirken und daß Kompensationseffekte auftreten. Der klassische Remcounter nach LEAKE zeigt, wie zu erwarten, bei weicheren Spektren eine Überbewertung und bei härteren Spektren eine Unterbewertung bis zu einem Faktor 2. Die Neuentwicklung des Forschungszentrums Karlsruhe zeigt eine Streuung der Ansprechvermögen nahezu unabhängig von der Spektrumshärte, etwa zwischen den Werten 0,6 und 1,1. Für fast alle verwendeten Spektren zeigt in diesem Test der Blasendetektor ähnlich gute Ergebnisse.

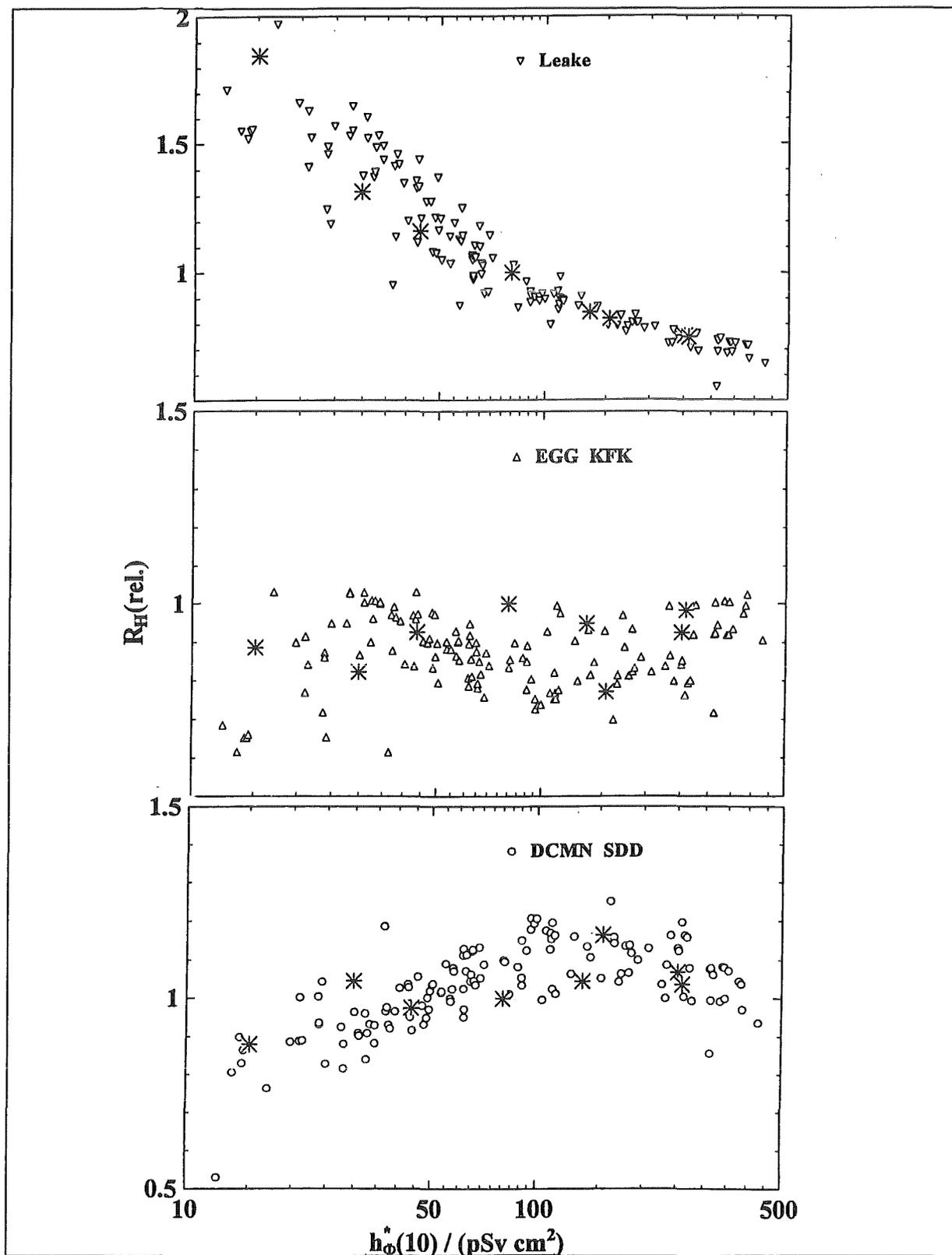


Bild 8: Relatives Äquivalentdosisansprechvermögen $R_H(\text{rel.})$ als Funktion des mittleren Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktors für breite Energieverteilungen. Die Ansprechvermögen sind auf das für Neutronen einer D_2O -moderierten ^{252}Cf -Neutronenquelle normiert.

4. Personendosimetrie

Für Personendosimeter sehen die Anforderungen anders aus als für Ortsdosimeter. Personendosimeter werden an der Person getragen und messen deshalb ein durch die Person gestörtes Neutronenfeld, das aus der im wesentlichen aus dem vorderen Halbraum auftreffenden und aus der vom Körper moderierten und zurückgestreuten Strahlung besteht. Gleichwohl soll das Dosimeter, wenn es auf dem Körper getragen wird, die Äquivalentdosis $H_p(10)$ anzeigen, die sich ja von der Ortsdosis $H^*(10)$ nicht so wesentlich unterscheidet (Bild 2 rechts). Personendosimeter werden auf einem Phantom (heute ist ein Quaderphantom üblich) kalibriert.

Die folgenden Betrachtungen beschränken sich auf ein dem Blasendetektor ähnliches Meßprinzip: Die durch Neutronenreaktionen erzeugten geladenen Teilchen verursachen im Plastikmaterial Defekte, die durch chemisches Ätzen als Löcher sichtbar gemacht und dann ausgezählt werden können. Wieder brauchen wir eine Reaktion für langsame Neutronen und die Rückstoßprotonen für schnelle Neutronen. Als Beispiel soll eine Entwicklung aus der PTB dienen (LUSZIK-BHADRA u.a., 1992): Bild 9 zeigt ein einfach aufgebautes Dosimeter, bei dem der Stickstoff der Luft mit der durch langsame Neutronen induzierten Reaktion $^{14}\text{N}(n,p)$ für Protonen von 580 keV sorgt, die vom Kunststoff PADC (CR-39) registriert werden. Der Polypropylenkonverter gibt Rückstoßprotonen und bei höheren Energien auch andere geladene Teilchen frei.

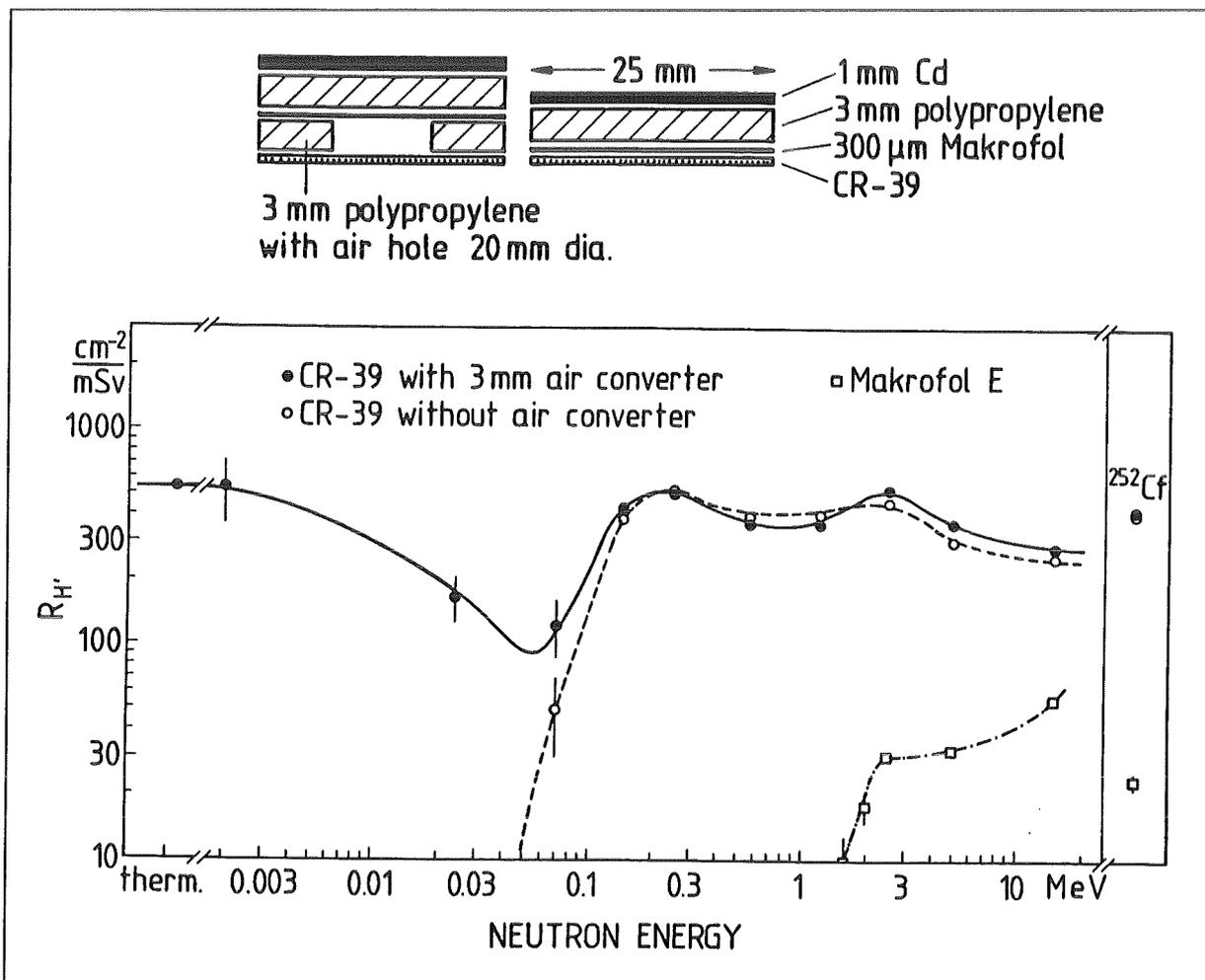


Bild 9: Aufbau und Äquivalentdosisansprechvermögen eines Ätzspurdosimeters mit Polypropylen- und Luft-Konverter (LUSZIK-BHADRA u.a., 1992).

Das Äquivalentdosis-Ansprechvermögen dieses Dosimeters als Funktion der Neutronenenergie zeigt die beiden beschriebenen Komponenten, die Rückstoßprotonenkomponente mit einer unteren Energieschwelle in der Nähe von 100 keV und das Ansprechvermögen bei darunterliegenden Energien durch die erwähnte Reaktion am

Stickstoff der Luft. Zusätzlich ist das Ansprechvermögen eines anderen Ätzspurdetektors aus Polycarbonat (MAKROFOL) eingezeichnet, der nicht für Protonen, sondern nur für schwerere geladene Teilchen (Alphaeilchen, Rückstoßkerne) empfindlich ist und deshalb eine höhere Energieschwelle hat. Damit ist eine grobe „Spektrometrie“, d.h. eine separate Bestimmung des Dosisanteils oberhalb dieser Schwelle möglich.

Eine Weiterentwicklung des Prinzips, unterschiedliche Meßeefekte für unterschiedliche Energiebereiche zu nutzen, führte zu einem Ätzspurdosimeter mit drei Elementen (LUSZIK-BHADRA u.a., 1994), deren Anordnung auf der Idee des Karlsruher Albedodosimeters beruht, das ursprünglich für Thermolumineszenzdetektoren entwickelt wurde (PIESCH und BURGHARDT, 1988). Bild 10 skizziert den Aufbau des Dosimeters und das Ansprechvermögen der drei Elemente des CR-39-Ätzspurdetektors: In der Borplastikkapsel des Karlsruher Albedodosimeters befindet sich ein dreigeteilter Konverter, der in den Bereichen 1 und 2 eine Borverbindung enthält, in Kontakt mit einem CR-39-Detektor. In den drei schraffierten Bereichen des Detektors wird die Spurenzahl getrennt ermittelt. Im Bereich 1 werden vornehmlich thermische Neutronen, die durch das Fenster in der Kapselfront eindringen, über die $^{10}\text{B}(n,\alpha)$ -Reaktion registriert. Im Bereich 2, der gegen äußere thermische Neutronen durch die Albedokapsel abgeschirmt ist, werden hauptsächlich Albedoneutronen nachgewiesen, die durch ein entsprechendes Fenster in der Kapselrückwand in das Dosimeter gelangen. Im Bereich 3 werden, ebenso wie auf dem ganzen CR-39-Detektor, schnelle Neutronen über Rückstoßprotonen aus dem Konverter nachgewiesen. Die Äquivalentdosis-Ansprechvermögen der drei Bereiche des CR-39 Detektors in Bild 10 verdeutlichen die beschriebene Funktionsweise.

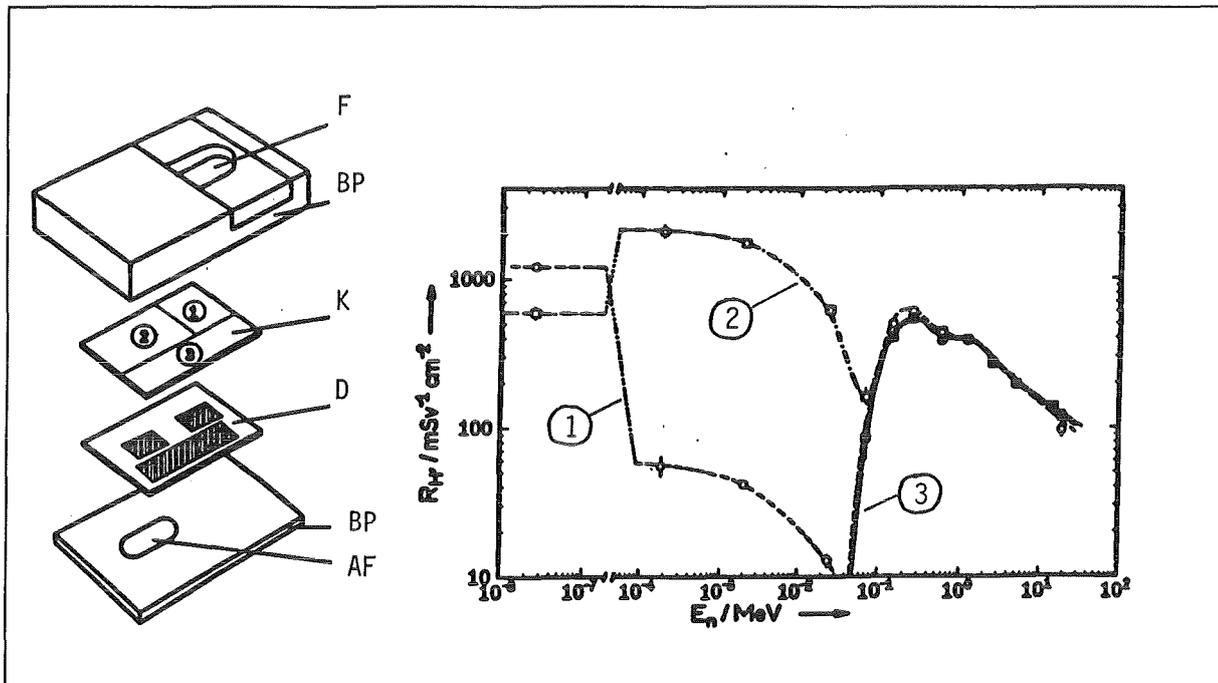


Bild 10: Aufbau und Äquivalentdosis-Ansprechvermögen eines Dosimeters mit einem CR-39-Ätzspurdetektor D und dreigeteiltem Konverter K (LUSZIK-BHADRA u.a., 1994). F Fenster, BP Borplastik, AF Albedofenster.

Als einzelner Bereich zeigt Bereich 2 das über alle Energien gleichmäßigste Ansprechvermögen. Eine geeignete Linearkombination der Meßwerte aller drei Bereiche erlaubt jedoch eine deutliche Verbesserung, wie im Bild 11 gezeigt wird (ALBERTS u.a., 1994c).

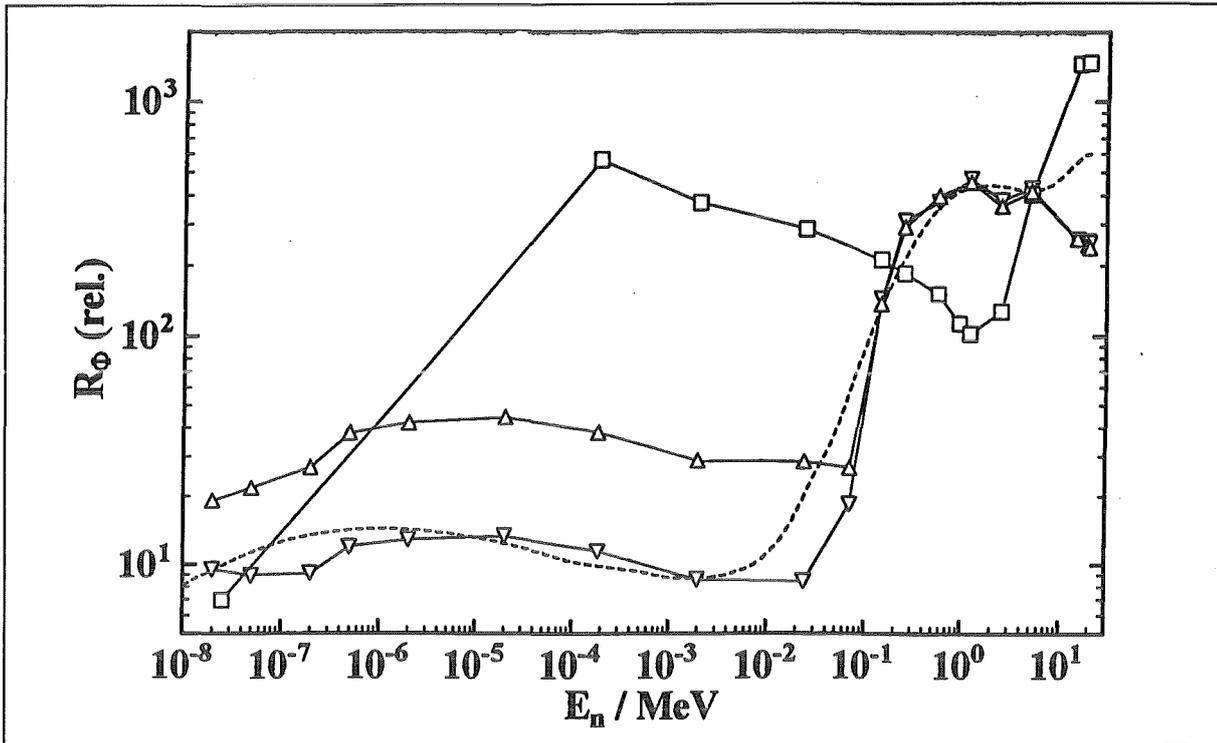


Bild 11: Fluenz-Ansprechvermögen für die im Text beschriebenen Personendosimeter und Konversionsfaktoren $h_{p\phi}(10)$ (gestrichelt) in Abhängigkeit von der Neutronenenergie. Δ Bereich 2 des Ätzspurdosimeters, ∇ Linearkombination der 3 Bereiche, \square elektronisches Taschendosimeter (ALBERTS u.a., 1994c).

Während Bereich 2 und die Linearkombination im Energiebereich oberhalb 100 keV bis etwa 5 MeV den Konversionsfaktor gut annähern, zeigt Bereich 2 eine Überbewertung im unteren Energiebereich, wo die Linearkombination deutlich bessere Ergebnisse liefert. Ohne dem Beitrag von D. BARTLETT (1995) in diesem Kolloquium vorgreifen zu wollen, wird in die Betrachtung ein elektronisches Taschendosimeter für Neutronenstrahlung einbezogen (ALBERTS u.a., 1994b), bei dem man sofort die großen Abweichungen des Fluenz-Ansprechvermögens vom Konversionsfaktor (bis zu einem Faktor 70 bei 0,2 keV) erkennt.

Bild 12 zeigt wieder die Ergebnisse einer numerischen Überprüfung der Ansprechvermögen dieser drei Dosimeter in den acht oben beschriebenen Spektren und über 100 weiteren für Kernreaktoren typischen Spektren. Die relativen Äquivalentdosis-Ansprechvermögen sind auf eine Kalibrierung mit einer unmoderierten ^{252}Cf -Neutronenquelle ($h_{p\phi}(10) = 269 \text{ pSv cm}^2$) bezogen.

Während man für das elektronische Taschendosimeter die Überschätzung der Äquivalentdosis bei weichen Spektren bis zu einem Faktor 7 erkennt, überschätzt bereits das Element 2 des Ätzspurdetektors nur noch um einen Faktor 2. Die Linearkombination liefert hier, wie erwartet, die besten Ergebnisse: Die Äquivalentdosis-Ansprechvermögen schwanken für fast alle Spektren um etwa $\pm 20\%$ um den Wert eins.

Die großen Überschätzungen des elektronischen Taschendosimeters im intermediären Energiebereich machen deutlich, wie schwierig es ist, diesen Bereich gleichzeitig mit thermischen und schnellen Neutronen richtig zu erfassen. Die in Bild 3 und 4 gezeigten Dosispektren weisen zwar nur geringe Dosisanteile in diesem Bereich auf, eine so große Überschätzung in diesem Energiebereich führt jedoch zu einem erheblichen Anteil an der Anzeige des Dosimeters. Dies unterstreicht die Bedeutung des intermediären Bereichs bei der Entwicklung von Dosimetern.

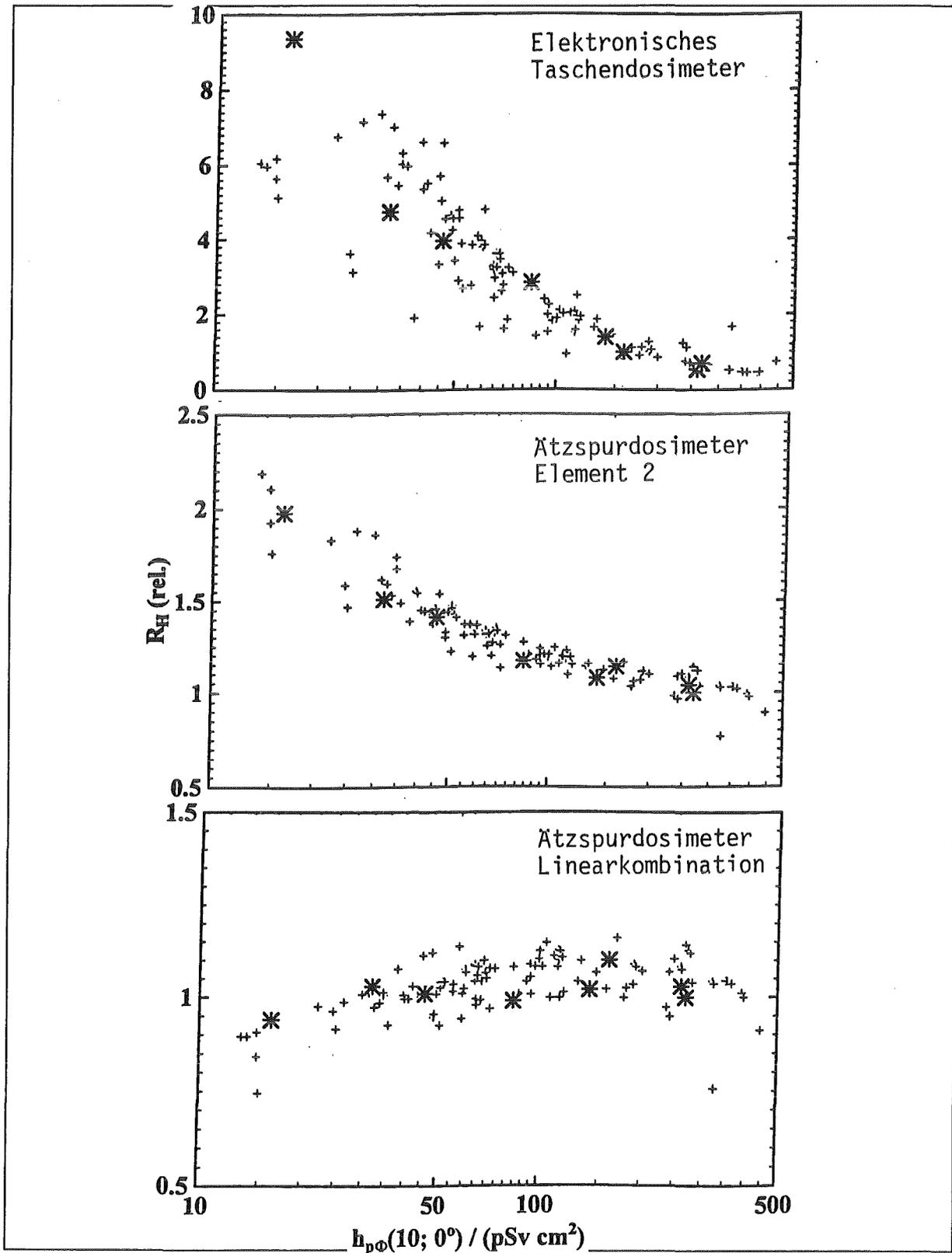


Bild 12: Relatives Äquivalentdosisansprechvermögen $R_H(\text{rel.})$ als Funktion des mittleren Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktors für breite Energieverteilungen (ALBERTS u.a., 1994c). Die Ansprechvermögen sind auf das für Neutronen einer unmoderierten ^{252}Cf -Neutronenquelle normiert.

5. Höhere Energien

Ein nicht unerheblicher Teil des Interesses bei der Entwicklung von Neutronendosimetern der letzten Jahre ist das Verhalten bei Energien oberhalb von 20 MeV gewesen, nicht zuletzt dadurch, daß die Internationale Strahlenschutzkommission (ICRP) in ihrer Publikation 60 (ICRP, 1991) die Einbeziehung des fliegenden Personals in Düsenflugzeugen als beruflich strahlenexponierte Personengruppe empfohlen hat. An dieser Stelle soll nur kurz auf zwei typische Entwicklungen eingegangen werden. Die eine betrifft wieder eine Modifikation des klassischen Remcounters, deren Aufbau und berechnetes Fluenz-Ansprechvermögen in Bild 13 gezeigt wird (BIRATTARI u.a., 1992). Das Ansprechvermögen des klassischen Remcounters (hier nach ANDERSSON und BRAUN (1964)) fällt oberhalb von etwa 10 MeV steil ab, während der wieder zum Vergleich eingezeichnete Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktor im wesentlichen bis zu einigen hundert MeV gleichbleibt. Das modifizierte Gerät erhöht das Ansprechvermögen bei hohen Energien durch Ausnutzung von (n,xn)-Reaktionen in einer in den Moderator eingebrachten Bleischicht („Neutronenvervielfachung“). Diese Reaktionen setzen erst bei höheren Neutronenenergien ein, sodaß das Ansprechvermögen unterhalb von 10 MeV unverändert bleibt.

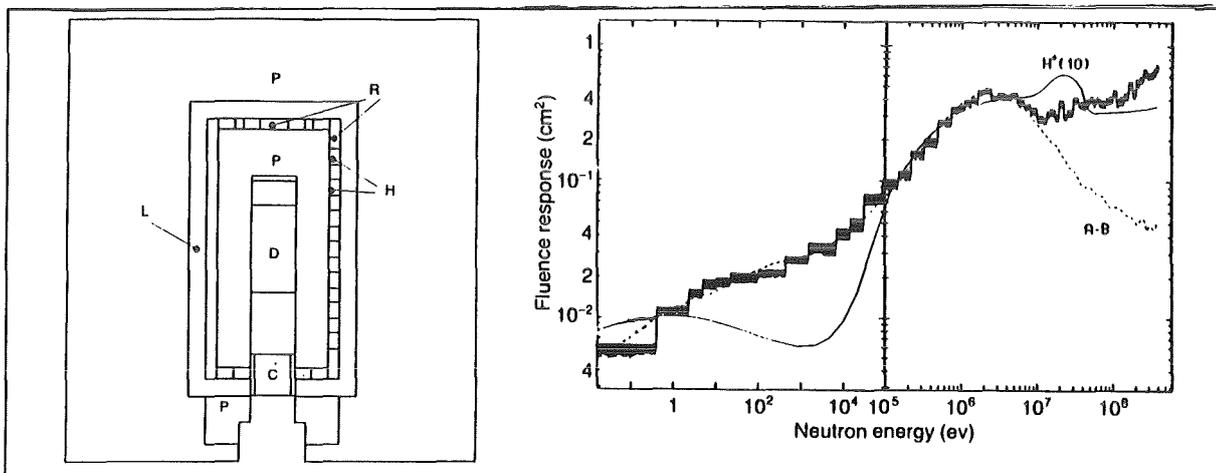


Bild 13: Links: Aufbau eines modifizierten Remcounters nach BIRATTARI u.a. (1992): P Polyethylen, R borhaltiges Plastikmaterial, L Blei, H Löcher, D Detektor und C Verbindungen. - Rechts: Fluenz-Ansprechvermögen (schraffierte Kurve) im Vergleich mit dem eines klassischen Remcounters (A-B) und dem Konversionsfaktor von Neutronenfluenz zu $H^*(10)$.

Auch bei Personendosimetern sind in letzter Zeit Untersuchungen mit Neutronen bei Energien bis 65 MeV durchgeführt worden, die sich hauptsächlich auf Ätzspurdetektoren beschränkten (SCHRAUBE u.a., 1995). Als Beispiel sei hier das Ansprechvermögen eines Personendosimeters auf der Basis eines Polycarbonat-Ätzspurdetektors (MAKROFOL) gezeigt. E. PIESCH (1995) hat inzwischen das Ätzverfahren für dieses Material so weiterentwickelt, daß auch dort ein größerer Energiebereich mit einer größeren Empfindlichkeit erfaßt werden kann (Bild 14): Neben der Herabsetzung der unteren Energieschwelle auf unter 1 MeV weist das Dosimeter auch ein nur wenig abfallendes Ansprechvermögen bis 65 MeV auf. Über praktische Ergebnisse mit diesem Dosimeter wird im Beitrag von B. BURGHARDT (1995b) zu diesem Kolloquium berichtet.

6. Experimentelle Verifikation

Die in den Abschnitten 3 und 4 beschriebene „numerische Tauglichkeitsprüfung“ bringt Aufschlüsse über ein zu erwartendes Verhalten bzw. über zu erwartende systematische Meßunsicherheiten an Arbeitsplätzen in kerntechnischen Anlagen. Der Strahlenschutzpraktiker mag sich mit solchen Analysen nicht zufrieden geben und einen Nachweis durch „richtige Experimente“ vorziehen. Solche Vergleichsexperimente, bei denen dann mit verschiedenen Geräten experimentell bestimmte Äquivalentdosen direkt miteinander verglichen wurden, haben z. B. im europäischen Rahmen in „praktischen Neutronenfeldern“ stattgefunden. Die Tabelle zeigt eine Auswahl von Ergebnissen einer Messung in einem Reaktorcontainment und an einem Brennelementtransportbehälter in Schweden (LINDBORG u.a., 1995) sowie an einer speziell für solche Experimente entwickelten Bestrahlungseinrichtung in Cadarache, Frankreich (CHARTIER u.a., 1992). Die Dosisermittlung mit Hilfe des

Bonner-Kugel-Spektrometers gilt als die genaueste. Die Ergebnisse des beteiligten Blasendetektors und des CR-39-Personendosimeters bestätigen die theoretisch vorausgesagten Eigenschaften eindrucksvoll.

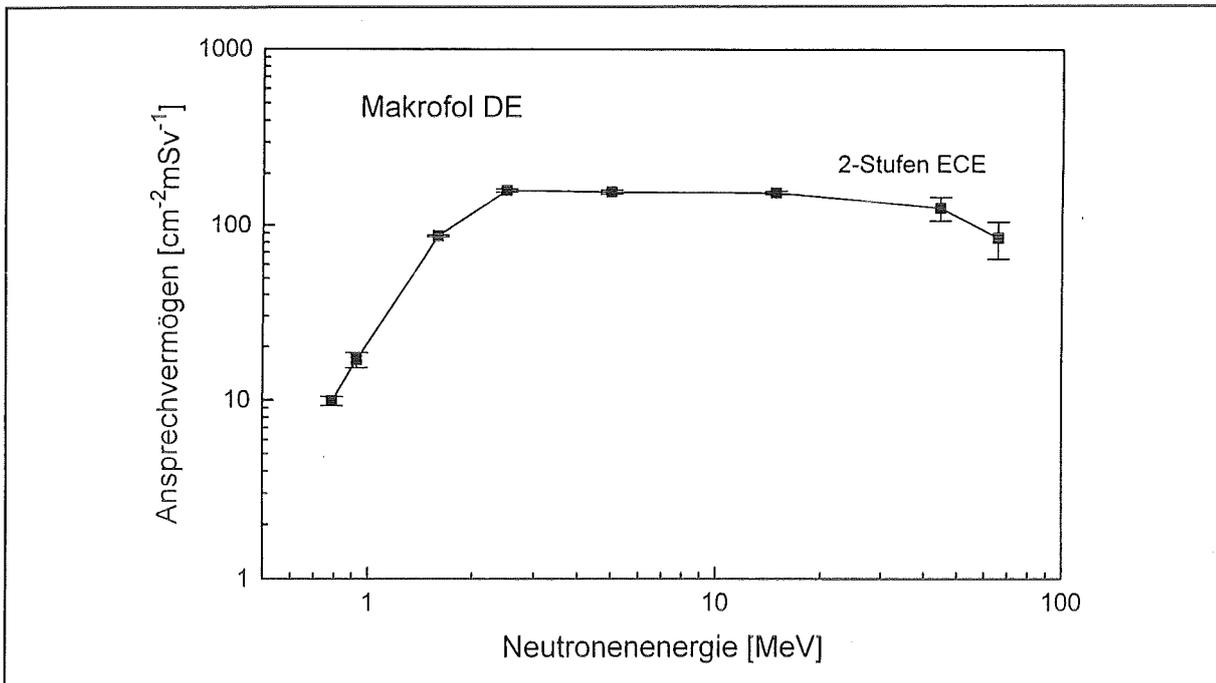


Bild 14: Äquivalentdosis-Anspruchvermögen eines Dosimeters mit Polycarbonat-Ätzenspurdetektor (MAKROFOL) (nach PIESCH, 1995).

Meßgerät	SCHWEDEN (LINDBORG u.a., 1995)								CADARACHE (D'ERRICO, 1995b)	
	Dosisleistung in $\mu\text{Sv/h}$ in den Positionen								Dosisleistung in $\mu\text{Sv/h}$	
	L	A	F	G	D	E	P	Σ	CANEL+ (H_2O)	CANEL+
Bonner-Kugeln	223	1461	745	165	42	35	43	130	4	13,5
Rem Counter	332	-	1146	248	52	44	52	-	-	-
Bubble 30°C	220	-	-	-	38	38	40	-	-	-
Bubble 32°C	-	-	-	-	-	-	-	128	4,2	13,8
CR-39	160	1525	705	-	45	-	45	-	-	-

Tabelle: Experimentelle Bestimmung von Äquivalentdosen in internationalen Gemeinschaftsexperimenten. Die Positionen L, A, F, und G sind im Containment eines Druckwasserreaktors, D, E und P an einem Brennelementtransportbehälter. Σ bezeichnet eine Anordnung aus einer Am-Be-Neutronenquelle mit Graphitmoderation, CANEL+ eine 14-MeV-Neutronenquelle mit Uranmantel.

7. **Schlußbemerkungen**

Der vorliegende Beitrag konnte nur streiflichtartig einige neuere Entwicklungen in der Neutronendosimetrie für den Strahlenschutz aufzeigen. So mußte etwa der ganze Komplex von Untersuchungen mit dem gewebeäquivalenten Niederdruck-Proportionalzähler wegfallen, einem Meßgerät, das als Referenzmeßgerät in Strahlungsfeldern mit unbekannter Zusammensetzung nach Strahlenarten und Energieverteilung Verdienste erworben hat (s. z. B. SCHUHMACHER, 1992). Auch spezielle Systeme für sehr hohe Energien (Spaltdetektoren mit besonders hoher Energieschwelle, BGO-Detektoren) konnten nicht behandelt werden.

Trotz der in diesem Beitrag aufgeführten Verbesserungen an existierenden Dosimeterbauarten für die Strahlenschutzpraxis ist die Notwendigkeit weiterer Entwicklungen auf diesem Gebiet gerade wieder durch die Formulierung des neuen Forschungsprogrammes „Sicherheit bei der Kernspaltung“ der Europäischen Kommission unterstrichen worden, in dem die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens und die Empfindlichkeit (untere Meßgrenze) für Neutronendosimeter ausdrücklich erwähnt sind. Nach dem oben gesagten ist wohl bei elektronischen Dosimetern noch am meisten Entwicklungsbedarf zu sehen. Die zunehmende Miniaturisierung der Elektronik wird auch kompliziertere Ansätze erlauben als das in diesem Beitrag gezeigte Beispiel einer einfachen Siliziumdiode mit Konvertern. Dabei werden die passiven Personendosimeter nicht vergessen werden, sondern aus Gründen der mechanischen und radiologischen Unverwüstlichkeit zur Archivierung und Langzeitprüfung ein elektronisches Dosimeter weiter begleiten. Das Interesse am Energiebereich bis 100 MeV und darüber dürfte weiter zunehmen. Ein MAKROFOL-Detektor wäre z.B. für eine Langzeit-Ortsdosimetrie in Flughöhen sicherlich geeignet.

An dieser Stelle möchte sich der Autor insbesondere bei Ernst Piesch für eine langjährige kollegiale und freundschaftliche Zusammenarbeit bedanken, aus der manch anregendes Projekt hervorgegangen ist. Dank gilt auch Bernd Siebert, der die Bilder und Daten für die numerischen Auswertungen, z. T. vor anderweitiger Veröffentlichung, zur Verfügung gestellt hat.

Literatur

- ALBERTS, W.G., AMBROSI, P., BÖHM, J., DIETZE, G., HOHLFELD, K. UND WILL, W. (1994a). *Neue Dosismessgrößen im Strahlenschutz*. PTB-Dos-23, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig.
- ALBERTS, W.G., DIETZ, E., GULDBAKKE, S. UND KLUGE, H. (1994b). *Response of an electronic personal neutron dose meter*. Radiat. Prot. Dosim. 51 (1994), 207-210.
- ALBERTS, W.G., LUSZIK-BHADRA, M. UND SIEBERT, B.R.L. (1994c). *Personal Neutron Dosimetry -- Conversion Factors, Calibration and Dosimeter Performance*. Oak Ridge National Laboratory ORNL/TM-12817, 165-174.
- AMBROSI, P., BÖHM, J., HILGERS, G., RITZENHOFF, K.-H. UND JORDAN, M. (1995). *Neuere Entwicklungen in der Photonendosimetrie*. Dieses Kolloquium.
- ANDERSSON, I.Ö. UND BRAUN, J. (1964). *A Neutron Rem Counter*. Nucleonik 6, 237.
- AROUA, A., BOSCHUNG, M., CARTIER, F., GRECESCU, M., PRETRE, S., VALLEY, J.-F. UND WERNLI, CH. (1994). *Characterisation of the Mixed Neutron-Gamma Fields Inside the Swiss Nuclear Power Plants by Different Active Systems*. Radiat. Prot. Dosim. 51, 17-25.
- BARTLETT, D.T. (1995). *Electronic Personal Dosemeters: Current Positions and Trends*. Dieses Kolloquium.
- BIRATTARI, C., ESPOSITO, A., FERRARI, A., PELLICIONI, M. UND SILARI, M. (1992). *A Neutron Survey Meter with Sensitivity Extended up to 400 MeV*. Radiat. Prot. Dosim. 44, 193-197.
- BURGHARDT, B. (1995a). *Persönliche Mitteilung*.
- BURGHARDT, B. (1995b). *Aktuelle Beiträge zur externen Dosimetrie*. Dieses Kolloquium.
- CHARTIER, J.L., POSNY, F. UND BUXEROLLE, M. (1992). *Experimental Assembly for the Simulation of Realistic Neutron Spectra*. Radiat. Prot. Dosim. 44, 125-130.

- D'ERRICO, F. UND ALBERTS, W.G. (1994). *Superheated-Drop (Bubble) Neutron Detectors and Their Compliance With ICRP-60*. Radiat. Prot. Dosim. 54, 357-360.
- D'ERRICO, F. (1995a). *Superheated Drop (Bubble) Detectors*. Lecture Notes. DCMN 001(95), Atti del Dipartimento di Costruzioni Meccaniche e Nucleari. Universität Pisa.
- D'ERRICO, F. (1995b). *Persönliche Mitteilung*.
- ICRP (1991). *Recommendations of the ICRP*. Publication 60. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, U.K.
- KLETT, A., MAUSHART, R., BURGKHARDT, B., FIEG, D. UND PIESCH, E. (1994). *A New Neutron Dose Equivalent Rate Meter With Improved Neutron Energy Response in Terms of $H^*(10)$* . Oak Ridge National Laboratory ORNL/TM-12817, 227-233.
- KLUGE, H. (1984). *Standard Irradiation Facility for the Calibration of Radiation Protection Instruments Employing Radionuclide Sources*. Compacts 6th IRPA Congress, Berlin, Vol. III, 1161-1164.
- LEAKE, J.W. (1968). *An Improved Spherical Dose Equivalent Neutron Detector*. Nucl. Instr. and Meth. 63, 329.
- LINDBORG, L., BARTLETT, D., DRAKE, P., KLEIN, H., SCHMITZ, TH. UND TICHY, M. (1995). *Determination of Neutron and Photon Dose Equivalent at Work-Places in Nuclear Facilities in Sweden - A Joint SSI-EURADOS Comparison Exercise*. Radiat. Prot. Dosim. (im Druck).
- LUSZIK-BHADRA, M., ALBERTS, W.G., DIETZ, E., GULDBAKKE, S. UND KLUGE, H. (1992). *A Simple Personal Dosimeter for Thermal, Intermediate and Fast Neutrons Based on CR-39 Etched Track Detectors*. Radiat. Prot. Dosim. 44, 313-316.
- LUSZIK-BHADRA, M., ALBERTS, W.G., D'ERRICO, F., DIETZ, E. UND GULDBAKKE, S. (1994). *A CR-39 Track Dosimeter for Routine Individual Neutron Monitoring*. Radiat. Prot. Dosim. 55, 285-293.
- NAISMITH, O.F. UND SIEBERT, B.R.L. (1995). *Manual for SPKTBIB: A PC-Based Catalogue of Neutron Spectra*. NPL Report, National Physical Laboratory, Teddington, U.K. (im Druck).
- PIESCH, E. UND BURGKHARDT, B. (1988). *Albedo Dosimetry System for Routine Personnel Monitoring*. Radiat. Prot. Dosim. 23, 117-120.
- PIESCH, E. (1995). *Persönliche Mitteilung*.
- SCHRAUBE, H., ALBERTS, W.G., WEEKS, A. (1995). *Fast and High-Energy Neutron Detection With Nuclear Track Detectors: Results of the European Joint Experiments 1992/93*. GSF Forschungszentrum Umwelt und Gesundheit, Neuherberg, (im Druck).
- SCHUHMACHER, H. (1992). *Tissue-Equivalent Proportional Counters in Radiation Protection Dosimetry: Expectations and Present State*. Radiat. Prot. Dosim. 44, 199-206.
- SIEBERT, B.R.L. (1995). *Persönliche Mitteilung*.

IV.

Electronic Personal Dosimeters - Current Position and Trends

D T Bartlett

National Radiological Protection Board
Chilton, Oxfordshire, UK GB OX11 0RO

Electronic Personal Dosimeters - Current Position and Trends

D T Bartlett
National Radiological Protection Board
Chilton, Oxfordshire, UK GB OX11 0RO

1 Introduction

Personally, I am a great believer in electronic personal dosimetry. Peter Burgess and I started work in this area in 1982 and both of us remain enthusiastic about this development in personal monitoring, whilst recognising the deficiencies and limitations. In fact I shall address first some of the disadvantages.

2 Disadvantages

Current devices employ G-M tubes, or silicon or gallium arsenide semiconductor detectors. These detectors are not tissue equivalent (Figure 1). Nevertheless compensation is straightforward, using established principles, as, for example, was done by Piesch for radiophotoluminescence detectors. Peter Burgess has designed an elegant arrangement for silicon photodiodes using two detectors of different sizes, one shielded, one not, connected in a simple circuit with single pre-amplifier and amplifier. An excellent relationship in energy and angle is obtained between pulse rate and $H_{p,slab}(10)$ rate (Figure 2). Peter Burgess also devised a novel approach (the 'leaking' filter method) to improve the β response characteristics of a dosimeter based on silicon photodiodes. The β measurement capability, if required, of such a dosimeter, is limited to thallium-204 and higher β energies: there is little possibility of extending this lower.

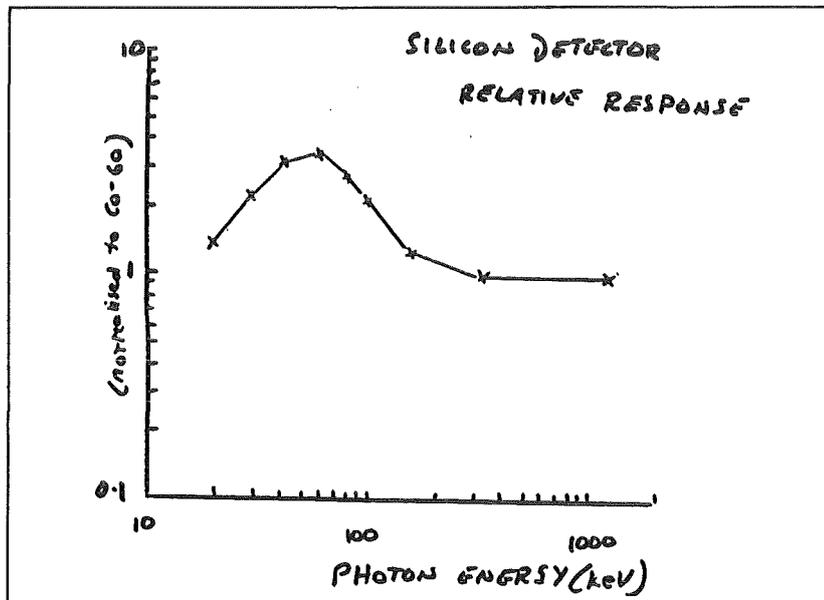


Figure 1: Ratios of silicon to tissue energy absorption coefficients.

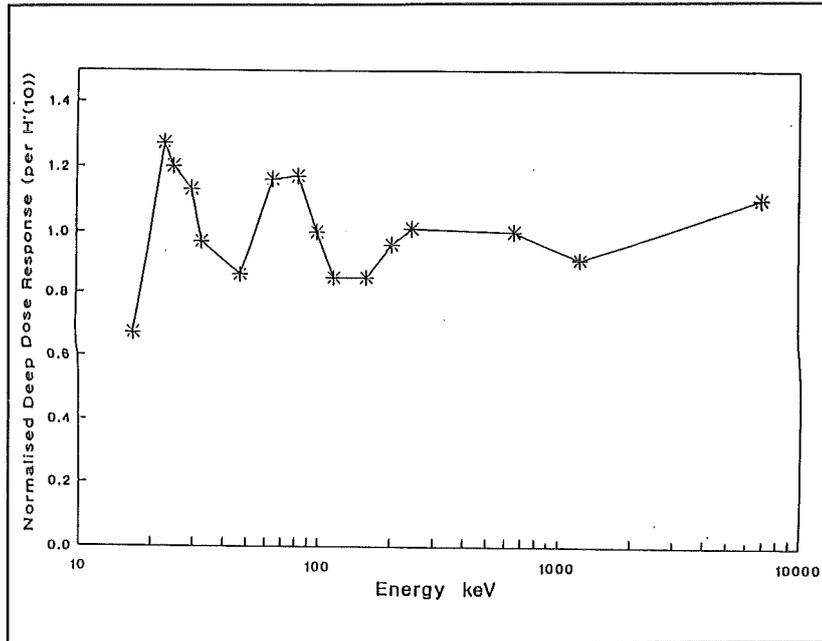


Figure 2: $H'(10)$ response characteristics of simple EPD design.

In advanced industrialised economies with some nuclear power generation, individual monitoring for neutrons accounts for 5 to 10% of total monitoring of external radiation, and perhaps only 3% of occupational collective dose equivalent. Recent changes - increased burn-up of fuel; increased shielding favouring photon attenuation more than neutron; changes in $Q(L)$ (and change to w); and the inclusion of civil aircraft crew as occupationally exposed, have altered the picture somewhat, but in general neutron monitoring is a lower priority than photon. It is in this context that the difficulty of including a neutron response in an electronic personal dosimeter needs to be viewed. In principle, a TEPC based personal dosimeter could have excellent $I\%(10)$ response characteristics. However there are severe practical difficulties, namely, sensitivity, power supply, robustness, microphony and expense of fabrication. Simple semiconductor based designs can cover a limited neutron energy range, up to 10 keV with the albedo principle and from about 500 keV up by using a proton radiator with photon subtraction (Figure 3)

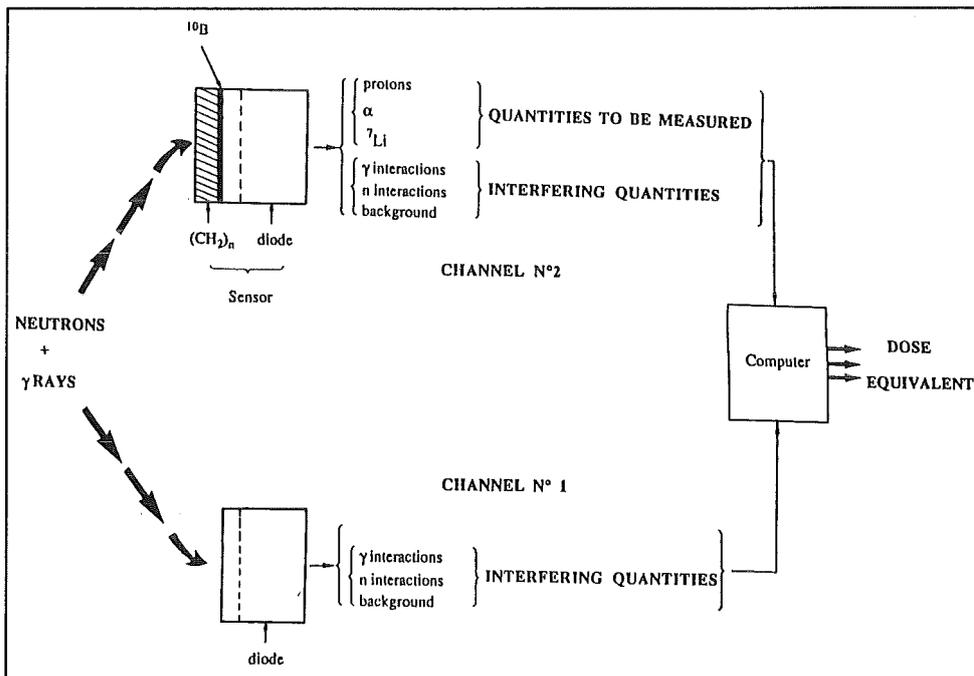


Figure 3: Schematic of design of electronic neutron dosimeter.

The important region 100 to 500 keV is problematical. There are a number of research groups working on this matter.

In semiconductor detectors, electronic noise becomes a problem at low photon energies. 20 keV corresponds to a maximum pulse size of 6000 electrons in silicon, and capacitive effects in particular become a problem. The setting of discriminators is critical and is temperature dependent. Small impacts can generate non-radiation pulses and enhance noise pulses to exceed discriminator settings. Correction for these effects can be made, but caution must be exercised where signals are rejected or suppressed.

The major disadvantage of electronic personal dosimeters, in particular semiconductor devices, is their susceptibility, or potential sensitivity, to electrostatic and electromagnetic fields. Large electrostatic fields are easy to generate and difficult to protect against. Currents flowing in conducting parts of the dosimeter case can induce charge flows in internal circuits. By similar processes, or via windows in the dosimeter case (for display, battery cover etc.), electromagnetic fields can give rise to spurious signals. It is particularly difficult to shield against intense pulsed fields in the GHz range and these are now encountered not only from airport or aircraft radar, but from digital hand-held telephones. (A common frequency is 1.8 GHz) The problem has to be tackled by ab initio design considerations of the detector array and 'front-end' configuration. The disadvantages are summarised in Figure 4.

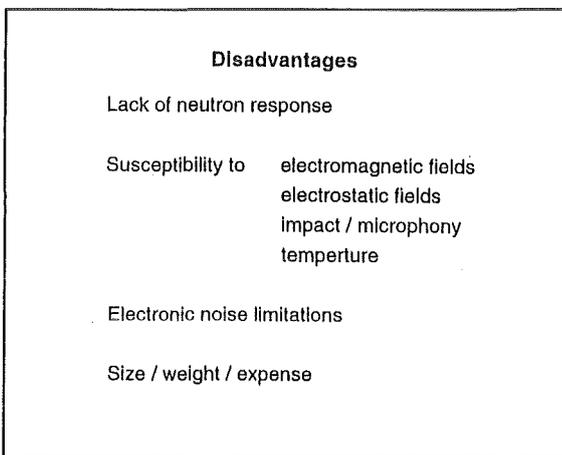


Figure 4: Disadvantages of some types of EPD.

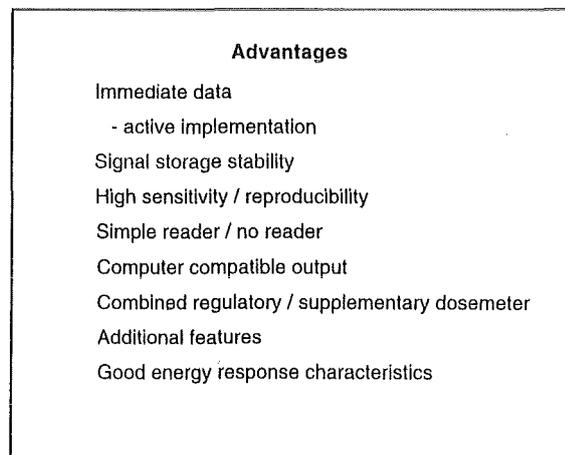


Figure 5: Advantages of EPDs.

3 Advantages (Figure 5)

The most obvious, and to me, the most important advantage of personal dosimeters is the immediate availability of the dose information. This allows the active implementation of ALARA -immediate decisions can be taken. This is combined with dose rate information, high sensitivity, and alarm functions. As we have seen good energy and angle response characteristics can be obtained (Figures 6, 7). Although there are some concerns with environmental influences, temperature, microphony and, in particular, electrostatic and electromagnetic fields, electronic dosimeters, at least in principle, compare well with common type of passive dosimeters with regard to environmental effects. In such devices, the dosimeter information is stored in reversible chemical (redox) states or meta-stable energy levels ('traps') for weeks or months. In electronic dosimeters the signal is immediately processed and data stored in secure electronic memory of proven reliability. The dosimeter is its own processor and the computer compatible interface permits transfer of data to dose management or dose record systems, allows interface with access and security systems, and allows programming of dosimeters for specific operation with incorporation of personal details, alarm functions and dose 'credit'. Electronic dosimeters have stable characteristics over long time periods enabling long term issue, and long intervals between checks on radiological performance.

*Barelaud, B, Paul, D, DuBarry, B, Makovicka, L, Decossas, J L, and Vareille, J L. Radiat. Prot. Dosim. 44 (1/4) pp 363-366 (1992).

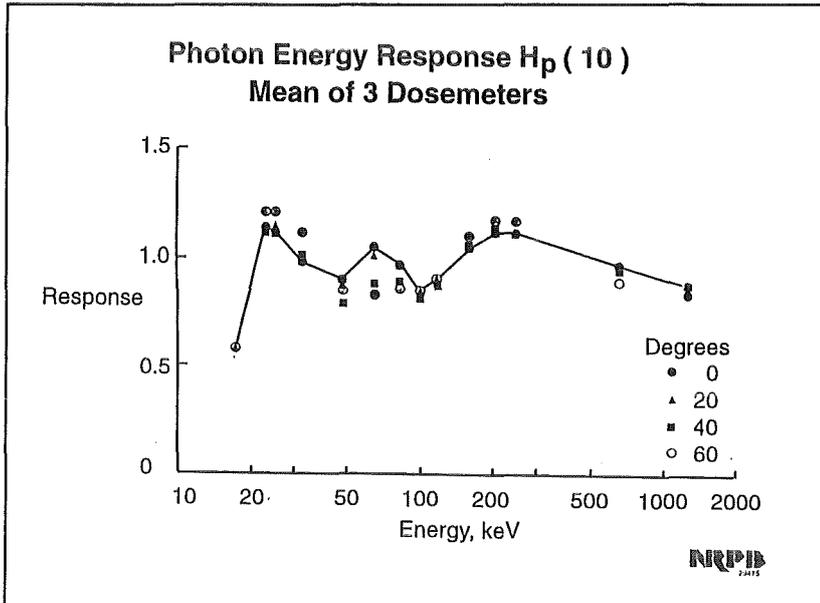


Figure 6: Photon energy response characteristics of an EPD.

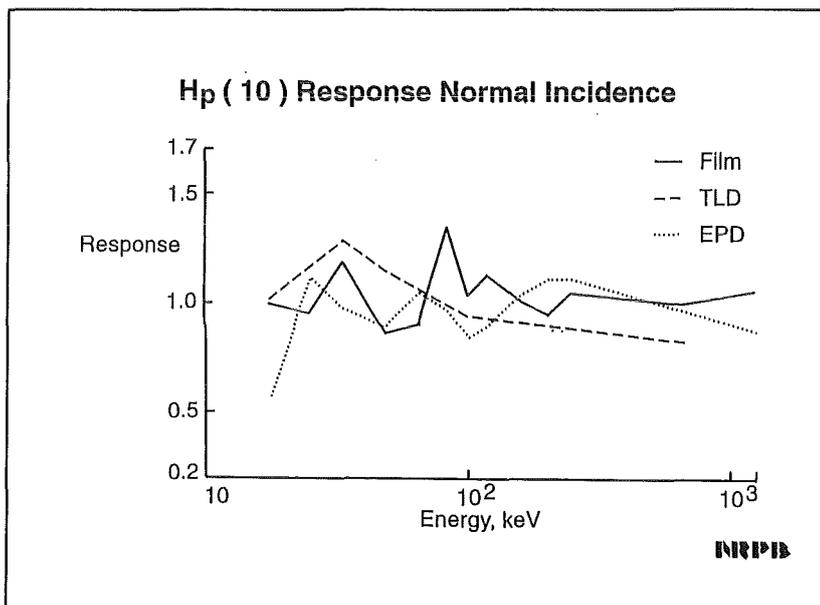


Figure 7: Comparison of energy response characteristics of Film, TLD and EPD

4 Systems

I won't say much about systems. Most of the system aspects are obvious. Electronic personal dosimetry systems can be set up to mimic current or previous systems using passive dosimeters. There is one notable and important difference. This is the opportunity to include remote reads. Dosimeters at any location can be interrogated as necessary via a reader interface, modem and telephone link (Figure 8). In a regulatory system this can be organised such that dosimetric security is safeguarded. Once a link is established, all exchange of data can be initiated and controlled by the authorised laboratory. Such remote reads can include a check on all of the stored dosimetric parameters and may incorporate diagnostic procedures.

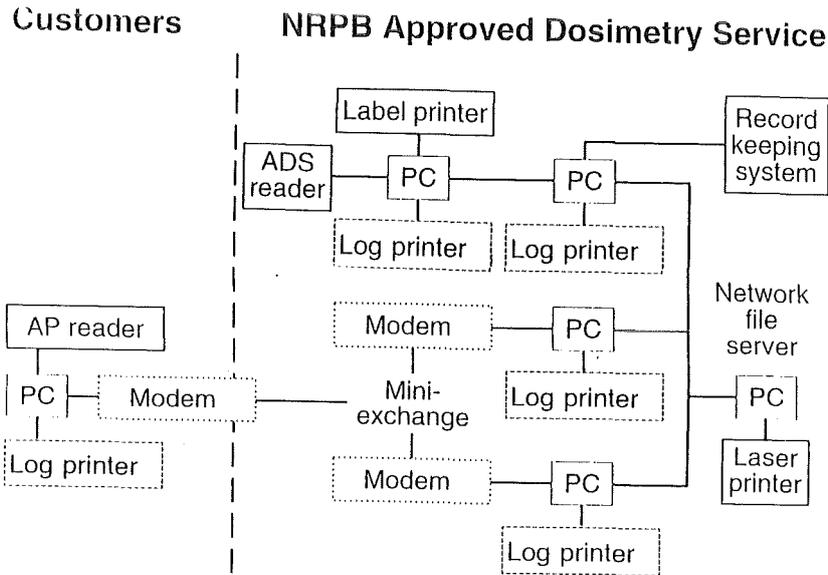


Figure 8: Schematic of EPD system communications

5 Current position

At the present time, electronic dosimeters are, with few exceptions, used as auxiliary or alarm dosimeters, wearers who are controlled by legislation, also wearing a passive device. The exception to this is in the United Kingdom where NRPB is approved to supply an electronic personal dosimeter service to its own staff (Figure 9). This service is under close surveillance, and the dosimeter wearers are radiologically aware. This service has operated for about 1 year and there has been only one occurrence of note, which was of electromagnetic field interference. In the UK, Canada and the USA, nuclear power utilities have installed, or are installing, EPD systems with the electronic dosimeter initially supported by an authorised passive dosimeter, but with the clear intention to change at some stage to complete reliance on the electronic personal dosimeter. The radiological protection community is understandably and correctly conservative. It will take some time to adopt a new approach. Many in personal monitoring expected TLD to quickly replace film as the method of choice, but this did not generally occur.

Electronic Personal Dosimeter System

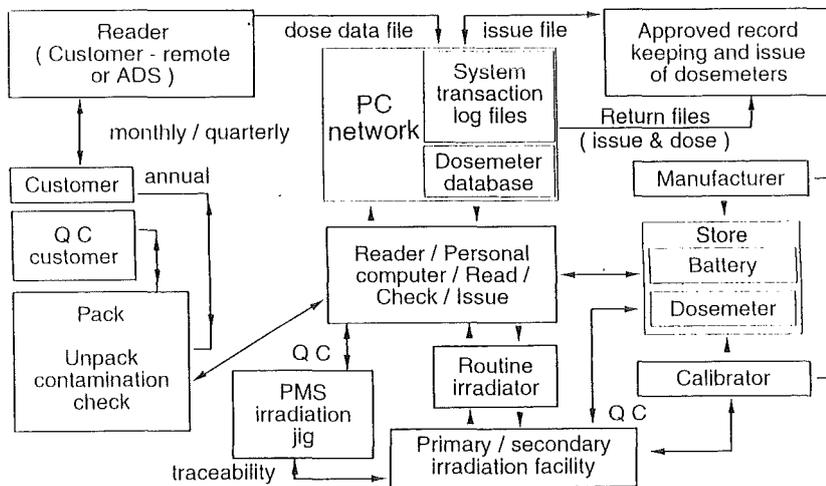


Figure 9: Schematic of NRPB EPD system.

6 Future trends/requirements

There are a number of manufacturers of conventional electronic dosimeters for photons, Merlin Gerin, Stephens, Harwell, Rados, Xetex, SAIC, Aloka, National Panasonic, Saphymo, Graetz, Rad Alert, Appleford, among them; for betas and photons, Siemens and possibly others soon; for neutrons, Aloka. There is a demand for neutron sensitive devices and this is an area of active research. But perhaps the more immediate progress is towards a smaller, lighter, credit card size device of which Merlin Gerin and Nomatek are examples. If problems of electromagnetic field susceptibility can be overcome, and if, probably, a lower photon threshold of 40 keV is acceptable and if there is no skin dose or response requirement such devices will be in use quickly.

Such an electronic personal dosimeter will be truly that - as much personal property as a credit card, identity card or health insurance card (or performing all functions together). Storing a personal dose history in inviolate store, the dosimeter can act as a radiation passport for 'outside workers', allow access to particular sites, indicating dose 'credit'. Such dosimeters are becoming available, and with further improvements will, I am convinced, become the accepted norm.

7 Acknowledgements

I am pleased to acknowledge the close collaboration of my colleagues at NRPB, in particular Peter Burgess and John Campbell, over the last decade or so, and also my colleagues at other laboratories. Especially within the framework of EURADOS Working Groups, there has been open and full discussions of scientific matters. It was through EURADOS that I first came into contact with Ernst Piesch, and am grateful for his advice and assistance on many topics in dosimetry: on quantities; radon, photon, beta, neutron dosimetry; natural terrestrial, nuclear site and now cosmic radiation fields; albedo, track etch, TLD, RPL, film and dosimeters: and more. I am grateful for his friendship and equanimity, and wish him well.

V.

Aktuelle Entwicklungen im Forschungszentrum Karlsruhe

B. Burgkhardt

Hauptabteilung Sicherheit / Dosimetrie
Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Technik und Umwelt, Karlsruhe

Aktuelle Entwicklungen im Forschungszentrum Karlsruhe

B. Burgkhardt

Hauptabteilung Sicherheit / Dosimetrie

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Technik und Umwelt, Karlsruhe

Einleitung

Im Forschungszentrum Karlsruhe (FZK) werden in der Hauptabteilung Sicherheit / Dosimetrie (HS/D) seit über 35 Jahren neue Meßverfahren für die Strahlenschutzüberwachung entwickelt, erprobt und in die Routine eingeführt. Die praxisorientierten Arbeiten führten zu einer Vielzahl von Routinedosimetern. Rückblickend sind in Tabelle 1 einige dieser Arbeiten aufgeführt. Die Jahreszahlen dienen der Einordnung in den zeitlichen Rahmen, wobei die unterstrichenen das Jahr der amtlichen Anerkennung des entsprechenden Dosimetriesystems kennzeichnen. Diese Tabelle, die Titel der ausgewählten Literaturstellen und der Beitrag von Dr. Becker in diesem Heft verdeutlichen die Vielfalt der Meßverfahren und das breite Spektrum der Aktivitäten bei HS/D. Der vorliegende Beitrag beschränkt sich auf aktuelle, insbesondere im vergangenen Jahr bei HS/D abgeschlossene Meßverfahren, die in den kommenden Jahren zu einer Verbesserung der Strahlenschutzüberwachung beitragen sollen.

Tabelle 1 Entwicklung und Erprobung von Dosimetern
Rückblick auf F+E - Arbeiten im FZK bei HS/D

Dosimetriesystem/Verfahren	Jahr	Literatur
NTA - Neutronenkernspurfilm	<u>1962</u>	[1]
Phosphatglas-Kugeldosimeter	1964, <u>1967</u>	[2, 3]
Neutronen-, Edelstahl- Fingerringdosimeter	1972, 1974, 1989	[4, 5]
Meß- und Testverfahren für Festkörper-Dosimetriesysteme	1971, 1978, 1984	[6, 7, 8]
Radon-Diffusionskammer	1978, 1982	[9, 10]
Albedoneutronendosimeter	1974, 1982, <u>1988</u>	[11, 12, 13]
Kernspurätzverfahren zur Neutronendosimetrie	1967, 1978	[14, 15, 16]
Flachglasdosimeter	1981, 1986, <u>1992</u>	[17, 18, 19]
Neutronensonde LB 6411	1993	[20, 21]

Flachglasdosimeter

Das Phosphatglas-Kugeldosimeter wurde im Jahre 1967 durch die LfU in Karlsruhe als amtliches Ganzkörperdosimeter eingesetzt, und war schon damals eine moderne Alternative zum Filmdosimeter [2]. Auf der Grundlage langjähriger Erfahrungen in der PL-Dosimetrie wurde in Zusammenarbeit mit TOSHIBA GLASS im Forschungszentrum Karlsruhe mit dem PL-Flachglasdosimeter eines der modernsten Dosimetriesysteme entwickelt und eingeführt [22, 23]. Kennzeichnend für das Flachglasdosimetermeßverfahren ist:

- die vollautomatische Auswertung mit Öffnen der Dosimeterkapselung und eventuellem Glaswechsel,
- die durch gepulste UV-Laser-Anregung ermöglichte Unterdrückung der Eigenfluoreszenz,
- die Messung der Voranzeige jedes einzelnen Dosimeters auf $\pm 1\mu\text{Sv}$ genau und
- der weite Dosisbereich von 0,03 mSv bis 10 Sv mit einer linearen Dosis-Meßwert-Beziehung.

Die Langzeitstabilität und Energie- und Richtungsabhängigkeit sollen hier an den aktuellen Ergebnissen erläutert werden [24].

Die strahleninduzierte Photolumineszenz zeigt bekanntlich einen Build-up-Effekt. Der Meßwert erreicht bei Zimmertemperatur erst 10 Tage nach Bestrahlung den langzeitigen Erwartungswert auf 1 % genau (Abb. 1). Danach zeigen PL-Dosimeter im Vergleich zum Film- und TL-Dosimeter das geringste Fading und eine bemerkenswerte Langzeitstabilität der Meßwertspeicherung. Zum vorzeitigen Erreichen dieses Maximalwertes wurde für Kalibrierdosimeter eine 24-stündige Temperaturbehandlung bei 35° C eingeführt.

In Abb. 2 wird die Langzeitstabilität der Flachglas-Kalibrierdosimeter nach der neuen 24-stündigen Temperaturbehandlung bei 35° C an den Ergebnissen eines 10-monatigen Experiments eindrucksvoll demonstriert. Über den gesamten Zeitraum sind die Meßwerte auf die Anzeige des langfristig eingesetzten Kalibrierdosimeters bezogen

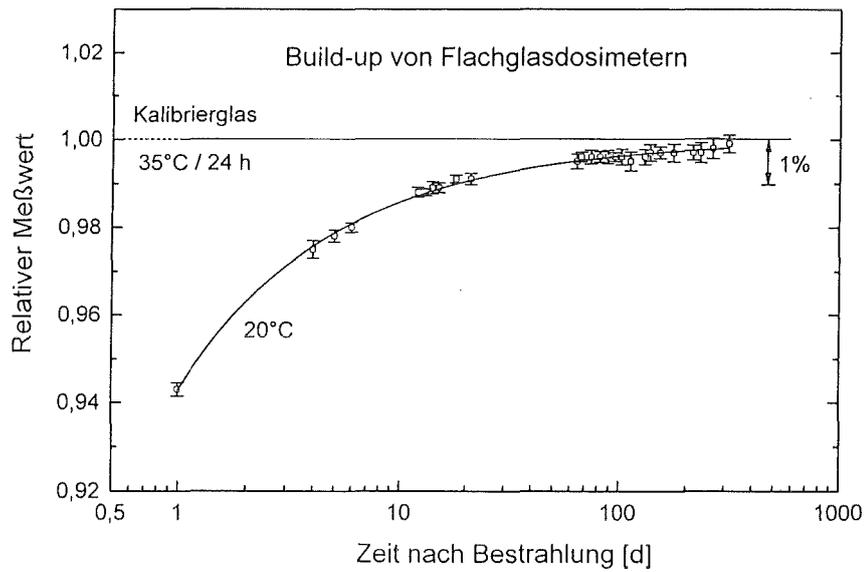


Abb. 1 Relatives Ansprechvermögen von ungetemperten Flachglasdosimetern bei Zimmertemperatur bezogen auf das Ansprechvermögen der bei 35 °C/24 h getemperten Kalibrierdosimeter

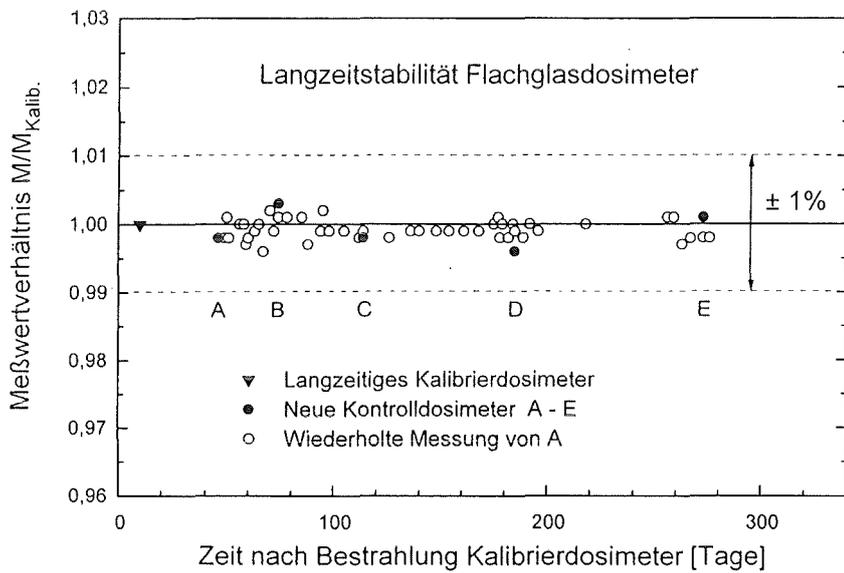


Abb. 2 Langzeitstabilität der bei 35 °C/24 h getemperten und bei Zimmertemperatur gelagerten Kalibriergläser

(Dreieck). Nach jeweils ein bis zwei Monaten wurden neue Kontrolldosimeter bestrahlt, getempert und ausgewertet (ausgefüllte Punkte). Die Meßwerte dieser Kontrolldosimeter bestätigen die stabile Anzeige des Kalibrierdosimeters innerhalb von $\pm 0.4\%$ noch nach 10 Monaten. Dies wird auch durch die wiederholte Messung des Kontrolldosimeters A (offene Kreise) über den gesamten dargestellten Zeitraum bestätigt. Demnach kann ein einziges Glas zur Kalibrierung des Dosimetriesystems über mehr als drei Monate eingesetzt werden. Im Gegensatz dazu erfordern TLD-Systeme üblicherweise täglich mehrere neu bestrahlte Dosimeter bzw. Filmdosimetriesysteme wegen der extremen Nichtlinearität der Dosisanzeige für jede neue Charge eine Vielzahl von Filmdosimetern zur Kalibrierung des Dosisbereiches.

Abb. 3 verdeutlicht, daß das Flachglasdosimeter SC-1 eine Dosismessung über den gesamten interessierenden Photonenenergiebereich von 10 keV bis 10 MeV gewährleistet. Die aktuellen Ergebnisse zeigen nicht nur die günstigen Einsatzmöglichkeiten des Flachglasdosimeters im medizinischen Bereich geringer Photonenenergien, sondern auch an Beschleunigern und Kernkraftwerken im Energiebereich von 1 - 10 MeV. Die gestrichelten Kurven geben die ermittelte Winkelabhängigkeit bei Bestrahlung an einem Kugelphantom für Einstrahlwinkel bis zu 90° wieder, die sich von denen am Quaderphantom insbesondere für den Einstrahlwinkel von 60° nicht wesentlich unterscheidet (vergleiche die entsprechenden neuen PTB-Ergebnisse im Beitrag von Herrn Dr. Ambrosi in diesem Heft. Diese Ergebnisse zeigen auch keine Überempfindlichkeit bei 17 keV wie hier in Abb. 3).

Herausgestellt werden soll, daß beim Glasdosimeter ein einziger Meßwert für alle Strahleneinfallrichtungen aus dem vorderen Halbraum eine eindeutige Aussage der Strahlenexposition und damit der zu überwachenden Körperdosis zuläßt, insbesondere bei Überschreitung der Grenzwerte. Mehrkomponentendosimeter, wie z.B. Filmdosimeter, manche TLD-Systeme und moderne elektronische Personen-Dosimeter mit Halbleiterdetektoren, müssen hingegen ein rechnerisches Auswerteverfahren anwenden, welches eine Dosismessung nur in einem eingeschränkten Winkelbereich ermöglicht. Auch wenn mit dem Glas für die Dosisermittlung nur ein einziger Meßwert erforderlich ist, ermöglicht die automatische Auswertung eine zusätzliche quantitative Angabe der Strahlenqualität und u. U. Strahleneinfallrichtung, die auf die Meßwertverhältnisse (Änderungen mit der Energie um mehr als den Faktor 15) der Auswertung in verschiedenen Glasbereichen beruht [22, 23].

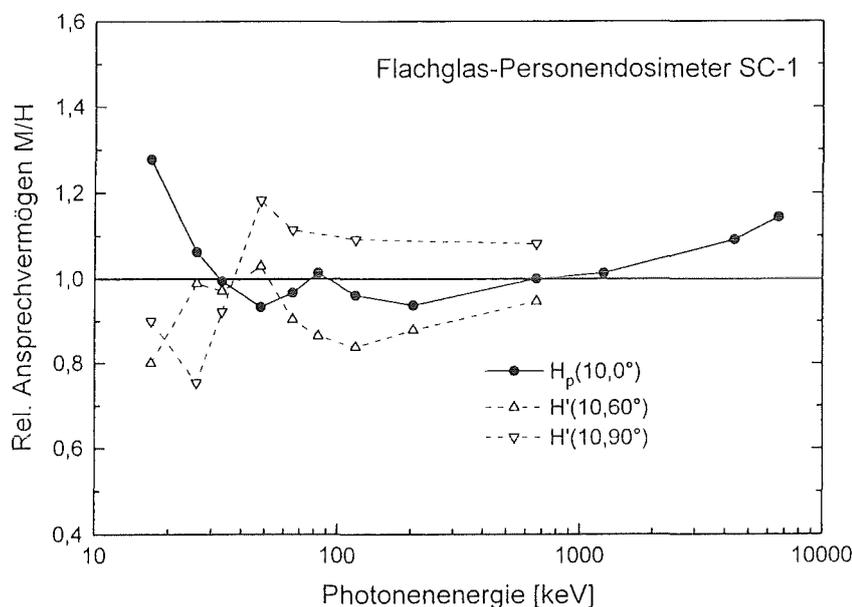


Abb. 3 Energie- und Richtungsabhängigkeit des Flachglasdosimeters im Photonen-Energiebereich bis 7 MeV

Abb. 4 verdeutlicht die Vorteile des Flachglasdosimeters in der praktischen Anwendung durch einen Vergleich der amtlichen und betrieblichen Dosimeterergebnisse an einem Kernkraftwerk über einen Zeitraum von 10 Monaten [25]. Die Abbildung zeigt die langzeitige Häufigkeitsverteilung ungerundeter Monatswerte des amtlichen Flachglasdosimeters ($H_g + H_{g,nat}$) ohne Abzug des natürlichen Dosisanteils und außerdem die jeweiligen aufsummierten Monatswerte H_e des bei jedem Tageinsatz ermittelten Meßwertes des betrieblichen elektronischen Personendosimeters (EPD). Wird beim Flachglasdosimeter ein anlagenspezifischer Beitrag der natürlichen Strahlung subtrahiert, erhält man für beide Dosimetriesysteme eine gute Übereinstimmung der Meßwerte H_e und H_g schon im Bereich kleiner Dosen oberhalb $20 \mu\text{Sv}$. Unterschiede in den Meßergebnissen von 10 %, insbesondere in dem hier nicht dargestellten höheren Meßbereich, sind auf das eingeschränkte Energie- und Richtungsansprechvermögen der EPD zurückzuführen.

Seit 1992 ist das Flachglasdosimeter nach der PTB-Bauartzulassung für den Hersteller sowie nach Anerkennung durch die Länderausschüsse als amtliches Personendosimeter uneingeschränkt in allen Anwendungsbereichen von allen Meßstellen nach Landesrecht einsetzbar. Es wird seitdem von der Meßstelle im FZK zur amtlichen Personenüberwachung eingesetzt. Hinzu kommen zwei weitere amtliche Meßstellen. Eine Meßstelle wird alle Film dosimeter, u. a. auch im medizinischen Anwendungsbereich, durch Glasdosimeter ersetzen, um die Personenüberwachung zu verbessern.

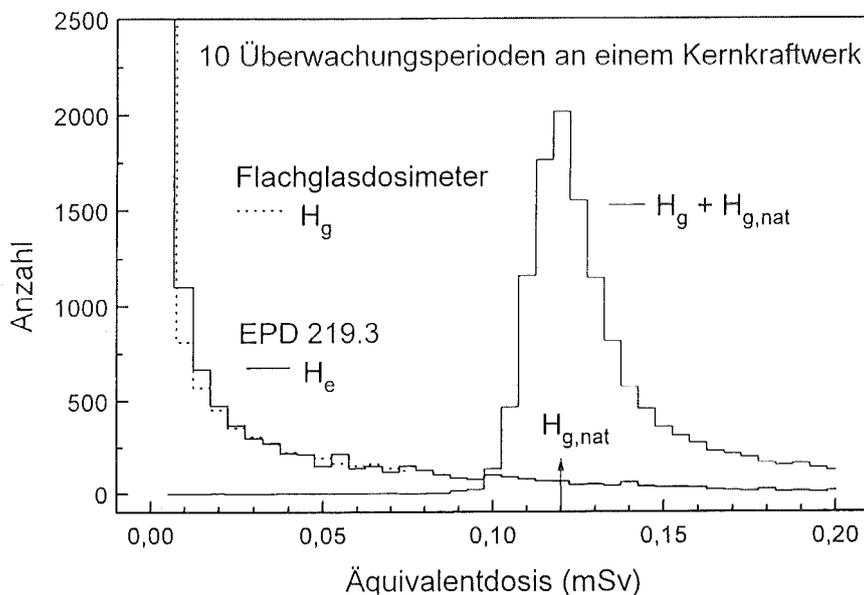


Abb. 4 Häufigkeitsverteilung der Flachglasdosimeter vor und nach Abzug des natürlichen Dosisanteils und Vergleich mit den Ergebnissen der betrieblichen elektronischen Personendosimeter (EPD)

Teilkörperdosimeter

Die Entwicklung eines Teilkörper-Fingerringdosimeters mit verbesserter Detektor-Ringbefestigung sowie einer detektorbezogenen Codierung und automatischen Auswertung ist seit 15 Jahren eine aktuelle, bisher nicht gelöste Aufgabe [26]. Der vom FZK seit den 70er Jahren benutzte Edelstahlring mit Schrumpfschlauchabdeckung erweist sich insbesondere im medizinischen Anwendungsbereich auch heute noch unter all den Entwicklungsvorschlägen der vergangenen Jahre trotz des erforderlichen Handhabungsaufwandes als die zweckmäßigste Lösung hinsichtlich Tragbarkeit unter Gummihandschuhen, Haltbarkeit der Fensterfolie, Sterilisierbarkeit und damit Akzeptanz beim Anwender. Die dosimetrischen Eigenschaften des Teilkörperdosimeters in gemischten β/γ -Strahlungsfeldern lassen sich durch den Einsatz eines neuartigen Zweischicht-Detektorelementes deutlich verbessern [27]. Dieser in Zusammenarbeit mit dem Institute of Physics in Krakau entwickelte Detektor besteht aus einer etwa 0,03 mm dicken Tl-aktiven Schicht aus LiF:Mg,P,Cu , der auf einem TL-unempfindlichen Träger aus inaktivem $\text{LiF} + \text{Graphit}$ aufgesintert ist (Abb. 5). Ein weiterer Zweischichtdetektor mit dem herkömmlichen LiF -Material wird zum Vergleich herangezogen. Die dünne

Schicht führt bei beiden Detektormaterialien zu einem hervorragenden Ansprechvermögen für $H_p(0,07)$, auch für niederenergetische Beta-Radionuklide, wie die des Pm-147 mit einer Maximalenergie von 0,23 MeV. Die erforderliche mechanisch stabile Detektorabdeckung mit einem Schrumpfschlauch von $9 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ verringert das Pm-147-Ansprechvermögen jedoch auf etwa 20 %. Niederenergetische β -Strahlung ist aber in der Teilkörperdosimetrie von untergeordneter Bedeutung, da die herkömmlichen Schutzhandschuhe mit einer Dicke von $> 35 \text{ mg}/\text{cm}^2$ diese nahezu absorbieren.

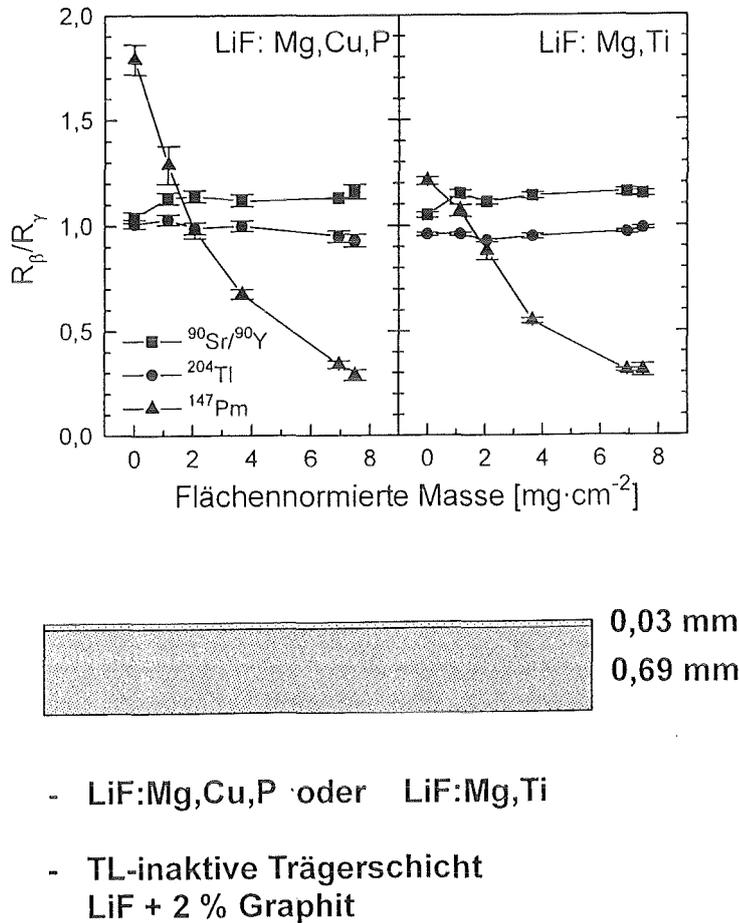


Abb. 5 Aufbau des Zweischicht-Detektors und sein β -Ansprechvermögen in Abhängigkeit von der Detektorabdeckung für das neue und das herkömmliche LiF-Material

In der Routineanwendung von Bedeutung ist die gleichzeitige Messung von Beta- und Photonenstrahlung. Zunächst zeigten die Fingerringe mit den dünnenschichtigen Detektoren ein überraschend hohes Photonen-Ansprechvermögen unterhalb 100 keV (Abb. 6). Dies lässt sich auf einen relativ hohen Meßwertanteil der Sekundärelektronen aus dem PVC-Schrumpfschlauch zurückführen [28]. Eine 0,01 mm PE-Detektorabdeckung ist ausreichend, um diese vom Nachweis auszuschließen. Damit erhält man für das neue dünnenschichtige LiF-Material in einem Fingerring eine sehr günstige Photonenenergieabhängigkeit (Abb. 7). Im Vergleich zu herkömmlichem LiF-Material bietet das neue Material neben dieser verbesserten Energieabhängigkeit ein 20-fach höheres Ansprechvermögen. Damit sind Messungen bis in den Bereich von 0,1 mSv möglich [29]. Ein solches für einen Routineeinsatz bereitgestelltes Fingerringdosimeter soll demnächst von der FZK-Meßstelle insbesondere an Arbeitsplätzen beim Umgang mit Beta-Radionukliden zur Teilkörperdosimetrie eingesetzt werden.

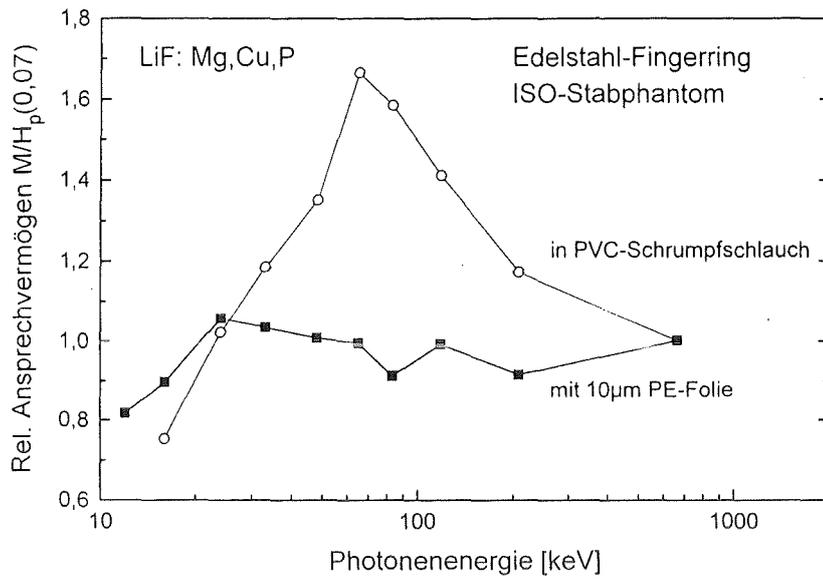


Abb. 6 Einfluß einer 10 µm dünnen PE-Detektorabdeckung auf die Photonenenergieabhängigkeit eines LiF:Mg,Cu,P-Zweischicht-Detektors im Edelstahlring mit Schrumpfschlauch

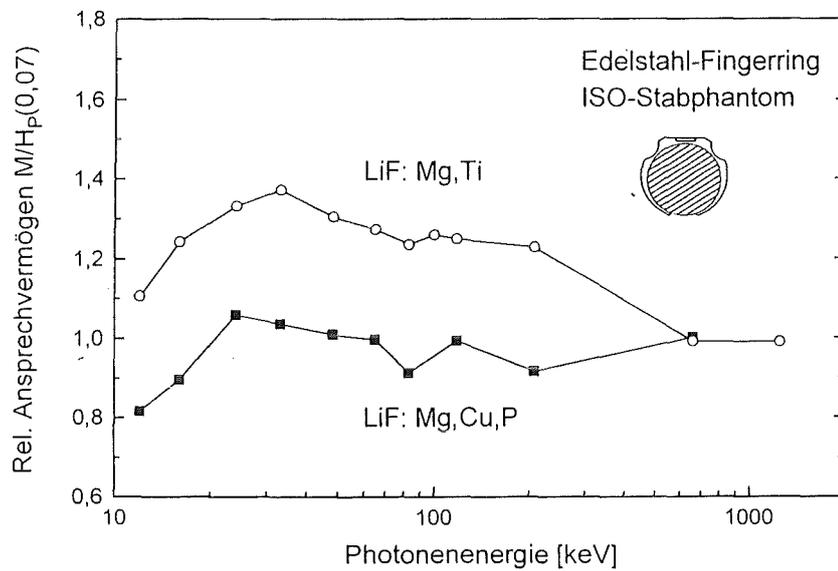


Abb. 7 Relatives Photonen-Ansprechvermögen dünn-schichtiger LiF-Detektoren in einem Edelstahl-Fingerring mit einer 1 mg/cm² PE-Abdeckung und einem 9 mg/cm² PVC-Schrumpfschlauch bezogen auf $H_p(0,07)$ am ISO-Fingerring-Phantom

Flachglas- und Thermolumineszenz-Dosimeter in der Umgebungsüberwachung

1965 waren in der Umgebungsüberwachung Phosphatglas-Kugeldosimeter die ersten eingesetzten Festkörperdosimeter. Heute ersetzen Flachglasdosimeter wieder schrittweise auch außerhalb Baden-Württembergs die bisher eingesetzten Thermolumineszenzdosimeter. Bestimmend dafür sind die gute Langzeitstabilität (vgl. Abb. 2) der Gläser und ihre Unempfindlichkeit gegenüber Luftfeuchtigkeit und anderen Umwelteinflüssen.

Während in der Personendosimetrie das Glasdosimeter SC-1 die alte und neue Meßgröße ohne Änderung des Dosimeters bzw. Auswerteverfahrens gleichzeitig anzeigen kann, erfordert die Messung von $H^*(10)$ in der Ortsdosimetrie eine Änderung des Energiekompensationsfilters [30]. Aus ökonomischen Gründen wurde hierzu lediglich das in der bisherigen Dosimeterkapselung verwendete Zinnfilter durch ein Kupferfilter derselben Dicke ersetzt und auf die seitlichen Filter verzichtet. Zur Messung der Umgebungsdosis $H^*(10)$ muß demzufolge unter Beibehaltung des Meßverfahrens diese neue Dosimeterkapselung SC-2 eingesetzt werden. Wie die aktuellen Ergebnisse in Abb. 8 zeigen, wird über die Anforderungen an Ortsdosimeter hinaus auch bei isotropem Strahleneinfall eine befriedigende Dosismessung in der Umgebungsüberwachung gewährleistet.

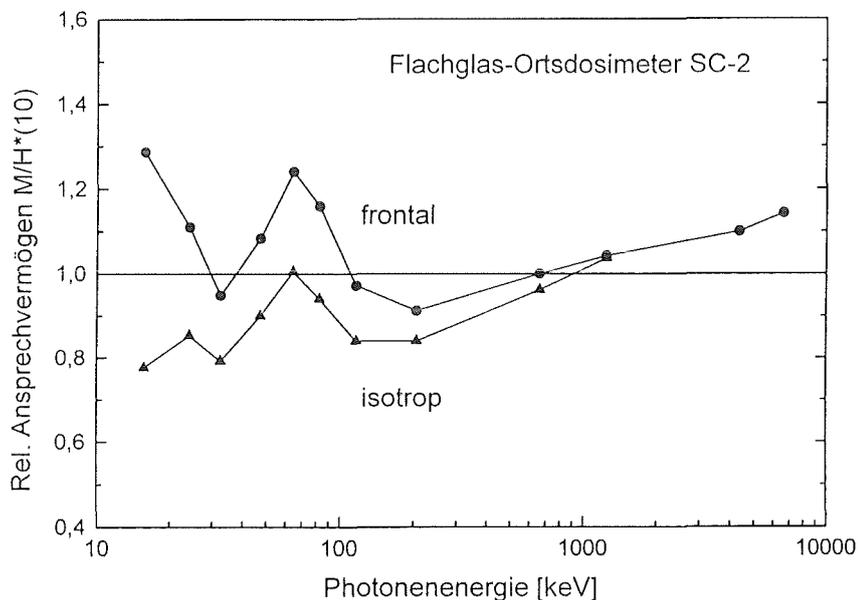


Abb. 8 Energieabhängigkeit des Flachglas-Ortsdosimeters SC-2 mit Cu-Filterung für die Meßgröße $H^*(10)$ bei frontaler bzw. isotroper Bestrahlung um zwei Achsen

Das neue hochempfindliche LiF:Mg,Cu,P Material kann hingegen, wie Abb. 9 zeigt, trotz der erfreulich hohen Empfindlichkeit als Ortsdosimeter nur eingeschränkt eingesetzt werden, und zwar wegen des geringen Ansprechvermögens bei etwa 100 keV. Die Anwendung der üblichen Energiekompensations-Filtertechniken führen hier zu keiner Verbesserung. Denkbar wäre beispielsweise die Zumischung von CaSO_4 -Material zum Ausgleich der fehlenden Anzeige in diesem Bereich. Im Energiebereich < 40 keV hingegen kann die Energieabhängigkeit mit einem Aluminiumfilter von 0,5 - 1 mm verbessert werden.

Beim Einsatz von Thermolumineszenzdosimetern in der Umgebungsüberwachung muß das Fading berücksichtigt werden. Die Fading-Eigenschaften des im FZK eingesetzten TLD-700 Dosimeters wurden an einem Referenzort im Gelände des FZK in jeweils halbjährigen Überwachungszeiträumen im Sommer und Winter über einen Zeitraum von 10 Jahren untersucht. Eine Hälfte der eingesetzten Dosimeter wurde

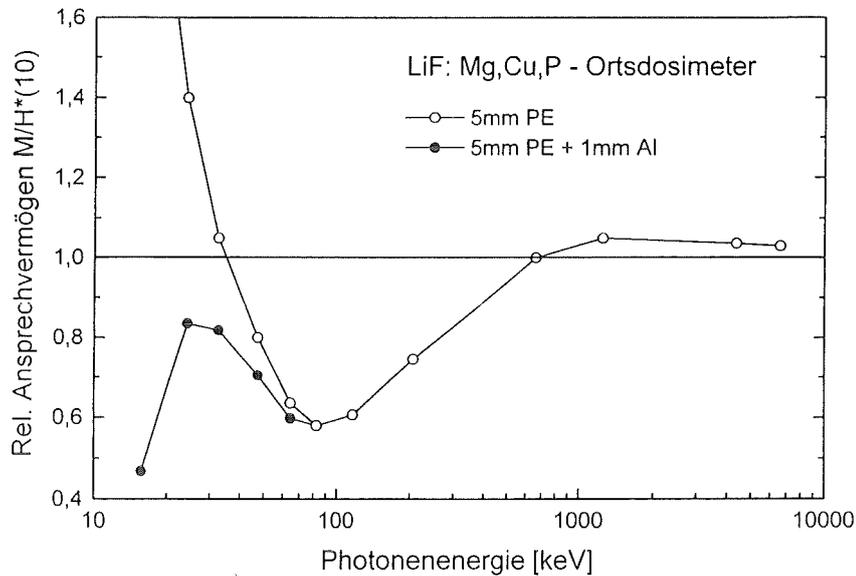


Abb. 9 Relatives $H^*(10)$ -Ansprechvermögen des LiF:Mg,Cu,P-Detektors und die Auswirkung eines Aluminiumfilters von 1 mm Dicke

zu Beginn des Überwachungszeitraumes (180 Tage) bestrahlt, die zweite Hälfte und die während des Überwachungszeitraumes in einer Abschirmung gelagerten Kalibrierdosimeter wurden zwei Tage vor der Auswertung bestrahlt. Die Abbildung 10 zeigt insbesondere

- die geringen Auswirkungen der jährlichen Klimaschwankungen an einem Meßort innerhalb von 10 Jahren,
- das zu etwa 3 % höhere Fading für die zu Beginn bestrahlten Dosimeter,
- ein 5 % höheres Fading im Sommerhalbjahr verglichen mit dem Winterhalbjahr und
- ein mittleres Ansprechvermögen von etwa 0,94 bei kontinuierlicher Exposition der natürlichen Strahlung im Sommer.

Dieser Wert wird bestätigt durch unsere Ergebnisse im ersten Halbjahr des zur Zeit laufenden PTB-AKD-Programms zur Untersuchung von Dosisleistungsmessern und Dosimetern in der Umgebungsüberwachung. Dort fanden wir ein mittleres Ansprechvermögen von 0,93 für das TLD-System und im Vergleich erwartungsgemäß 0,99 für das Flachglasdosimeter.

Die natürliche Strahlung enthält etwa einen Anteil von 0,3 mSv/a durch kosmische Strahlung in Meereshöhe. Festkörperdosimeter zeigen ein unterschiedliches Ansprechvermögen gegenüber der kosmischen Komponente der natürlichen Strahlung. Sie sollte deshalb bei der Ermittlung der Ortsdosis zur Umgebungsüberwachung ebenso berücksichtigt werden wie der Eigennulleffekt durch Radionuklidspuren im Detektor und in der Dosimeterkapsel. Zur Ermittlung des Ansprechvermögens gegenüber kosmischer Strahlung und des Eigennulleffektes wurden die Dosimeter verschiedener Dosimetriesysteme über 560 Tage parallel auf einem See und im Salzbergwerk Asse exponiert und dort unten auch regeneriert und ausgewertet [31]. Gegenüber kosmischer Strahlung zeigt das Flachglasdosimeter mit 0,91 im Vergleich zu TLD-Systemen mit etwa 0,83 ein höheres relatives Ansprechvermögen (Tabelle 2). Der höhere Eigennulleffekt des CaF_2 -Dosimeters und Glasdosimeters beruht auf einem geringen Anteil natürlicher Radionuklide in den jeweiligen Zinnfiltern.

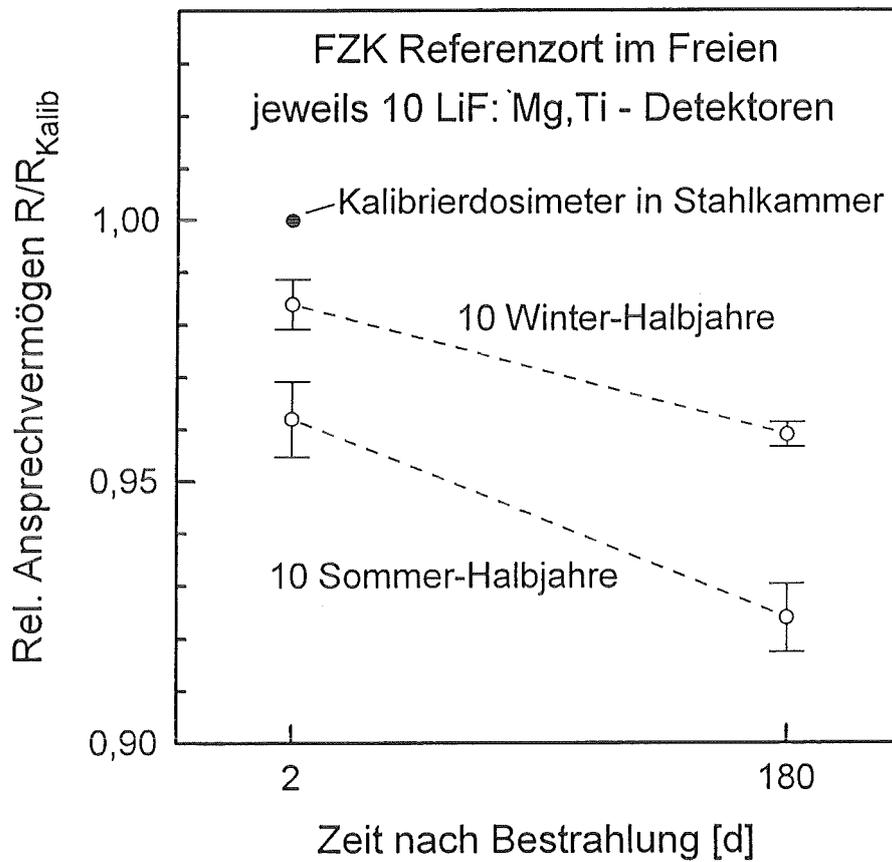


Abb. 10 10-Jahresmittelwerte des relativen Ansprechvermögens von TLD-700 Detektoren für halbjährliche Exposition in der Umgebung

Tabelle 2 Eigennulleffekt und Ansprechvermögen für kosmische Strahlung

Detektor	Kapsel	Eigennulleffekt $K_{\text{Luft}} (\mu\text{Gy/a})$	R_{kosmisch} $K_{\text{Luft}}/\text{Ref.}^*)$
Flachglas	Zinn/Plastik	$9,5 \pm 0,5$	0,91
CaF ₂ :Dy	Zinnkugel	29 ± 2	0,84
⁷ LiF:Mg,Ti	PE	$0 \pm 0,3$	0,82
LiF:Mg,Cu,P	Plastik	$7 \pm 0,3$	0,95

^{*)} Ref: 289 $\mu\text{Gy/a}$

Radondosimetrie

Sowohl die erste im FZK 1978 entwickelte Radon-Diffusionskammer, welche Anfang der 80er Jahre zu landesweiten Erhebungsmessungen in Wohnhäusern in der BRD eingesetzt wurde, als auch die neue Karlsruher Radon-Diffusionskammer verwenden Polycarbonat-Kernspurdetektoren. Die kürzlich von HS/D insbesondere für Neutronendetektoren angewandte 2stufige elektrochemische Ätzung (ECE) erweitert bei Alphastrahlung das Ansprechvermögen auf einen breiteren Alphaenergiebereich (Alphaenergiefenster) und führt im Vergleich zur bisher angewandten einstufigen ECE zu einer Verbesserung der Dosimetercharakteristik [32].

Zur Messung eines qualitativen Alphaenergiespektrums wurde eine Serie von 8 schmalen Alphaenergiefenstern eingesetzt (Abb. 11). Dieses detektorspezifische Spektrum, welches vor allem auch die Richtungsabhängigkeit des Alphanachweises beinhaltet, kann unmittelbar zur Optimierung des Ätzverfahrens für das Radondosimeter herangezogen werden. Die mit unterschiedlichen Ätzverfahren gefundenen Ergebnisse des Radon-Ansprechvermögens in Abb. 11 verdeutlichen, daß die Verschiebung und Verbreiterung des Alphaenergiefensters (ECE3) das Ansprechvermögen der Radon-Diffusionskammer um den Faktor 2 - 3 bei entsprechendem Backgroundanstieg erhöht.

In Zusammenarbeit mit der TU Dresden (siehe Beitrag von Frau Prof. Dörschel in diesem Heft) wurde ein Meßverfahren zum getrennten Nachweis von Radon und Radon-Folgeprodukten entwickelt [33]. Dieses Verfahren beruht auf einem getrennten Nachweis von Po-214. Hierzu wurde ein Alphaenergiefenster für den Energiebereich 6,1 - 7,3 MeV optimiert. Nach der meßtechnischen Bereitstellung des hierfür erforderlichen Ätzverfahrens wurden anschließend Kalibrierbestrahlungen in einer Referenzkammer bei unterschiedlichen Gleichgewichtsfaktoren zur Prüfung des Verfahrens herangezogen [34, 35].

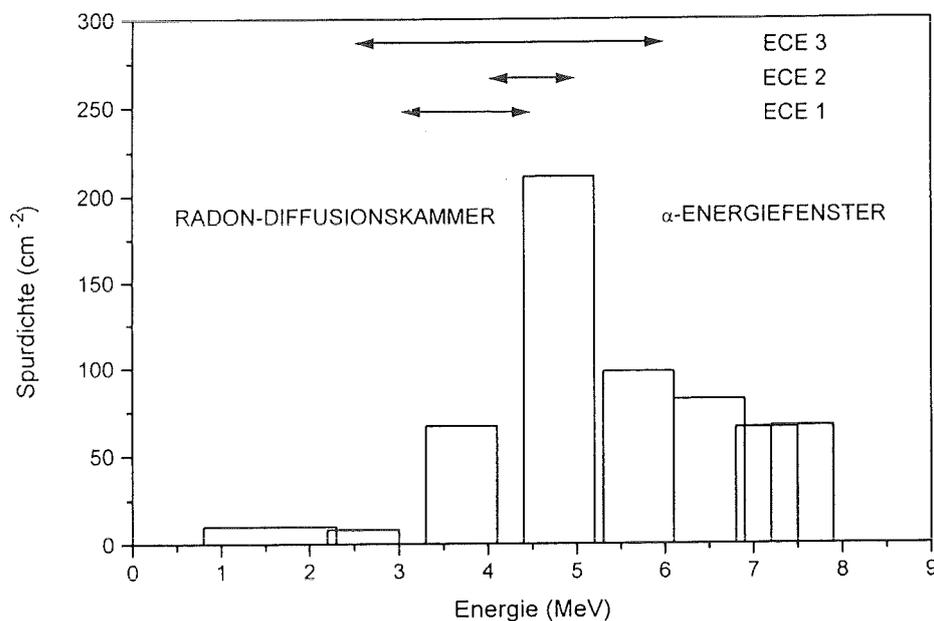


Abb. 11 „8-Kanal-Spektrum“ der Karlsruher Rn-Diffusionskammer, ermittelt mit Makrofol-Detektoren und minimalem α -Energiefenster nach Radonexposition

Albedo-Neutronendosimeter

Das im FZK entwickelte Albedo-Neutronendosimeter hat 1986 den Kernspurfilm als amtliches Personendosimeter abgelöst. Die Ergebnisse der jährlichen PTB-Vergleichsbestrahlungen zeigten bei den unterschiedlichen TLD-Systemen der vier amtlichen Meßstellen für das vom Anwendungsbereich abhängige Neutronenansprechvermögen eine Streuung, die innerhalb der vorgegebenen Meßunsicherheitsgrenzen lag.

Die aktuelle Aufgabe war, das Photonenansprechvermögen des Albedodosimeters der neuen Meßgröße $H_p(10)$ anzupassen, um das hier zu erwartende zu hohe Ansprechvermögen im niederenergetischen Bereich zu verbessern (Abb. 12, Quadrate). Für das in Karlsruhe eingesetzte TLD-ALNOR-System mit LiF-Detektoren wurde hierzu in die Albedokapselung ein 0,05mm dünnes Kupferfilter eingesetzt, das sich in einem ökonomisch vertretbaren Aufwand in die Kapsel integrieren läßt [36]. Die Kupferfolie deckt alle vier Detektorpaare ab.

Das Ergebnis des Einfügens der Kupferfolie ist in Abb. 12 in der unteren Kurve (Punkte) zu sehen. Im Vergleich ist das Photonen-Ansprechvermögen der bisherigen Kapsel zur Messung von H_x dargestellt (Raute). Damit steht auch für die neue Meßgröße $H_p(10)$ ein Albedodosimeter mit einer geringen Photonen-Energieabhängigkeit zur Verfügung.

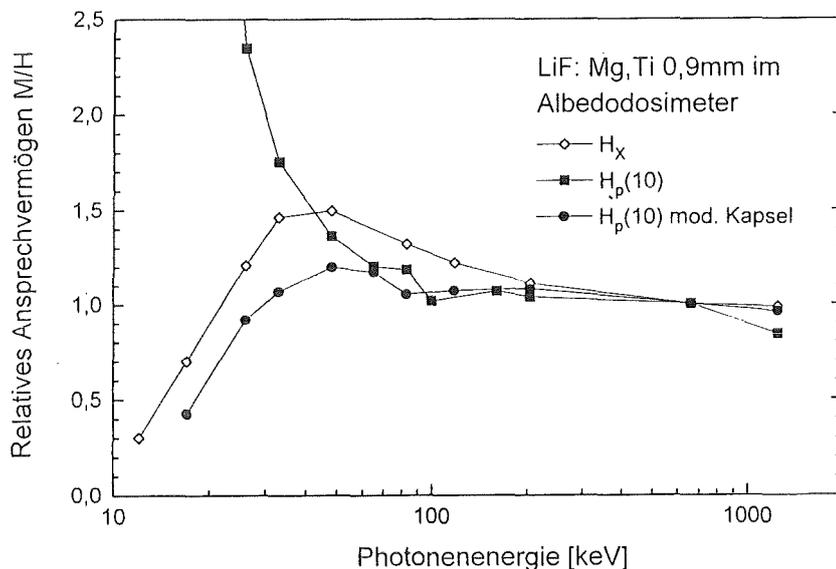


Abb. 12 Energieabhängigkeit des Albedodosimeters für die Meßgröße H_x und $H_p(10)$ sowie der modifizierten Albedokapsel mit zusätzlicher 0,05 mm Cu-Filterung für die Meßgröße $H_p(10)$

Kernspur-Neutronendosimeter

Kernspurdetektoren, die als Ergänzung oder Alternative zum TLD-Albedoneutronendosimeter anzusehen sind, wurden im FZK schon seit 1978 durch Anwendung der elektrochemischen Ätzung (ECE) verbessert. In Ergänzung zum Beitrag von Herrn Dr. Alberts in diesem Heft soll hier auf die Aspekte der Anwendung eingegangen werden.

Abb. 13 demonstriert die langzeitige Verbesserung des Neutronenansprechvermögens für das Makrofol DE-Material durch die Optimierung des Ätzverfahrens, u. a. durch die Einführung einer 2stufigen ECE und den Einsatz von 500 µm dicken Detektoren zur Anwendung höherer Feldstärken.

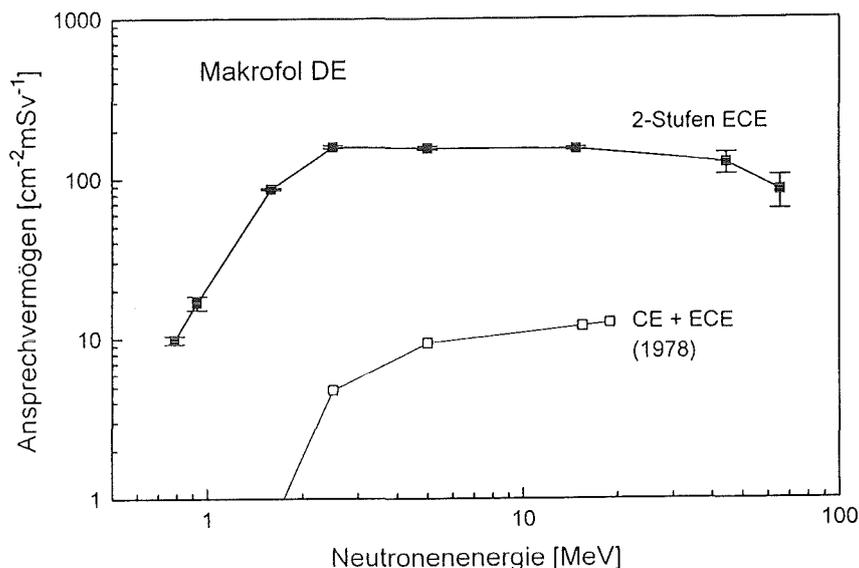


Abb. 13 Neutronenansprechvermögen des Makrofol-detektors für die Meßgröße $H_p(10)$ bei elektrochemischer Ätzung mit 42 kVcm^{-1} im Vergleich mit Ergebnissen von 1978

Daß Makrofol im Vergleich zu CR-39 für die im FZK optimierten Ätzverfahren höhere Energien tatsächlich besser nachweist, wird in Tabelle 3 deutlich. Hier sind die relativen Ansprechvermögen der beiden Detektorentypen in hochenergetischen Neutronenfeldern bei PSI und bei CERN wiedergegeben, bezogen auf eine Cf-Kalibrierung. Die CERN-Spektren, insbesondere hinter der Betonabschirmung, werden mit denen in Langstreckenflughöhen als vergleichbar angesehen. Die aktuellen Werte vom letzten Monat bestätigen die Möglichkeit des Einsatzes des Makrofol-Detektors zur Strahlenschutzüberwachung an Hochenergiebeschleunigern sowie einer langzeitigen Ortsdosisüberwachung in Langstreckenflugzeugen [37].

Tabelle 3 Relatives Ansprechvermögen von Kernspurdetektoren in hochenergetischen Neutronenfeldern ¹⁾

Neutronenfeld		H/H _{ref}	
Energie	Fluenzanteil	Makrofol DE	CR-39
Beschleuniger PSI			
44 MeV	50 % < 24 MeV	1,21	0,36
66 MeV	50 % < 36 MeV	0,97	0,32
Hadronenfeld CERN ²⁾			
hinter Beton	50 % < 20 MeV	0,87 ²⁾	0,35
hinter Eisen	90 % < 20 MeV	0,37 ²⁾	0,53

¹⁾ Kalibrierung mit ^{252}Cf -Neutronen ($H = N_{\text{ef}} * M$), bezogen auf TEPC-Anzeige (H_{ref})

²⁾ Ergebnisse 1995, Referenzspektrum für Langstreckenflughöhen

Zur Anwendung der Detektoren z.B. an Beschleunigern bzw. zur Ermittlung der Strahlenexposition des Flugpersonals in Flughöhen oberhalb 10 km interessiert neben der Energieabhängigkeit auch die untere Nachweisgrenze, die in Abb. 14 über der Energie aufgetragen ist. Sowohl die beiden CR-39-Systeme als auch das Makrofolmaterial können Neutronen oberhalb 0,1 mSv nachweisen, das Makrofol im Energiebereich 1 - 70 MeV, und im Vergleich dazu das Cr-39 Material mit einer günstigeren unteren Schwelle bei 70 keV und einem um den Faktor 3 geringeren Ansprechvermögen oberhalb 4 MeV. Bei isotropem Strahleneinfall muß jedoch wegen der Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens von Kernspurdetektoren mit einer um den Faktor 3 höheren Nachweisgrenze gerechnet werden.

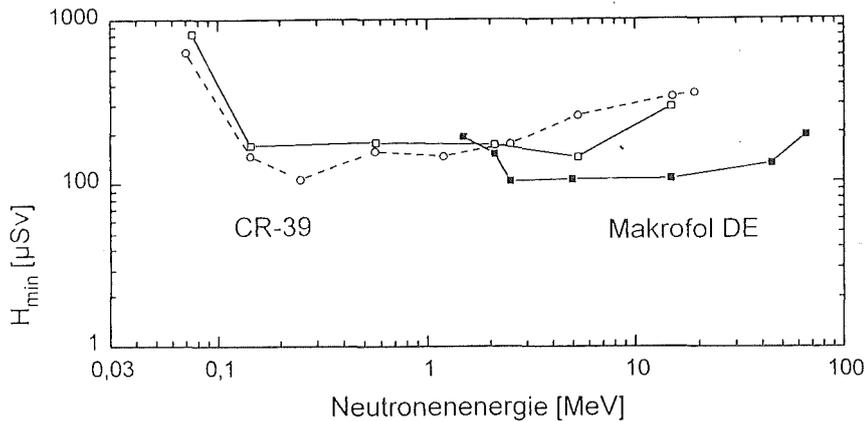


Abb. 14 Untere Nachweisgrenze H_{min} in Abhängigkeit von der Energie für CR-39 und Makrofolmaterial

Der wesentliche Parameter für die untere Nachweisgrenze von Kernspurdetektoren ist die Nullanzeige, die u. a. von Herstellungsparametern, dem Einfluß des natürlichen Radons und der Neutronenkomponente der kosmischen Strahlung abhängt. Die Erhöhung des Spurendichte im Makrofol in einer radondichten Verpackung kann in Abhängigkeit von der Lagerzeit der Neutronenkomponente der kosmischen Strahlung im Labor zugeordnet werden (Abb. 15). Die Steigung der Kurve ergibt einen mittleren Wert von 120 μ Sv/Jahr.

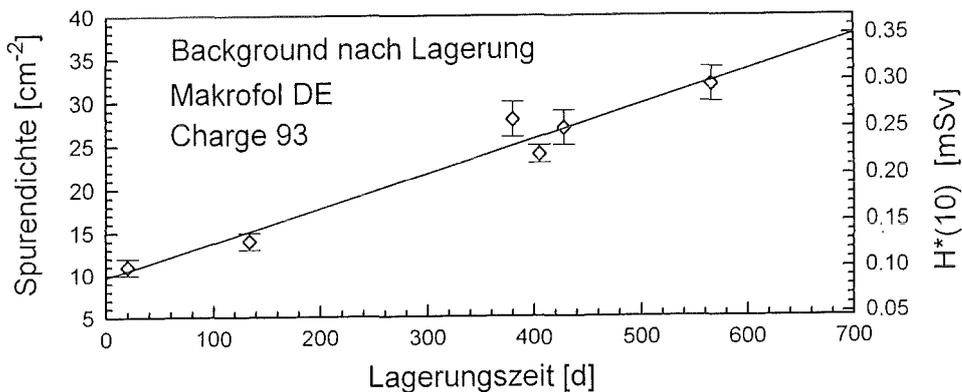


Abb. 15 Anstieg der Background-Spurendichte mit der Lagerzeit bei radondichter Verpackung

In Zusammenarbeit mit dem Institut für Nuclear Physics in Prag wurde ein dort entwickeltes Meßverfahren zur Bestimmung des kritischen Winkels von Kernspurdetektoren für Protonen-, Alphateilchen- und Neutronenbestrahlungen angewandt [38]. Hierzu wird der Detektor auf der Oberfläche einer zylinderförmigen Halterung in größeren Abständen von der Strahlenquelle exponiert. Nach Ätzen des Kernspurdetektors läßt sich mit einer einzigen Bestrahlung das Ansprechvermögen des Kernspurdetektors in Abhängigkeit vom Einstrahlwinkel ermitteln.

Neutronenunfalldosimetrie

Zur Neutronenunfalldosimetrie insbesondere bei einem Kritikalitätsunfall mit spaltbarem Material bzw. an einem Reaktor beteiligte sich HS/D schon seit 1970 an entsprechenden IAEA-Vergleichsmessungen. Neben den üblichen Aktivierungsdetektoren wurden insbesondere Phosphatglas-Gammadosimeter auch als Neutronen-Aktivierungsdetektoren eingesetzt. Hierzu konnten die Aktivierungskomponenten der (n, γ) und (n, p) Reaktionen des Phosphors ($P(n, \gamma) P-31$ bzw. $P(n, p) Si-31$) mit unterschiedlicher Halbwertszeit herangezogen werden. Die zweimalige Messung des bei Betazerfall erzeugten Cerenkovlichtes in einem Flüssigszintillationsmeßgerät führte in einfachster Weise zu einer getrennten Dosismessung von langsamen und schnellen Neutronen.

Auch bei dem nach 20 Jahren wiederum durchgeführten Euratom-Vergleich [39] von Neutronenkritikalitätsdosimetern in Valduc 1993 konnte das alte Kugeldosimeter im Vergleich zu aufwendigeren Aktivierungsdetektorkombinationen die Neutronendosis mit einer ausreichenden Genauigkeit anzeigen (Abb. 16). Ebenso gute Ergebnisse zeigte das innerhalb der Routineüberwachung eingesetzte TLD-Albedoneutronendosimeter bei Vorgabe des entsprechenden Anwendungsbereiches ohne Berücksichtigung der bei Aktivierungsdetektoren üblichen Korrektur des nicht vorgegebenen aber aus der Literatur bekannten Neutronenspektrums. Es zeigte sich u. a. aber auch, daß das neue Flachglasdosimeter mit einer anderen Materialzusammensetzung zur qualitativen Bestimmung einer Neutronenexposition herangezogen werden kann. Die Höhe der Strahlenexposition kann durch eine einfache Photonen-Dosisleistungsmessung der Aktivierungsprodukte im Dosimeter beispielsweise mit einem GM-Zählrohr im Meßbereich von einigen $\mu\text{Sv/h}$ direkt abgeschätzt werden [36].

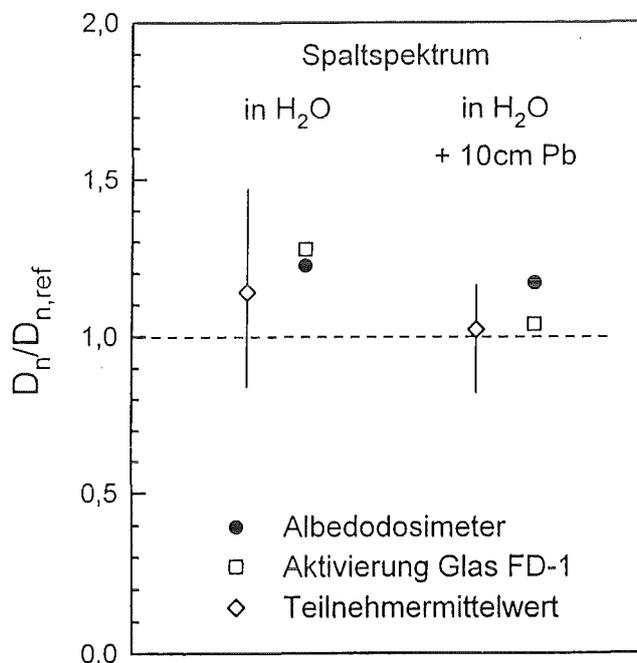


Abb. 16 Neutronendosisergebnisse von Kritikalitätsdosimetern im Valduc-Vergleich 1993 bezogen auf die Referenzwerte

Neutronendosisleistungmeßgerät

Seit den 60er Jahren werden Moderatortypdetektoren zur Messung der Neutronendosisleistung eingesetzt. Die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens (Faktor 12) und eine ungenügende Empfindlichkeit ($> 0,1$ mSv/h) waren Nachteile, die bisher mangels besserer Meßverfahren toleriert werden mußten (siehe auch den Beitrag von Dr. Alberts in diesem Heft). In Zusammenarbeit mit EG & G Berthold wurde im FZK die Neutronen-Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für eine neuartige Moderator-He-Zählrohr-Kombination mit Hilfe von Monte Carlo-Transportrechnungen mit PTB-Kalibrierbestrahlungen optimiert [40, 41]. Im Vergleich zum kommerziellen Leak-Counter konnte die Energieabhängigkeit deutlich um einen Faktor 3 verbessert und die Empfindlichkeit um den Faktor 3 erhöht werden (Abb. 17).

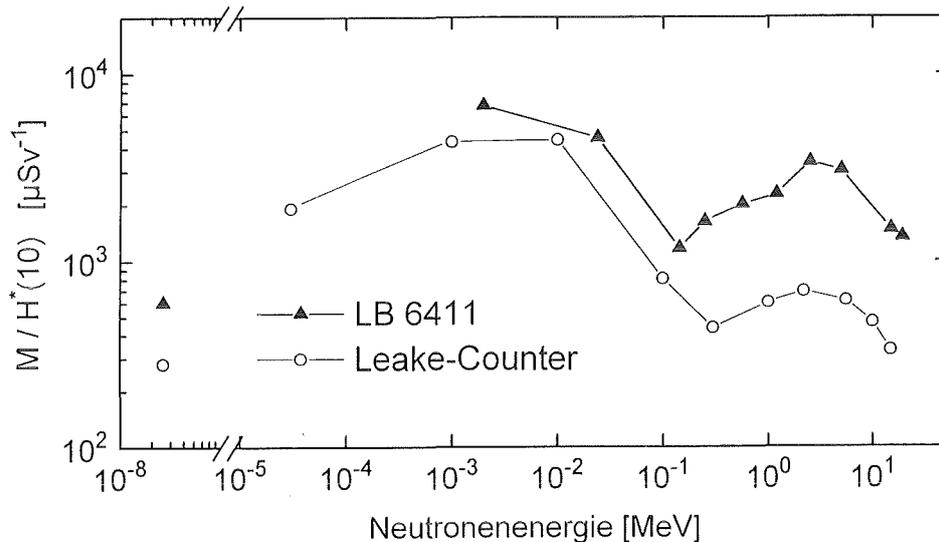


Abb. 17 $H^*(10)$ -Neutronen-Ansprechvermögen des LB6411 im Vergleich mit dem eines herkömmlichen REM-Counters

Zusammenfassung

Die Beispiele der aktuellen Arbeiten in Karlsruhe sollen aufzeigen, daß auf dem Gebiet der Strahlenschutzdosimetrie immer noch Verbesserungen erforderlich und wünschenswert sind. Aber nur wenigen ist bekannt, daß etwa 95 % der amtlichen Personenüberwachung mit veralteten Filmdosimetern durchgeführt wird, welche die Mindestanforderungen der in der Eichordnung geforderten Bauartzulassung nur unzureichend erfüllen. Es besteht daher ein dringender Bedarf, den teilweisen Entwicklungsstand der 60er Jahre innerhalb der Strahlenschutzüberwachung in der Personendosimetrie durch verbesserte Dosimetriesysteme abzulösen.

Das moderne Flachglasdosimetriesystem repräsentiert in der Personen- und Ortsdosimetrie den derzeitigen Stand der Technik. Auch eine neue Filmdosimeterkassette wird zwar die Mindestanforderungen der Bauartzulassung insbesondere hinsichtlich Energie- und Richtungsabhängigkeit erfüllen, die gravierenden Nachteile der dosimetrischen Eigenschaften des Films im Vergleich zu anderen Dosimetriesystemen jedoch nicht verbessern können.

Es ist das Anliegen der im FZK angesiedelten amtlichen Meßstelle für Festkörperdosimeter, mit der praktischen Anwendung moderner Dosimetriesysteme zur Verbesserung der Personen- und Umgebungsdosimetrie beizutragen. Die hinsichtlich der neuen Meßgrößen angepassten Dosimetriesysteme sowie der Betastrahlenempfindliche Fingerring werden z. Z. für eine Bauartzulassung bereitgestellt. Auch der neu kalibrierte Makrofol-Kernspurdetektor für den Nachweis energiereicher Neutronen sowie die Radondiffusionskammer mit verbesserter Auswertetechnik werden in der Routineüberwachung Eingang finden.

Danksagung

An dieser Stelle möchten Herr Piesch und seine Mitarbeiter all denen innerhalb und außerhalb des Forschungszentrums danken, die HS/D über die Jahrzehnte diese Entwicklungsarbeiten durch ihre Unterstützung ermöglichten. Stellvertretend für alle gilt der Dank besonders dem langjährigen Institutsleiter Herrn Prof. Kiefer und den Kollegen aus der PTB in Braunschweig.

Literatur

- [1] Piesch, E.; Zur Dosimetrie schneller Neutronen mit Kernspurfilmern, Atompraxis 9, Heft 5, S. 179-189, 1963
- [2] Piesch, E.; Die Verwendung von silberaktivierten Metaphosphatgläsern zur Bestimmung einer Personen- und Ortsdosis von Gamma- und Neutronenstrahlung, Atompraxis 10, Heft 6, S. 3-11, 1964
- [3] Kiefer, H.; Piesch, E.; Anwendung eines differentiellen Abtastverfahrens für Phosphatgläser in der Personendosimetrie, Proc. 2nd IRPA Cong., Brighton, 3.-8.5.1970, KfK-Bericht 1323, 1970
- [4] Burgkhardt, B.; Piesch, E.; Buijs, K.; Vaane, J.P.; Ein Fingerdosimeter für die Messung von Neutronenstrahlung, Proc. 6. Jahrestagung Fachverband für Strahlenschutz, Karlsruhe, 1972, KfK 1638, S. 183-194, 1972
- [5] Böhm, J.; Buchholz, G.; Vergleichsmessungen mit Personendosimetern in den Jahren 1979-1984, Teil 1, PTB-Mitteilungen 96, 4/86
- [6] Burgkhardt, B.; Piesch, E.; Energieabhängigkeit einiger gebräuchlicher Dosisleistungs- und Dosismesser für den Strahlenschutz, KfK 1484, 1971
- [7] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; Thermolumineszenz- und Phosphatglas-Dosimetersysteme im Bereich kleiner Dosen, Vorstellung eines Testprogrammes und Ergebnisse an 43 Systemen, FS-78-17-AKD und KfK 2626, 1978
- [8] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; Environmental Monitoring - European Interlaboratory Test Programme for Integrating Dosimeter System, Report EUR-8932-EN, 1984
- [9] Hassib, G.M.; Piesch, E.; A low Background Electrochemical Track Etch Detector as a Passive Dosimeter for Radon/Daughters, Proc. ENEA Specialist Meeting on Personal Dosimetry and Area Monitoring Suitable for Radon and Daughter Products, Paris, 20.-22.11.1978, pp. 35-44, 1978
- [10] Urban, M.; Kiefer, H.; Piesch, E.; A Pilot Study of Indoor Radon Level Using a Short Time Filter Technique and a Time Integrating Passive Radon Monitor, Proc. 2nd Special Symposium on Natural Radiation Environment, Bombay, 1982
- [11] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; An LiF Albedo Neutron Dosimeter for Personnel Monitoring in Mixed Radiation Fields, Proc. 4. Int. Conf. Luminescence Dosimetry, Krakow/Pol., 27.-31.08.1974, AED-CONF-74-429-003, pp. 1123-1140, 1974
- [12] Burgkhardt, B.; Piesch, E.; Application of the TLD Albedo Technique for Monitoring and Interpretation of Neutron Stray Radiation fields, Nucl. Instr. Meth. 175, pp. 180-182, 1980
- [13] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; Erprobung eines Albedoneutronen-Dosimetriesystems: TLD-Kalibrier- und Meßverfahren, Neutronenkalibrierung, dosimetrische Eigenschaften, Routineanwendung, KfK 4303, 1988
- [14] Piesch, E.; Anwendung der Interferenzkontrast-Mikroskopie zur Kernspurregistrierung in Festkörpern, Zeis-Informationen 18, S. 58-60, KfK 1246, 1970
- [15] Hassib, G.M.; Piesch, E.; Improvements of the Electrochemical Etching Technique or Fast Neutron Dosimetry, Proc. 7th DOE Workshop Personnel Neutron Dosimetry, London, 23.-24.10.1978, PNL-2807, pp. 71-78, 1978
- [16] Piesch, E.; Al Najjar, S.A.R.; Josefowicz, K.; The two-step electrochemical etching technique applied for polycarbonate track etched detectors. 15th Internat. Conf. on Particle Tracks in Solids, Marburg. International Journal of Radiation application and Instrumentation, Vol. 19, pp. 205 -210, 1991
- [17] Röber, H. G.; Burgkhardt, B.; Piesch, E.; A new Phosphate Glass Dosimeter System for Automatic Evaluation, Nucl. Instr. Meth. 175, S. 131-13, 1980
- [18] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; Fischer, M.; Röber, H.G.; Ugi, S.; Properties of Radiophotoluminescent Glass Dosimeter Systems Using Pulsed Laser UV Excitation, Radiat. Prot. Dosim., Vol. 17, pp. 293-297, 1986
- [19] Ambrosi, P.; Neuhaus, R.; Piesch, E.; First experience with pattern approvals of dosimetry systems in Germany. Radiat. Prot. Dosim., 47, pp. 401-407, 1993
- [20] Burgkhardt, B.; Al-Jarallah, M. I.; Piesch, E.; Neutronen-Äquivalentdosisleistungsmesser nach dem Einkugelalbedomeßverfahren. KfK 4631, 1990

- [19] Ambrosi, P.; Neuhaus, R.; Piesch, E.; First experience with pattern approvals of dosimetry systems in Germany. *Radiat. Prot. Dosim.*, 47, pp. 401-407, 1993
- [20] Burgkhardt, B.; Al-Jarallah, M. I.; Piesch, E.; Neutronen-Äquivalentdosisleistungsmesser nach dem Einkugelalbedomeßverfahren. KfK 4631, 1990
- [21] Burgkhardt, B.; Fieg, G.; Piesch, E.; Klett, A.; Maushart, R.; Optimierung einer Neutronen-Äquivalentdosisleistungsmesssonde. Koelzer, W. [Hrsg.], *Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik*, 26. Jahrestagung des Fachverbandes für Strahlenschutz, Karlsruhe, 24.-26. Mai 1994, Köln: Verl. TÜV Rheinland, FS-94-71-T, Bd. I, S. 590-95, 1994
- [22] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; Photoluminescence dosimetry: The Alternative in Personnel Monitoring. *Radioprotection*, 29, Nr. 1, S. 39-67, 1994
- [23] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; Vilgis, M.; Developments in phosphate glass dosimetry for routine monitoring. Intercomparison of Radiation Dosimeters for Individual Monitoring. Final Report of a Co-ordinated Research Programme 1988-1992, Wien, IAEA, pp. 127-42, 1993
- [24] Burgkhardt, B.; Ugi, S.; Vilgis, M.; Piesch, E.; Experience with Phosphate Glass Dosimeters in Personal and Area Monitoring; Proceedings in Radiation Protection Dosimetry, Solid state Dosimetry Conference, Budapest 10-14 Juli, 1995
- [25] Ugi, S.; Piesch, E.; Briesen, H.; Hastreiter, J.; Izquierdo, L.; Laudenklos, W.; Vergleich der Meßergebnisse von Flachglasdosimetern, Verl. TÜV Rheinland, FS-94-71-T, Bd. I, S. 535-40, 1994
- [26] Piesch, E.; Entwicklung und Stand der Meßtechnik in der Personendosimetrie. Sommerschule für Strahlenschutz, Berlin, 19.-24. Juni 1995, Kompendium 4. Auflage, Borchardt (Hrsg.), Hoffmann, S. 1-28, 1995
- [27] Bilski, P.; Olko, P.; Burgkhardt, B.; Piesch, E.; Ultra thin LiF:Mg, Cu, P detectors for beta dosimetry; to be published in *Radiation Measurements*, Int. J. Radiat. Appl. Instrum., Part D, 1995
- [28] Piesch, E.; Burgkhardt, B.; Goldbach, S.; Vilgis, M.; The effect of secondary electrons on the photon energy response of TL and TSEE detectors used for beta and photon dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.*, 39, pp. 187-90, 1991
- [29] Burgkhardt, B.; Piesch, E.; Bilski, P.; Budzanowski, M.; Olko, P.; Eigenschaften neuer dünn-schichtiger Sandwich-Detektoren zur Beta- und Neutronendosimetrie, Verl. TÜV Rheinland, FS-94-71-T, Bd. I, S. 521-26, 1994
- [30] Burgkhardt, B.; Festag, J.G.; Piesch, E.; Ugi, S.; Environmental Monitoring using Flat Glasses and Thermoluminescent Dosemeters. Proceedings in Radiation Protection Dosimetry, Solid state Dosimetry Conference, Budapest 10-14 Juli, 1995
- [31] Budzanowski, M.; Burgkhardt, B.; Olko, P.; Pešara, W.; Waligorski, M.P.R.; Long-Term Investigation on self-Irradiation and Sensitivity to Cosmic Rays of TL Detector Types TLD-200, TLD-700, MCP-N and new Phosphate Glass Dosemeters. Proceedings in Radiation Protection Dosimetry, Solid state Dosimetry Conference, Budapest 10-14 Juli, 1995
- [32] Burgkhardt, B.; Kupschus, A.; Vilgis, M.; Piesch, E.; Dörschel, B.; Polycarbonate Track Etched Detectors for Quantitative Alpha Spectroscopy in Radon Environments; Proceedings in Radiation Protection Dosimetry, solid state Dosimetrie Conference, Budapest 10-14 Juli, 1995
- [33] Dörschel, B.; Piesch, E.; A new approach to estimating the equilibrium factor between radon and its daughters. *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 48, No. 2, pp. 145-151, 1993
- [34] Dörschel, B.; Piesch, E.; Effect of varying unattached fraction of radon daughters on the measurement of the equilibrium factor using nuclear etched track detectors. *Radiat. Prot. Dosim.*, 54, S. 41-45, 1994
- [35] Dörschel, B.; Burgkhardt, B.; Kubsch, T.; Kupschus, A.; Piesch, E.; Reinhard, J.; Measurement of the Potential alpha Energy Concentration in Air by separate Registration of the Radon Decay Product Po-214 using nuclear Track etched Detectors, IRPA 9 Congress, Wien, April 1996, to be published
- [36] Jahresbericht 1994 der Hauptabteilung Sicherheit im Forschungszentrum Karlsruhe, Redaktion: W. Koelzer, Bericht FZKA 5530, 1995
- [37] Josefowicz, K.; Burgkhardt, B.; Vilgis, M.; Piesch, E.; Makrofol Track Detectors with a flat Energy Response for the Measurement of High Energy Neutrons at Air Flight Altitudes, Proceedings of the Eight Symposium on Neutron Dosimetry, Paris November 13 to 17, 1995
- [38] Turek, K.; Bednar, J.; Piesch, E.; Determination of the neutron angular response using a single etched track detector; *Radiation Detection Dosimetry*, 59 (1995); S. 205-11
- [39] Delafield, H.J.; Medioni, R.; An International Intercomparison of Criticality Accident Dosimetry systems at the Silene Reactor, Valduc, Dijon, France, 7-18 June 1993, Part 3: Description of the Experiment and Participants Results, Report HPS/TR/H/3(95), 1995
- [40] Burgkhardt, B.; Fieg, G.; Piesch, E.; Klett, A.; Maushart, R.; A new neutron dose equivalent rate meter with improved neutron energy response in terms of H(10). Casson, W. H. [Hrsg.], 4th Conf. on

Radiation Protection and Dosimetry, Orlando, Fla., October 23-27, 1994, ORNL/TM-12817, Proc. S. 141, 1994

- [41] Burgkhardt, B.; Fieg, G.; Klett, A.; Plewnia, A.; Siebert, B.R.L.; The neutron fluence and $H^*(10)$ response of the new LB6411 remcounter, Proceedings of the Eighth Symposium on Neutron Dosimetry, Paris November 13 - 17, 1995

VI.

Aktuelle Entwicklungen zur Radon-Dosimetrie

B.Dörschel

Technische Universität Dresden, Institut für Strahlenschutzphysik

Aktuelle Entwicklungen zur Radon-Dosimetrie

B.Dörschel

Technische Universität Dresden, Institut für Strahlenschutzphysik

1. Aufgabenstellung

Die biologische Wirkung einer Radon-Exposition des Menschen resultiert aus der Deposition von kurzlebigen Radon-Folgeprodukten im Atemtrakt. Als Maß für die Strahlenexposition dient die potentielle Alphaenergiekonzentration. Die Bestimmung dieser Größe kann aus der gemessenen Radon-Konzentration und einem angenommenen Gleichgewichtsfaktor zwischen Radon und seinen Folgeprodukten erfolgen. Eine Alternative ist die direkte Messung der potentiellen Alphaenergiekonzentration.

In beiden Fällen erfordert eine zuverlässige Abschätzung der Strahlenexposition eine Mittelung über längere Expositionszeiträume. Für Langzeitmessungen der Radon-Konzentration in Luft eignen sich Kernspurdetektoren oder Elektret-Detektoren in Diffusionskammern. Der Einsatz von Kernspurdetektoren ist ein schon seit längerem bearbeitetes Gebiet, auf dem auch von einer Arbeitsgruppe der HA Sicherheit/Dosimetrie des Forschungszentrums Karlsruhe unter Leitung von E.Piesch wesentliche Beiträge geleistet wurden, insbesondere zur praktischen Einführung der Methode und zur Verbesserung der Ätz- und Auswertbedingungen (siehe z.B. [1,2]).

Seit 1990 existiert eine sehr enge Kooperation zwischen dieser Arbeitsgruppe und dem Institut für Strahlenschutzphysik der TU Dresden. Im Institut für Strahlenschutzphysik liegen langjährige Erfahrungen vor allem zur theoretischen Beschreibung des Spurbildungsmechanismus vor. Die Kooperation zwischen beiden Einrichtungen hatte unter anderem das Ziel, theoretische Beschreibungen des Spurbildungsmechanismus zur Verbesserung bzw. Neuentwicklung von Verfahren zur praktischen Radon-Dosimetrie zu nutzen. Im folgenden werden hierzu einige Ergebnisse vorgestellt. In einem zweiten Teil wird auf einige neue Resultate aus Untersuchungen an Elektret-Detektoren für die Radon-Dosimetrie eingegangen.

2. Kernspurdetektoren zur Radon-Dosimetrie

2.1. Physikalische Grundlagenuntersuchungen zur Optimierung der Detektoreigenschaften

Die physikalische Grundlage für den Radonnachweis mit Kernspurdetektoren bildet die Registrierung von α -Teilchen-Spuren im Detektormaterial. α -Teilchen emittierende Nuklide sind ^{222}Rn ($E_\alpha = 5,5$ MeV), ^{218}Po ($E_\alpha = 6,0$ MeV) und ^{214}Po ($E_\alpha = 7,7$ MeV), wobei die α -Teilchen die jeweils in Klammern angegebenen Primärenergien besitzen. Diese α -Teilchen werden in Luft abgebremst, bevor sie den Detektor erreichen, so daß sich ein kontinuierliches Energiespektrum (Bremspektrum) ausbildet. Dem Bremspektrum sind in der Regel diskrete Peaks bei Energien von 6,0 und 7,7 MeV überlagert, die aus dem Plateau von Radon-Folgeprodukten auf der Detektoroberfläche resultieren.

Der Nachweis von α -Teilchen in Kernspurdetektoren beruht auf der Erzeugung latenter Zerstörungsspuren im Detektormaterial. Diese können durch chemische Ätzung vergrößert und dadurch mikroskopisch sichtbar gemacht werden. Möglich ist auch eine elektrochemische Ätzung. Dabei wird an den Detektor während der Ätzung ein hochfrequentes elektrisches Wechselfeld angelegt, wodurch es an den chemisch angeätzten Spurspitzen zu elektrischen Entladungen und damit zu stark vergrößerten und folglich leicht nachweisbaren Zerstörungsspuren kommt.

Eine Ausbildung von auswertbaren α -Teilchen-Spuren ist jedoch nur unter folgenden Bedingungen möglich:

Im Falle der chemischen Ätzung muß die Spurätzgeschwindigkeit längs der Teilchenbahn in jedem Falle größer als die Volumenätzgeschwindigkeit sein, mit der das ungeschädigte Detektormaterial abgetragen wird. Da die Spurätzgeschwindigkeit mit dem Energieverlust REL der Teilchen korreliert ist, muß dieser Energieverlust einen materialspezifischen, kritischen Wert REL_{krit} überschreiten. Als Energieverlust wird hierbei der begrenzte Energieverlust ($REL = \text{restricted energy loss}$) mit einer Grenzenergie der δ -Elektronen

von 350 eV verwendet. Abb. 1 zeigt eine schematische Darstellung des begrenzten Energieverlustes in Abhängigkeit von der Tiefe im Detektor (Bragg-Kurve). Da eine Spurätzung nur bei $REL > REL_{krit}$ erfolgt, ist nur ein Teil der α -Teilchenbahn, der sich in einer bestimmten Tiefe im Detektor befindet, ätzbar.

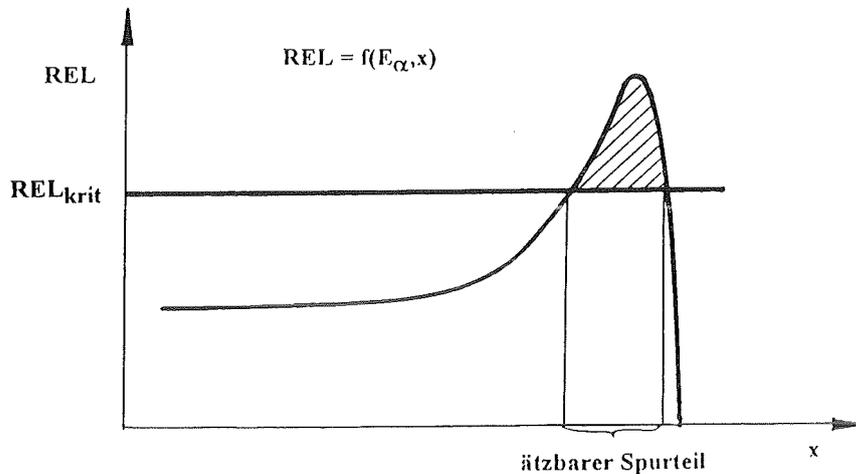


Abb. 1: Begrenzter Energieverlust REL in Abhängigkeit von der Tiefe x im Detektor (schematisch)

Im Falle der elektrochemischen Ätzung muß zusätzlich die Feldstärke an der Spurspitze größer als die Durchbruchfeldstärke des umgebenden Materials sein. Der Radius an der Spurspitze muß daher einen kritischen Wert unterschreiten, damit ein ausreichender Feldstärkegradient erzeugt wird. Die Spurätzung ist folglich nur bis zum Bragg-Peak (maximale Strukturschädigung) möglich. Anschließend erfolgt eine Abrundung der chemisch vorgeätzten Spuren, so daß die Bedingungen für einen elektrischen Durchbruch nicht mehr erfüllt sind.

Da der Verlauf der Bragg-Kurven und damit die Tiefe des ätzbaren Teils der Spuren im Detektor stark von der Primärenergie E_α der auftreffenden α -Teilchen abhängt, läßt sich durch Festlegung des Schichtabtrages bei chemischer oder elektrochemischer Ätzung der Energiebereich begrenzen, aus dem α -Teilchen registriert werden.

Hierzu erfolgten umfangreiche experimentelle Untersuchungen mit dem Detektormaterial MAKROFOL DE. Für dieses Material wurde der kritische Energieverlust zu $REL_{krit} = 2300 \text{ MeV/cm}$ bestimmt. Die Ätzung wurde mit einer Mischung von Ethanol und 6 n KOH (4:1) bei 40°C und 100 bzw. 3000 Hz durchgeführt. Die Feldstärke lag im Bereich zwischen 40 und 51 kV/cm und wurde für die jeweilige Zielstellung optimiert.

Parallel dazu erfolgten theoretische Untersuchungen zur Berechnung der Energieübertragung an das Detektormaterial (REL-Kurven) als Funktion der α -Teilchen-Energie E_α und der Eindringtiefe x im Detektor. Hierzu diente das Programm STOPOW [3], das im Institut für Strahlenschutzphysik entwickelt wurde.

2.2. Verbesserung der Eigenschaften von Radon-Diffusionskammern

Eine Radon-Diffusionskammer besteht nach Abb. 2 aus einer Kapsel mit Diffusionsöffnungen, die durch ein aerosolundurchlässiges Filter verschlossen sind. Damit wird verhindert, daß Radon-Folgeprodukte, die zu einem großen Teil an Aerosole angelagert sind, in die Kammer eindringen. Der in der Diffusionskammer befindliche Kernspurdetektor registriert somit nur die α -Teilchen des hineindiffundierenden Radons und der Folgeprodukte, die erst innerhalb der Kammer entstanden sind. Die Anzeige des Detektors (Spurdichte) ist folglich direkt proportional zur Radonkonzentration in Luft.

Das Ansprechvermögen des Kernspurdetektors hängt sehr stark ab von der Energie- und Richtungsverteilung der α -Teilchen am Detektorort. Wünschenswert wäre daher eine Bestimmung des α -Energiebereiches, aus dem

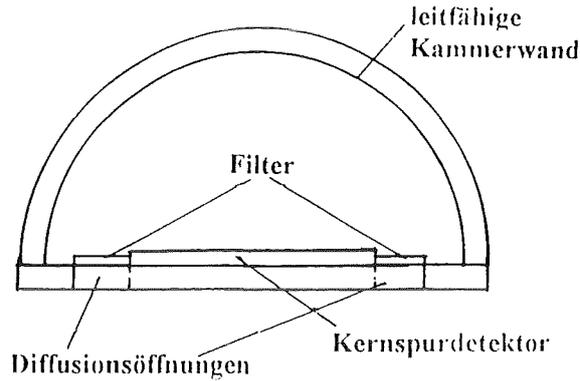


Abb. 2: Prinzipieller Aufbau einer Radon-Diffusionskammer mit Kernspurdetektor

der Hauptbeitrag zum Meßeffect in der Diffusionskammer geliefert wird. Dann wäre eine Optimierung des Ätzregimes mit dem Ziel möglich, daß gerade dieser Energiebereich bei der Routineauswertung der Detektoren erfaßt wird. Untersuchungen mit einem Halbleiterdetektor, der anstelle des Kernspurdetektors in die Diffusionskammer eingesetzt wird, sind hierfür nicht zweckmäßig, da ein Halbleiterdetektor alle α -Teilchen aus allen Einfallrichtungen gleich bewertet. Der Kernspurdetektor registriert dagegen nur α -Teilchen bis zu einem kritischen Einfallswinkel. Die genannte Aufgabe ist folglich nur mit einem Kernspurdetektor selbst lösbar.

Benötigt wird dazu ein möglichst schmales Energiefenster im Ansprechvermögen des Detektors - analog dem Kanal eines Spektrometers, der über den gesamten Spektralbereich verschoben werden kann. Damit ist die Ermittlung der Meßeffectanteile aus unterschiedlichen Energieintervallen möglich.

Die Realisierung eines derartigen Energiefensters erfolgte durch eine Kombination von chemischer Vorätzung und anschließender elektrochemischer Ätzung. Die physikalischen Grundlagen sind in Abb. 3 veranschaulicht.

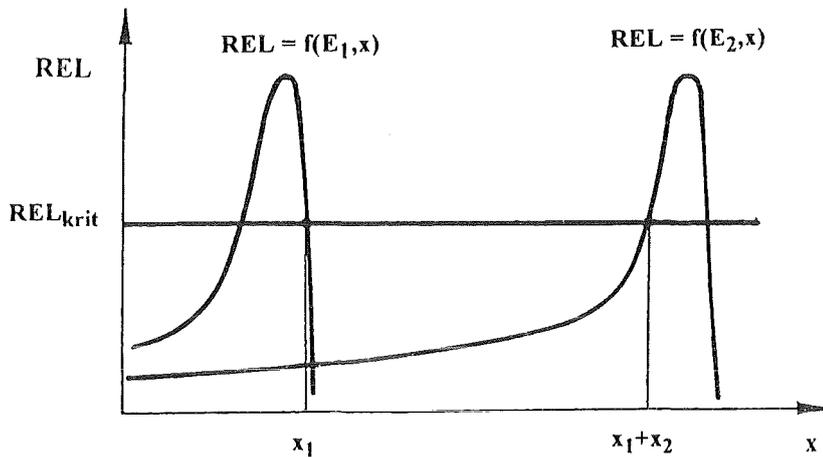


Abb. 3: Bragg-Kurven für zwei Grenzenergien E_1 und E_2 eines Energiefensters und Ableitung der erforderlichen Schichtabträge x_1 und x_2 (schematisch)

Dargestellt sind die Bragg-Kurven für eine Primärenergie E_1 bzw. E_2 der auftreffenden α -Teilchen. Wird bei der chemischen Vorätzung eine Schicht der Dicke x_1 abgetragen, so daß in der Tiefe x_1 das Kriterium $REL(E_1, x_1) = REL_{krit}$ erfüllt ist, sind die Spuren bis zum Ende ausgeätzt. Wegen der Abrundung der Spurspitzen ist keine anschließende elektrochemische Ätzung möglich. α -Teilchen mit geringeren Energien tragen folglich nicht zum Meßeffect bei einer anschließenden elektrochemischen Ätzung bei. Damit entspricht die Energie E_1 der unteren Grenze des Energiefensters. Wird die elektrochemische Ätzung so durchgeführt, daß dabei ein Schichtabtrag x_2 erfolgt und damit eine Tiefe $x_1 + x_2$ im Detektor erreicht wird, ist eine

Spurbildung nur bis zur Erfüllung des Kriteriums $REL(E_2, x_1+x_2) = REL_{krit}$ möglich. Bei Abbruch der elektrochemischen Ätzung in dieser Tiefe wird für α -Teilchen mit höheren Energien der kritische Energieverlust noch nicht erreicht, so daß sie nicht zum Meßeffect beitragen. Die Energie E_2 repräsentiert daher die obere Grenze des Energiefensters. In der Praxis ist zu beachten, daß die MAKROFOL - Detektoren mit einer $2\ \mu\text{m}$ dicken Mylar-Schutzfolie überzogen sind. Diese Dicke ist in die Berechnung der Schichtabträge mit einzubeziehen.

Abb. 4 zeigt einige berechnete Bragg-Kurven für verschiedene primäre α -Energien. Durch Vergleich mit dem kritischen Energieverlust folgt, daß für erreichte Tiefen im Detektor von $x_1 = 8\ \mu\text{m}$ nach der chemischen Vorätzung und von $x_1 + x_2 = 11,5\ \mu\text{m}$ nach der anschließenden elektrochemischen Ätzung ein schmales Energiefenster von $E_1 = 2,1\ \text{MeV}$ bis $E_2 = 3,3\ \text{MeV}$ erzeugt werden kann.

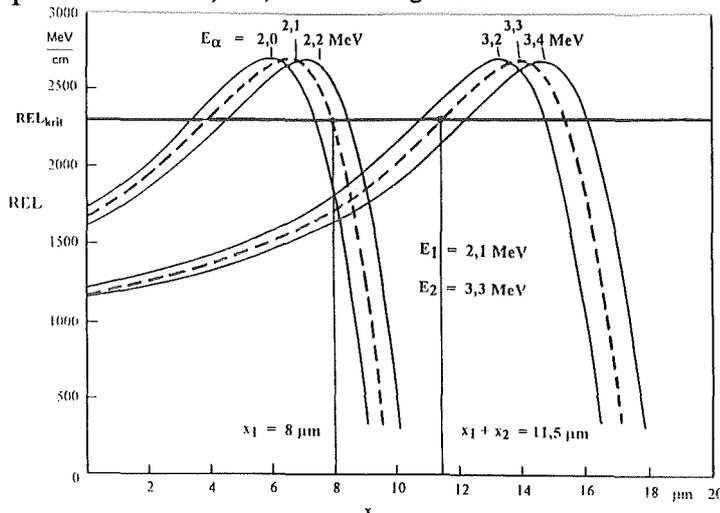


Abb. 4: Berechnete Bragg-Kurven und Ableitung der Grenzen des Energiefensters (schmales Fenster)

Parallel zu den Berechnungen wurden Experimente zur Erzeugung von schmalen Energiefenstern durchgeführt [4,5]. Abb. 5 zeigt das experimentell ermittelte Ansprechvermögen als Funktion der α -Teilchenenergie, wobei eine Serie von Energiefenstern unterschiedlicher Lage durch Kombination verschiedener Schichtabträge erhalten wurde. Die Kurve 2 wurde dabei für die gleichen Werte x_1 und x_2 gewonnen, die in Abb. 4 bei den Berechnungen zugrunde gelegt wurden. Das zugehörige, experimentell bestimmte Energiefenster steht in sehr guter Übereinstimmung mit den aus den Berechnungen abgeleiteten Werten von $E_1 = 2,1\ \text{MeV}$ und $E_2 = 3,3\ \text{MeV}$.

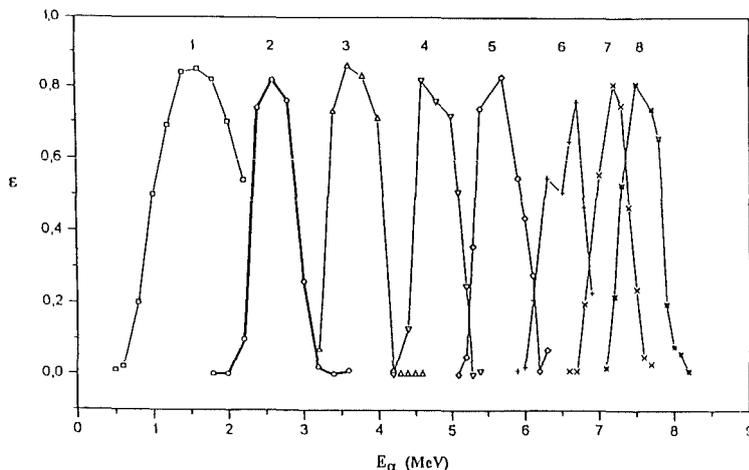


Abb. 5: Experimentell ermitteltes Ansprechvermögen ϵ als Funktion der α -Teilchen-Energie E_α (schmale Fenster) [5]

Die Lage der übrigen Energiefenster in Abb. 5 konnte in gleicher Weise durch Berechnung bestätigt werden. Damit steht ein Verfahren für eine grobe α -Spektrometrie innerhalb der Radon-Diffusionskammer zur Verfügung. Seine Anwendung zeigte, daß α -Teilchen aus einem großen Spektralbereich zum Meßeffect beitragen [5]. Folglich wäre ein möglichst breites Energiefenster bei der Routineauswertung der Detektoren wünschenswert. Unter den gegenwärtig angewandten Ätzbedingungen wird lediglich der Energiebereich von 3 MeV bis 4,5 MeV erfaßt, so daß die Möglichkeiten der Diffusionskammer hinsichtlich ihres Ansprechvermögens bei weitem noch nicht ausgeschöpft sind.

Aus den in Abb. 6 dargestellten, berechneten Kurven geht hervor, daß bei einer chemischen Vorätzung bis zu einer Tiefe von $x_1 = 6 \mu\text{m}$ und einer anschließenden elektrochemischen Ätzung bis zu einer Gesamttiefe von $x_1 + x_2 = 51,5 \mu\text{m}$ ein Energiefenster zwischen $E_1 = 1,7 \text{ MeV}$ und $E_2 = 7,4 \text{ MeV}$ zu erwarten ist.

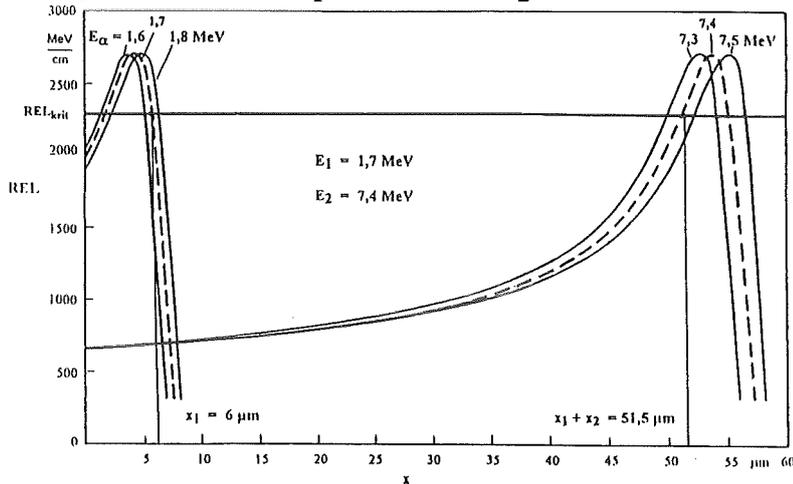


Abb. 6: Berechnete Bragg-Kurven und Ableitung der Grenzen des Energiefensters (breites Fenster)

Dieses Ergebnis wurde durch ein unter den gleichen Bedingungen durchgeführtes Experiment ebenfalls sehr gut bestätigt (siehe Abb. 7).

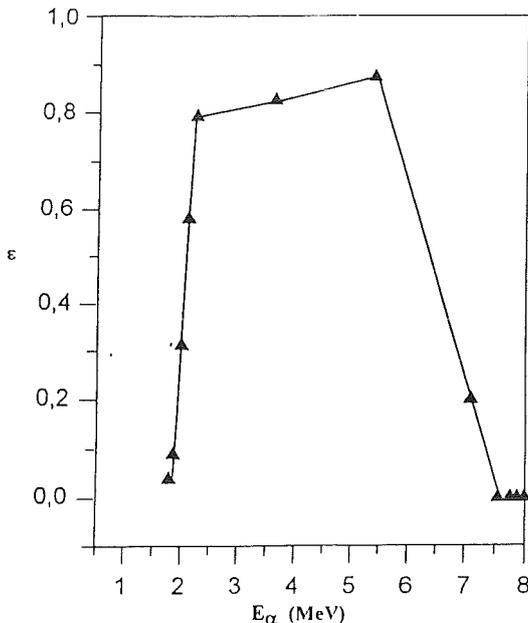


Abb. 7: Experimentell bestimmtes Ansprechvermögen ϵ als Funktion der α -Teilchen-Energie E_α (breites Fenster) [5]

Bei Anwendung des Ätzregimes mit den in Abb. 6 angegebenen Schichtabträgen wurde ein um den Faktor 3 höheres Ansprechvermögen der Radon-Diffusionskammer im Vergleich zum bisherigen Auswerteverfahren erreicht.

Mit der dargestellten Methodik wurde eine weitere Aufgabe bearbeitet - die Entwicklung eines Verfahrens zur direkten Messung der potentiellen Alphaenergiekonzentration auf der Basis der separaten Registrierung des Folgeprodukts ^{214}Po (Einzelheiten siehe [6,7]). Dazu ist ein Alphaenergiefenster zwischen 6,1 MeV und 7,5 MeV erforderlich, um Beiträge zum Meßeffect durch Plateout auf der Detektoroberfläche auszuschließen. Dieses Energiefenster wurde ebenfalls experimentell realisiert und durch Berechnungen bestätigt [5,8].

3. Elektret-Ionisationskammern zur Radon-Dosimetrie

3.1. Wirkprinzip und rechnerische Simulation der Detektoranzeige

Ein Elektret stellt einen dielektrischen Festkörper dar, der nach einer geeigneten Formierungsprozedur eine Oberflächenladung besitzt und dadurch ein quasi-permanentes elektrisches Feld erzeugt. Verwendet werden als Elektrete oft PTFE- oder FEP-Scheiben von 0,5 bis 2 mm Dicke. In einer Elektret-Ionisationskammer stellt der Elektret die Sammelelektrode dar, die Gegenelektrode bildet die leitfähige Kammerinnenwand. Da der Elektret selbst ein elektrisches Feld erzeugt, ist zum Betrieb einer Elektret-Ionisationskammer keine äußere Hochspannung erforderlich. Bei Strahlungseinfall werden Ladungsträgerpaare infolge der Luftionisation in der Kammer erzeugt. Durch Sammlung der Ladungsträger eines Vorzeichens auf der Elektretoberfläche kommt es zur teilweisen Kompensation der Oberflächenladung. Der Meßeffect einer Elektret-Ionisationskammer besteht daher in einer Änderung der Oberflächenladung, die der absorbierten Strahlungsenergie im Kammergas (Luft) proportional ist.

Dieses Wirkprinzip kann auch zur Messung der Radonkonzentration in Luft genutzt werden, wenn die Ionisationskammer als Radon-Diffusionskammer mit aerosolundurchlässigem Filter (analog 2.2.) gestaltet wird. Die Änderung der Elektretladung ist dann ein Maß für die Radonkonzentration in Luft.

Der Ladungszustand eines Elektreten wird berührungslos durch die Ladungsinfluenz in einer Meßsonde bestimmt. Als Meßgröße wird meist das Oberflächenpotential (Elektretspannung U_E) verwendet, so daß das Ansprechvermögen

$$R = \frac{\Delta U_E}{\int c_o(t) dt}$$

aus der Änderung der Elektretspannung ΔU_E und dem Zeitintegral der Radonkonzentration c_o resultiert.

Ziel umfangreicher Untersuchungen im Institut für Strahlenschutzphysik der TU Dresden war eine möglichst genaue Bestimmung des Ansprechvermögens der Elektretkammern des kommerziell erhältlichen E-PERM-Systems [9] sowie von eigenen, für methodische Untersuchungen hergestellten zylindrischen Kammern [10].

Die Berechnung des Ansprechvermögens erfordert eine Simulation der Erzeugung, des Transports und der Sammlung der Ladungsträger in der Kammer sowie der Ladungsinfluenz in der Meßsonde. Bisherige Berechnungen nach einem einfachen Modell lieferten ein konstantes, d.h. spannungsunabhängiges Ansprechvermögen. Dabei müssen jedoch eine homogene Ladungsverteilung auf der Elektret-Oberfläche, die Plattenkondensatornäherung für das elektrische Feld in der Kammer und eine Vernachlässigung der Rekombination von Ladungsträgern vorausgesetzt werden. Ein konstantes Ansprechvermögen steht aber im Widerspruch zu den experimentellen Resultaten, die einen Abfall des Ansprechvermögens mit sinkender Elektretspannung zeigten. Dieses Verhalten tritt auch bei dem kommerziell erhältlichen E-PERM-System auf. Die Hersteller berücksichtigen diesen Effekt durch einen empirischen Korrektionsfaktor, der allerdings nicht nachvollziehbar ist und auch nur für den jeweiligen konkreten Kammertyp gilt.

Die Untersuchungen im Institut für Strahlenschutzphysik waren darauf gerichtet, durch eine Simulation der realen physikalischen Vorgänge in der Elektret-Ionisationskammer Voraussetzungen für eine allgemeingültige Berechnung des Ansprechvermögens zu schaffen. Diese Untersuchungen umfaßten folgende Schritte:

- experimentelle Bestimmung der Ladungsverteilung auf der Elektret-Oberfläche durch feinmaschige Abrasterung,
- Entwicklung eines theoretischen Modells zur Berechnung des elektrischen Feldes aus der Ladungsverteilung an beliebigen Punkten in der Kammer,
- Berechnung der Rekombination für die konkrete Feldstärkeverteilung,
- Berechnung der Ladungsinfluenz in der Meßsonde.

In Abb. 8 sind Ladungsverteilungen (Meßgröße: Elektretspannung) für einen neu-formierten Elektret sowie für den gleichen Elektret nach unterschiedlicher Radon-Exposition in der Kammer dargestellt. Es zeigt sich, daß die Radon-Exposition einen charakteristischen, im Zentrum der Oberfläche beginnenden Ladungsabbau bewirkt. In keinem der dargestellten Fälle ist als Näherung die Annahme einer konstanten Ladungsdichte auf dem Elektret gerechtfertigt.

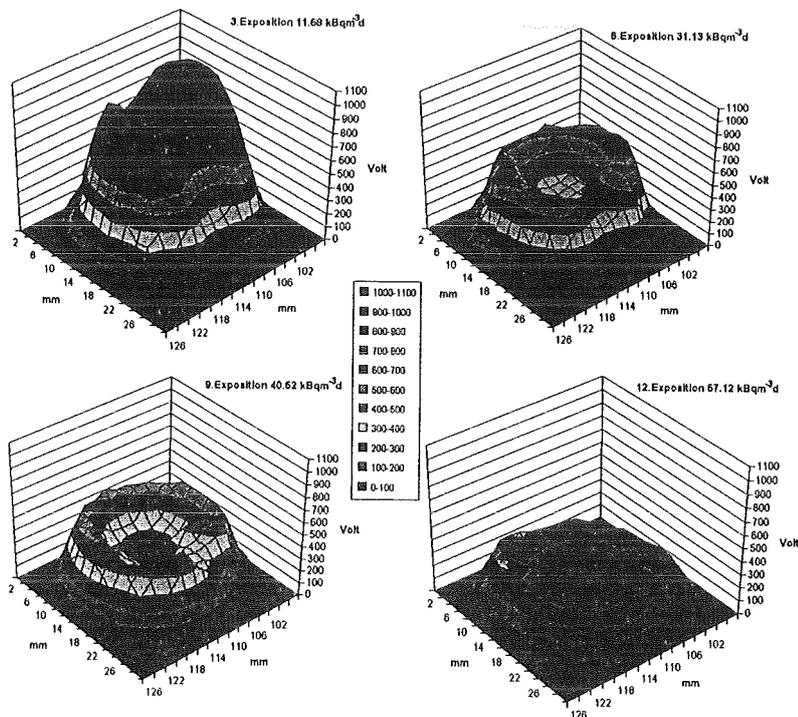


Abb. 8: Ladungsverteilungen auf der Elektret-Oberfläche nach unterschiedlicher Radon-Exposition in der Elektret-Ionisationskammer [11]

Die Ergebnisse der Berechnungen für das elektrische Feld in der Kammer sind in Abb. 9 dargestellt, wobei als Beispiel zwei Ladungsverteilungen von Abb. 8 zugrundegelegt wurden. Die Ergebnisse zeigen, daß auf Grund der gewählten Kammergeometrie und infolge der charakteristischen Ladungsverteilungen in der Kammer ein stark inhomogenes elektrisches Feld vorhanden ist. Die Voraussetzung der Plattenkondensatornäherung für die Berechnung ist folglich nicht zulässig.

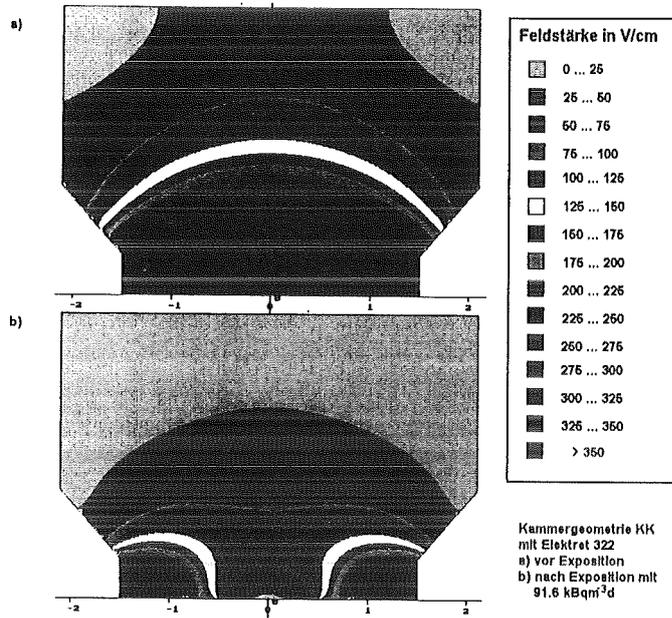


Abb. 9: Berechnete Feldstärke in einer Elektret-Ionisationskammer unter Voraussetzung von zwei Ladungsverteilungen aus Abb. 8 [10]

Die relativ großen Bereiche geringer Feldstärke bei der gewählten Kammergeometrie bewirken eine zum Teil erhebliche Rekombination der Ladungsträger (siehe Abb. 10), so daß dieser Effekt bei der Berechnung des Ansprechvermögens nicht vernachlässigt werden darf.

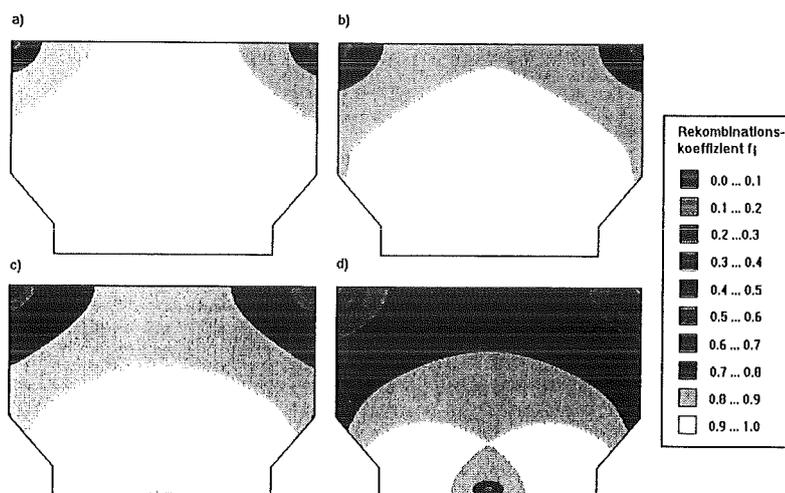


Abb. 10: Rekombinationskoeffizient bei verschiedenen Werten der Elektretspannung (entsprechend den Radonexpositionen von Abb. 8) [10]

3.2. Bestimmung des Radon-Ansprechvermögens von Elektret-Ionisationskammern

Die rechnerische Simulation der Detektoranzeige bestätigte, daß keine der vorauszusetzenden Näherungen bei Verwendung eines konstanten Ansprechvermögens erfüllt ist. Die Ergebnisse der einzelnen Simulationsschritte erlaubten eine zusammenfassende Berechnung des Ansprechvermögens als Funktion der Elektretspannung und den Vergleich mit den experimentellen Resultaten. Als Beispiel ist dieser Vergleich in Abb. 11 für das kommerziell angebotene E-PERM-System (zwei verschiedene Kammergrößen) veranschaulicht, wobei die Geraden das Ansprechvermögen unter Verwendung der empirischen Korrekturfaktoren darstellen.

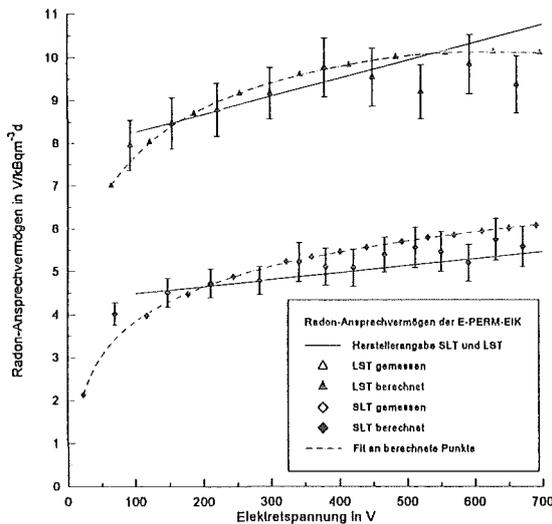


Abb. 11: Berechnetes und gemessenes Radon-Ansprechvermögen für zwei Kammern (SLT und LST) des E-PERM-Systems als Funktion der Elektretspannung [10]

Gemessene und nach dem vorgestellten Modell berechnete Werte für das Ansprechvermögen stimmen gut überein. Auch die Ergebnisse bei Verwendung der empirischen Korrekturfaktoren sind durchaus akzeptabel, wenn auch die Grenzen ihrer Gültigkeit deutlich werden.

Das entwickelte Verfahren zur Berechnung des Radon-Ansprechvermögens ist auf beliebige Geometrien und Abmessungen der Kammern anwendbar. Umgekehrt ist auf diesem Wege eine Optimierung des Kammeraufbaus möglich. Es zeigte sich zum Beispiel, daß eine halbkugelförmige Kammer mit abgerundeten Bodenkanten wesentlich günstiger ist als die für die methodischen Untersuchungen verwendeten zylindrischen Kammern. Damit kann insgesamt eine höhere Flexibilität und Genauigkeit beim Radon-Nachweis mit Elektret-Ionisationskammern erwartet werden.

4. Zusammenfassung

An zwei ausgewählten Beispielen wurde gezeigt, wie Verbesserungen in der Radon-Dosimetrie auf der Basis von an sich bekannten Detektionsprinzipien zu erreichen sind. Solche Verbesserungen sind möglich durch detaillierte Untersuchung der Wechselwirkungsprozesse der nachzuweisenden α -Teilchen in den jeweiligen Detektoren und darauf aufbauende Optimierung der Detektoreigenschaften. Neben diesen physikalischen Grundlagenuntersuchungen sind ohne Zweifel auch Verbesserungen bei den experimentellen Kalibrierungen und bei der routinemäßigen Auswertung der Detektoren sehr wichtig. Der besondere Vorteil der eingangs erwähnten Kooperation zwischen dem Forschungszentrum Karlsruhe und der Technischen Universität Dresden bestand darin, daß die Möglichkeiten einer engen Verknüpfung von Theorie und Experiment sehr furchtbringend genutzt werden konnten.

5. Literatur

- [1] URBAN, M.; PIESCH, E.: Low Level Environmental Radon Dosimetry with a Passive Track Etch Detector Device. *Radiation Protection Dosimetry*, 1 (1981) S. 97-109
- [2] URBAN, M.; KIEFER, H.; PIESCH, E.: A Pilot Study of Indoor Radon Level Using a Short Time Filter Technique and a Time Integrating Passive Radon Monitor. *Proc. 2nd Special Symposium on Natural Radiation Environment, Bombay, 1982*
- [3] HENNIGER, J.; ENGHARDT, W.; GIPPNER, P.: Stopping Power and Range Tables for Low and Medium Energy Ions with $Z < 16$. Report Rossendorf Research Central Institute of Nuclear Research, ZfK - 648, 1988
- [4] KUPSCHUS, A.: Optimierung des α -Energiefensters von Kernspurdetektoren zum Nachweis von Radon und Radonfolgeprodukten. Diplomarbeit Berufsakademie Karlsruhe, 1994
- [5] BURGHARDT, B.; KUPSCHUS, A.; VILGIS, M.; PIESCH, E.; DÖRSCHHEL, B.: Polycarbonate Track Etched Detectors for Qualitative Alpha Spectroscopy in Radon Environments. *Proc. 11th International Conference on Solid State Dosimetry, Budapest, 1995*
- [6] DÖRSCHHEL, B.; PIESCH, E.: A New Approach to Estimating the Equilibrium Factor between Radon and its Daughters. *Radiation Protection Dosimetry* 48 (1993) S. 145-51
- [7] DÖRSCHHEL, B.; PIESCH, E.: Effect of Varying Unattached Fraction of Radon Daughters on the Measurement of the Equilibrium Factor Using Nuclear Etched Track Detectors. *Radiation Protection Dosimetry* 54 (1994) S. 41-45
- [8] DÖRSCHHEL, B.; BURGHARDT, B.; PIESCH, E.; REINHARD, J.: Erzeugung von Alpha-Energiefenstern in der Ansprechfunktion von Makrofol-Spurätzdetektoren zum separaten Nachweis des Radonfolgeprodukts Po-214 in Luft. In: *Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik, 26. Jahrestagung Fachverband für Strahlenschutz, TÜV Rheinland, FS-94-71-T, Teil II (1994) S. 41-45*
- [9] KOTRAPPA, P.; DEMPSEY, J.C.; RAMSEY, R.W.; STIEFF, L.R.: A Practical E-PERMTM (Electret Environmental Radon Monitor) System for Indoor ²²²Rn Measurement. *Health Physics* 58 (1990) S. 461-67
- [10] KUNZMANN, S.: Radonmessung mit Elektret-Ionisationskammern. Dissertation TU Dresden, 1995
- [11] KUNZMANN, S., DÖRSCHHEL, B., HÄSE, K.; ZEISKE, U.: Studies on the Surface Charge Distribution of Radon Exposed Electrets within an Electret Ionisation Chamber. *Proc. 11th International Conference on Solid State Dosimetry, Budapest, 1995*

VII.

Neuere Entwicklungen zur internen Dosimetrie

H. Doerfel

Hauptabteilung Sicherheit/Strahlenschutz
Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Technik und Umwelt, Karlsruhe

Neuere Entwicklungen zur internen Dosimetrie

H. Doerfel

Hauptabteilung Sicherheit/Strahlenschutz

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Technik und Umwelt, Karlsruhe

1. Gegenwärtige Situation

Durch die im letzten Jahr erlassene Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle (RiPhyKo) [GMB194] und die in diesem Jahr fertiggestellte Richtlinie über Anforderungen an Inkorporationsmeßstellen [FS95] wurden einheitliche Regelungen für die Meßverfahren der internen Dosimetrie festgelegt. Diese Regelungen umfassen unter anderem die Auswahl des Meßverfahrens sowie die jeweils erforderliche Meßempfindlichkeit. Letztere orientiert sich an der generellen Forderung, daß im Rahmen der regelmäßigen Inkorporationsüberwachung eine inhalationsbedingte Aktivitätszufuhr in Höhe von 3 % des Jahresgrenzwertes nachgewiesen werden kann. Aus dieser Forderung resultieren sowohl die nuklidspezifischen Nachweisgrenzen als auch die Länge der Überwachungsintervalle. Als nuklidspezifischer Bezugswert wurde in der RiPhyKo der nach den ICRP-Modellen mit Standardannahmen berechnete Meßwert am Ende des Überwachungsintervalls infolge einer inhalationsbedingten Zufuhr zu Beginn des Überwachungsintervalls in Höhe von 3 % des Jahresgrenzwertes eingeführt. Da im Rahmen der regelmäßigen Inkorporationsüberwachung von einem zeitlich konstanten Inkorporationsrisiko ausgegangen wird, muß die untere Nachweisgrenze des Meßverfahrens bei n Überwachungsintervallen pro Jahr folglich kleiner als der n -te Teil dieses Bezugswertes (Referenzwert*) sein.

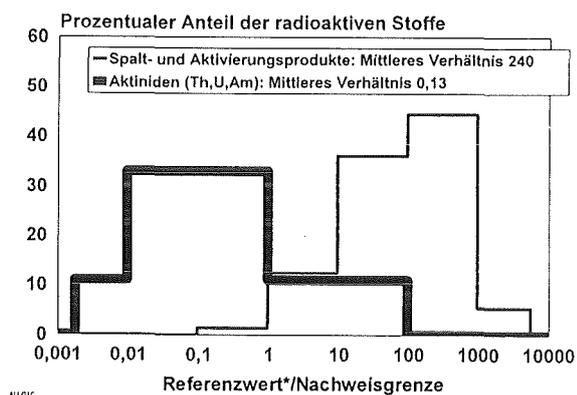


Abb. 1: Verhältnis des Referenzwertes* nach RiPhyKo [GMB194] zu der nach dem heutigen Stand der Technik jeweils erreichbaren Nachweisgrenze für Spalt- und Aktivierungsprodukte (Ganzkörperzähler) sowie für Aktiniden (Lungenzähler)

Zur Illustration dieser etwas kompliziert anmutenden Forderungen sind in Abb. 1 die Häufigkeitsverteilungen für das Verhältnis des Referenzwertes* zu der nach dem heutigen Stand der Technik jeweils erreichbaren Nachweisgrenze für alle mit herkömmlichen Ganzkörperzählern nachweisbaren Spalt- und Aktivierungsprodukte (Meßzeit 5 min) sowie für alle mit herkömmlichen Lungenzählern nachweisbaren Aktiniden (Meßzeit 50 min) dargestellt. Bei den Spalt- und Aktivierungsprodukten ist das Verhältnis V bei nahezu allen Nukliden und Stoffklassen größer als 1. Der geometrische Mittelwert von V liegt bei etwa 240, d.h. hier hat man im allgemeinen einen großen Sicherheitsabstand zwischen den geforderten und den erreichbaren Empfindlichkeiten. Ganz anders ist es bei den mit Lungenzählern nachweisbaren Aktiniden (Th, U, Am). Hier ist V nur in wenigen Fällen größer als 1, d.h. die Direktmessung kann hier nur in Ausnahmefällen angewandt werden.

Die gegenwärtige Situation kann daher folgendermaßen charakterisiert werden: Bei den Spalt- und Aktivierungsprodukten ist die Direktmessung so empfindlich, daß im Rahmen der regelmäßigen Inkorporationsüberwachung Zufuhren von im Mittel etwa 0,01 % der Grenzwerte nachgewiesen werden können. Bei den Aktiniden Th, U, und Am ist die Direktmessung dagegen nur so empfindlich, daß die im Mittel nachweisbaren Zufuhren bereits etwa 25 % der Grenzwerte ausmachen.

2. Nachweis von Spalt- und Aktivierungsprodukten

Angesichts der eingangs geschilderten Situation wird man sich vielleicht fragen, ob auf diesem Gebiet überhaupt ein Bedarf für neuere Entwicklungen besteht. Zur Beantwortung dieser Frage soll ein gar nicht so weit hergeholtes Beispiel aus der Praxis dienen (Tab. 1). Es handelt sich hierbei um einen Auszug aus dem Strahlenpass einer Person, die über einen Zeitraum von vier Jahren in verschiedenen Kernkraftwerken überwacht wurde. Wie der Tab. 1 zu entnehmen ist, lagen die bei den Inkorporationsmessungen festgestellten Co-60-

Aktivitäten sägezahnartig abwechselnd oberhalb von 500 Bq und unterhalb der Nachweisgrenze von etwa 200 Bq. Wertet man diese Messungen nach den geltenden Richtlinien aus, so ergeben sich drei Zufuhren von etwa 6, 7 und 4 kBq, die insgesamt zu einer Folgeäquivalentdosis von etwa 0,2 mSv in der Lunge bzw. zu einer effektiven Folgeäquivalentdosis von etwa 0,04 mSv führen. Bei genauerem Hinsehen zeigt sich jedoch, daß es sich hier um ein feststehendes Co-60-Lungendepot handelt, das von einigen geeigneten Ganzkörperzählern erkannt wird, von anderen weniger geeigneten dagegen nicht. Diese Lungendeposition führt allein im Beobachtungszeitraum bereits zu Äquivalentdosen, die mindestens zehnmal so groß sind wie die nach den Richtlinien abgeschätzten Werte.

Tab. 1: Auszug aus dem Strahlenpaß einer beruflich strahlenexponierten Person: Ergebnisse der Inkorporationsmessungen in verschiedenen Institutionen in Hinblick auf Co-60

Meßdatum	Co-60-Aktivität
03.06.83	< NWG (ca. 200 Bq)
07.07.83	900 Bq
20.08.83	< NWG (ca. 200 Bq)
27.01.84	518 Bq
11.04.87	< NWG (ca. 200 Bq)
06.07.87	< NWG (ca. 200 Bq)
23.07.87	603 Bq

Dieses keineswegs ungewöhnliche Beispiel beleuchtet in anschaulicher Weise die bei der regelmäßigen Inkorporationsüberwachung mit herkömmlichen Ganzkörperzählern immer wieder auftretenden Probleme. Die Probleme ergeben sich nahezu zwangsläufig aus dem gängigen Verfahren der internen Dosimetrie, welches aus insgesamt fünf Einzelschritten besteht, nämlich (a) Messung der aus dem Körper austretenden Strahlung, (b) Identifizierung der inkorporierten Nuklide, (c) Bestimmung der aktuellen Körper- bzw. Organaktivität, (d) Abschätzung der ursächlichen Aktivitätszufuhr und schließlich (e) Abschätzung der aus dieser Zufuhr insgesamt resultierenden

Folgeäquivalentdosis. Bei diesem Verfahren werden eine ganze Reihe von Informationen hinsichtlich Zufuhrzeit, Zufuhrpfad, physikalisch/chemischer Form der zugeführten Aktivität, Stoffwechselverhalten und Vorbelastung benötigt, die im Rahmen der regelmäßigen Inkorporationsüberwachung im allgemeinen nur unzureichend verfügbar sind.

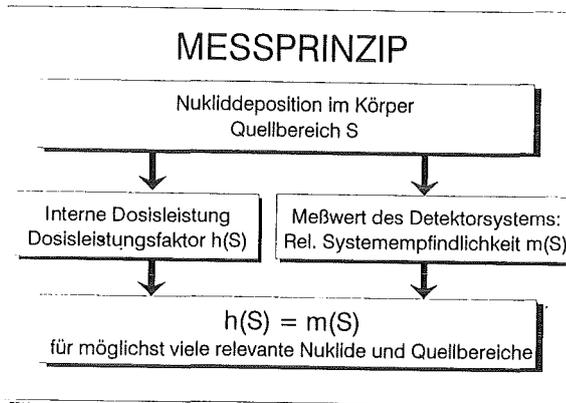


Abb. 2: Schematische Darstellung der direkten internen Dosimetrie

Um diesen Schwierigkeiten zu begegnen, wurde im Forschungszentrum Karlsruhe in den letzten Jahren ein neues Verfahren der direkten internen Dosimetrie entwickelt [DO94a]. Dieses Verfahren basiert wie das bisherige Verfahren auf dem Nachweis der aus dem Körper austretenden Strahlung. Von da ab geht es allerdings ganz anders weiter. Und zwar werden bei diesem Verfahren zunächst die von der Inkorporation betroffenen Körper- bzw. Organbereiche identifiziert. Danach wird die Körper- bzw. Organdosisleistung in diesen Bereichen direkt gemessen. Es wird also nicht die inkorporierte Aktivität bestimmt, sondern die von der inkorporierten Aktivität zum Zeitpunkt der Messung bewirkte interne Äquivalentdosisleistung. Diese Messungen werden mit einer im Vergleich zum bisherigen Verfahren hohen Meß-

frequenz - gedacht ist an eine Messung pro Woche - durchgeführt. Die Meßergebnisse werden dann über den interessierenden Zeitraum integriert. Auf diese Weise erhält man unabhängig von Zufuhrzeit, Zufuhrpfad und allen sonstigen beim bisherigen Verfahren erforderlichen Parametern eine direkte Information über die innere Äquivalentdosis.

Das Meßprinzip ist in Abb. 2 schematisch dargestellt. Ausgangspunkt ist eine beliebige Nukliddeposition in einem bestimmten Quellbereich S des Körpers. Diese Deposition bewirkt eine interne Dosisleistung, wobei die Proportionalität zwischen der Dosisleistung und der Aktivität durch einen nuklid- und organspezifischen Dosisleistungsfaktor $h(S)$ bestimmt wird. Andererseits bewirkt die Nukliddeposition einen bestimmten Meßwert des Detektorsystems, der von der sogenannten Systemempfindlichkeit $m(S)$ bestimmt wird. Die Systemempfindlichkeit hängt ebenfalls vom Nuklid und vom Quellbereich ab, allerdings ist diese Abhängigkeit im allgemeinen eine andere als die Abhängigkeit des Dosisleistungsfaktors $h(S)$, so daß die interne Dosisleistung zunächst nur bei Kenntnis des inkorporierten Nuklids und des Quellbereichs genauer gemessen werden

kann. Die Entwicklung des neuen Meßverfahrens bestand nun im wesentlichen darin, die Systemempfindlichkeit $m(S)$ für eine möglichst große Anzahl von Nukliden und für alle relevanten Quellbereiche so an die entsprechenden Dosisleistungsfaktoren $h(S)$ anzupassen, daß beide Parameter - im Rahmen einer gewissen Schwankungsbreite - zueinander proportional sind. Dann nämlich kann die interne Dosisleistung auch ohne Kenntnis des inkorporierten Nuklids bzw. der Nuklidverteilung im Körper unmittelbar aus dem Meßwert des Detektorsystems abgeleitet werden.

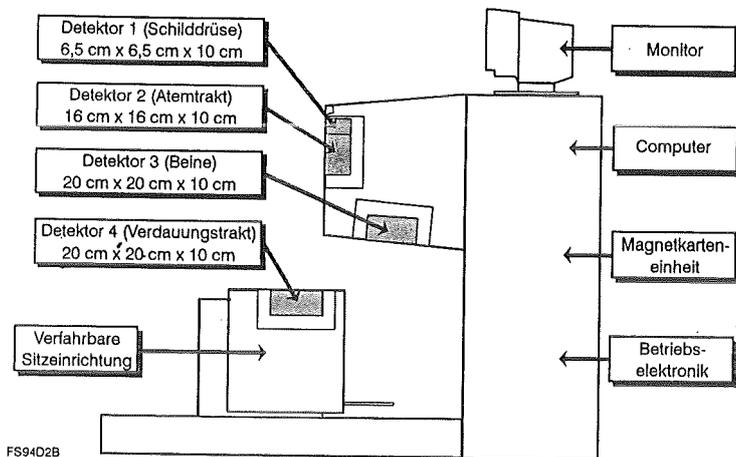


Abb. 3: Schematische Darstellung des neuen Detektorsystems zur direkten internen Dosimetrie

Das nach diesen Kriterien konstruierte Detektorsystem ist in Abb. 3 dargestellt. Hauptelemente des Detektorsystems sind vier Plastikszintillationsdetektoren, die vor der Schilddrüse, vor dem Atemtrakt, über den Beinen und unter dem Verdauungstrakt des Probanden angeordnet sind. Sowohl die Geometrie und die Abschirmung der verschiedenen Detektoren als auch die Impulsverstärkung und die Impulsdiskriminierung der nachgeschalteten Elektronik sind im Laufe der Entwicklung so optimiert worden, daß die relative Systemempfindlichkeit den entsprechenden Dosisleistungsfaktoren möglichst nahe kommt. Dies wird in Abb. 4 am Beispiel von homogenen Ganzkörperdepositionen von einigen repräsentativen Nukliden aus dem kerntechnischen und medizinischen

Arbeitsbereich gezeigt. Es liegt in der Natur des Meßverfahrens, daß die Systemempfindlichkeit bei Nukliden mit relativ starker Gamma-Komponente wie z.B. Cs-134 oder Ag-110m überproportional groß ist, während sie bei anderen Nukliden mit relativ geringer Gamma-Komponente zu klein ist. Das hieraus resultierende Fehleinschätzungspotential wird von der mittleren Schwankungsbreite des Verhältnisses des Dosisleistungsfaktors zur Systemempfindlichkeit bestimmt und liegt bei der hier dargestellten Nuklidenauswahl bei etwa 50 %.

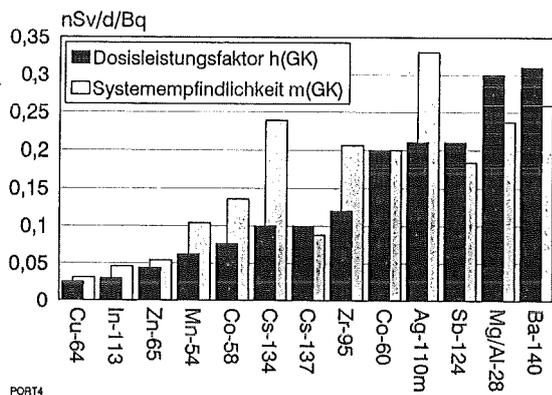


Abb. 4: Gegenüberstellung von Dosisleistungsfaktor und Systemempfindlichkeit für homogene Ganzkörperdepositionen einiger ausgewählter Nuklide aus dem kerntechnischen und dem medizinischen Arbeitsbereich

Bei inhomogenen Depositionen kommt ein zusätzlicher Parameter, nämlich die Organabhängigkeit der Dosisleistungsfaktoren bzw. der Systemempfindlichkeit, ins Spiel. Ursprünglich wurde das Detektorsystem auf die Wichtungsfaktoren von ICRP 26 [ICRP77] zugeschnitten. Aufgrund der neuen Wichtungsfaktoren von ICRP 60 [ICRP90] müssen nun jedoch die Dosen insbesondere im Verdauungstrakt ganz anders bewertet werden. Nach einigen Modifikationen des Auswerteverfahrens ist es gelungen, die neue Wichtung in das Detektorsystem zu implementieren. Wie in Abb. 5 am Beispiel von Co-60 gezeigt wird, werden nun auch die mit den neuen Wichtungsfaktoren berechneten Dosisleistungsfaktoren für alle dosisrelevanten Bereiche durch die Systemempfindlichkeiten recht gut angenähert. Bei anderen Nukliden verhält es sich ähnlich, so daß das Fehleinschätzungspotential bei unbekanntem Depositionsmuster nur unwesentlich größer als bei der

homogenen Ganzkörperdeposition ist. Insgesamt gesehen kann man daher von einem mittleren Fehler in der Größenordnung von 50 % ausgehen. Dieser Fehler ist geringer als die beim herkömmlichen Verfahren der internen Dosimetrie im Rahmen der regelmäßigen Inkorporationsüberwachung auftretenden Fehler. Hinzu kommt, daß der Fehler bei dem neuen Verfahren bei Bedarf im Nachhinein durch ergänzende Untersuchungen zur genaueren Bestimmung des inkorporierten Nuklidgemischs noch deutlich reduziert werden kann.

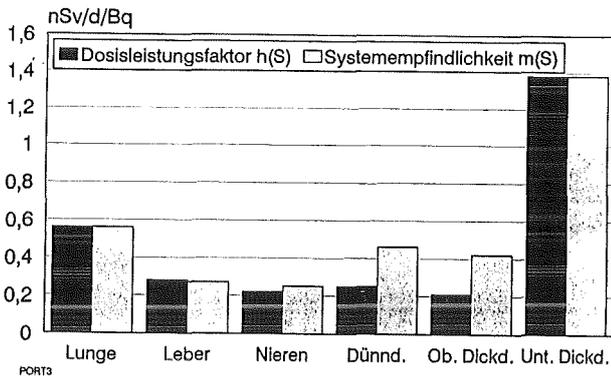


Abb. 5: Gegenüberstellung von Dosisleistungsfaktor und Systemempfindlichkeit für Co-60-Organ-depositionen bei Zugrundelegung der neuen Wichtigkeitsfaktoren von ICRP 60

Die Empfindlichkeit des Meßverfahrens richtet sich nach der Anzahl der durchgeführten Statusmessungen. Bei stationären Expositionsbedingungen kann mit dem Detektorsystem bei 45 Statusmessungen pro Jahr eine effektive Äquivalentdosis in Höhe von etwa 0,02 mSv/a nachgewiesen werden. Wird die innere Strahlenexposition durch eine Lungendeposition bestimmt, so liegt die untere Nachweisgrenze bei einer Lungenäquivalentdosis in Höhe von etwa 0,05 mSv/a bzw. bei einer effektiven Äquivalentdosis in Höhe von etwa 0,006 mSv/a. Bei dosisbestimmenden Schilddrüsendepositionen liegt die untere Nachweisgrenze bei einer Schilddrüsenäquivalentdosis in Höhe von etwa 5 mSv/a bzw. bei einer effektiven Äquivalentdosis in Höhe von etwa 0,05 mSv/a. Die Nachweisgrenzen liegen demnach bei allen Depositionsmustern deutlich unter den jeweiligen Grenzwerten.

Mit diesem Verfahren ist prinzipiell eine sehr zuverlässige Dosisbestimmung möglich, da die Dosisleistung direkt gemessen und dann zeitlich integriert wird. Dadurch erhält man - weitgehend unabhängig von Zufuhrzeit, Zufuhrpfad, physikalisch/chemischer Form der zugeführten Stoffe, Metabolismus und Vorbelastung - konkrete Aussagen über die tatsächlichen Jahresdosen. Das Verfahren kann allerdings nur bei den mit herkömmlichen Ganzkörperzählern nachweisbaren Spalt- und Aktivierungsprodukten angewandt werden. Da diese Stoffe allerdings im allgemeinen relativ kurze effektive Halbwertszeiten haben, sind die Jahresdosen weitgehend identisch mit den jeweiligen Gesamtfolgeäquivalentdosen. Grenzwertüberschreitende Kumulationseffekte sind auch bei längeren Dauerexpositionen - zumindest aufgrund der herrschenden Modellvorstellungen - nicht zu befürchten, so daß bei diesen Nukliden auf eine explizite Bestimmung der Aktivitätszufuhr durchaus verzichtet werden kann.

Da die Dosis direkt gemessen wird, können auch Qualitätskriterien wie Erkennungs- und Nachweisgrenze wesentlich einfacher definiert werden als bei dem bisherigen Verfahren. Auch dürfte die Dokumentation der Meßergebnisse im Strahlenpass oder im Strahlenschutzregister sehr viel leichter fallen. Von besonderer Bedeutung ist hierbei auch, daß das neue Verfahren hinsichtlich Empfindlichkeit und Genauigkeit mit der externen Dosimetrie vergleichbar ist, wodurch eine einfache und sinnvolle Zusammenführung der Ergebnisse der internen und externen Dosimetrie ermöglicht werden kann.

3. Aktiniden

Bei den Aktiniden ist die Photonenemission im allgemeinen wesentlich geringer und die Radiotoxizität stets wesentlich höher als bei den Spalt- und Aktivierungsprodukten, so daß hier die Direktmessung beim gegenwärtigen Stand der Technik für die regelmäßige Inkorporationsüberwachung als zu unempfindlich angesehen wird. Die regelmäßige Inkorporationsüberwachung stützt sich hier daher im wesentlichen auf die Raumluftüberwachung sowie auf die Ausscheidungsmessungen. Die Erfahrung zeigt allerdings, daß auch diese beiden Verfahren erhebliche Probleme - insbesondere in Hinblick auf die Interpretation der Meßwerte - mit sich bringen. Um auch hier zu besseren Ergebnissen zu kommen, wurden im Forschungszentrum Karlsruhe in den letzten Jahren umfangreiche Entwicklungsarbeiten durchgeführt. Diese Arbeiten bezogen sich zum einen auf die Verbesserung der in-vivo-Meßtechnik für einige interessierende Aktiniden wie Am-241, U-235 und U-238 bzw. Th-234 sowie auf das gerade in jüngster Zeit durch die Wismut-Problematik interessant gewordene Pb-210. Zum anderen bezogen sich die Arbeiten auf die Weiterentwicklung der biokinetischen Modelle zur Interpretation der Meßwerte der Direktmessung und der Ausscheidungsanalytik.

Auch hier stellt sich die Frage, ob bei den biokinetischen Modellen überhaupt ein Entwicklungsbedarf besteht. So hat die ICRP erst im vorletzten Jahr in Publikation 67 ein neues biokinetisches Modell für Plutonium, Americium und Neptunium vorgestellt [ICRP93]. Das Modell soll in erster Linie zur Berechnung von altersabhängigen Retentionsfunktionen bzw. den resultierenden Dosisfaktoren dienen. Es ist allerdings so aufgebaut,

daß auch Ausscheidungsfunktionen berechnet werden können und es wird daher wohl auch die Grundlage für die künftige Interpretation von Ausscheidungsdaten bei Inkorporation der genannten Elemente bilden.

Das ICRP-Modell ist in vielerlei Hinsicht ähnlich wie das im FZK entwickelte Modell für die Biokinetik von Americium [DO94b]. So haben beide Modelle etwa die gleiche Grundstruktur. Sie umfassen im wesentlichen

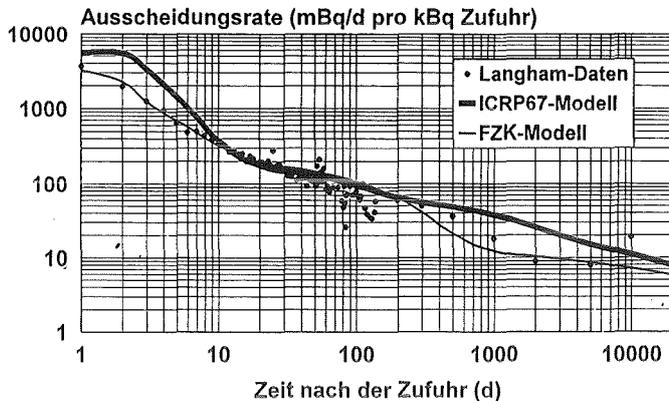


Abb. 6: Ausscheidung von Plutonium im Urin nach IV-Injektion: Vergleich der Daten von Langham mit den nach dem ICRP67-Modell und dem FZK-Modell berechneten Ausscheidungsfunktionen

die regionären Lymphknoten, die bei der Modellierung von Wundzufuhren unverzichtbar sind.

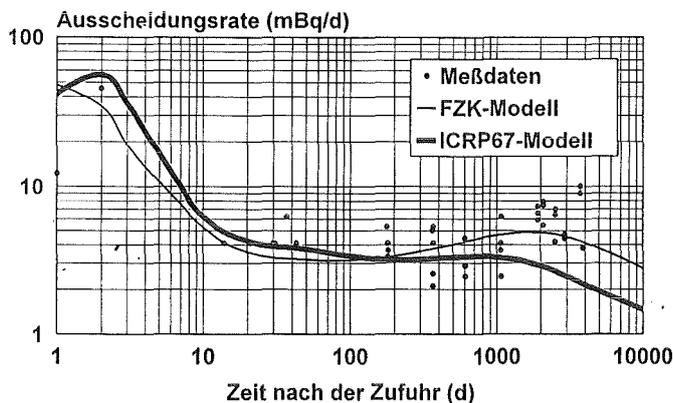


Abb. 7: Ausscheidung von Plutonium im Urin nach Inhalation: Vergleich der Daten des Inkorporationsfalls M.D. mit den nach dem ICRP67-Modell und dem FZK-Modell berechneten Ausscheidungsfunktionen

Urinausscheidung in der ersten Woche nach der Systemzufuhr sowie in der Zeit vom zweiten bis etwa zum zwanzigsten Jahr nach der Systemzufuhr durch das ICRP-Modell systematisch um bis zu einen Faktor 2 überbewertet wird (Abb. 6). Ein noch etwas ungünstigeres Bild ergibt sich für die systemische Stuhlausscheidung, da hier der mittlere Zeitbereich vom ICRP-Modell um bis zu einen Faktor 4 unterbewertet wird. Auch die Aktivitätskonzentration im Blut wird durch das ICRP-Modell insgesamt nur recht grob angenähert.

Ein ähnliches Bild ergibt sich auch bei inhalationsbedingten Zufuhren. Der bislang wohl am besten dokumentierte Inhalationsfall von Plutonium und Americium hat sich Anfang der achtziger Jahre in der Schweiz zuge tragen. Zu diesem Fall gibt es eine Vielzahl von Urin- und Stuhldaten über einen Beobachtungszeitraum von mehr als 10 Jahren. Außerdem gibt es umfangreiche *in-vivo* Meßdaten für den zeitlichen Verlauf der Americium-Aktivität in der Lunge, den tracheobronchialen Lymphknoten, der Leber und dem Skelett. Besonders vorteilhaft für die Modellierung ist auch die Tatsache, daß in diesem Fall keine ausscheidungsintensivierenden Maßnahmen getroffen wurden. Wendet man nun die ICRP-Modelle auf diesen Fall an, so ergibt sich ein sehr

die Bereiche Leber, Skelett, Weichgewebe, Nieren und Blase sowie den Bereich Verdauungstrakt. Das FZK-Modell umfaßt außerdem auch den Bereich des Atemtrakts, der von der ICRP in einem gesonderten Modell behandelt wird [ICRP94]. Jeder der genannten Bereiche setzt sich aus verschiedenen Kompartimenten zusammen, und hier liegen die wesentlichen Unterschiede zwischen dem ICRP-Modell und dem FZK-Modell. So wird das Weichgewebe beim ICRP-Modell durch drei parallel an die Körperflüssigkeiten angeschlossene Kompartimente simuliert, während beim FZK-Modell drei in Serie angeschlossene Kompartimente angenommen werden. Außerdem umfaßt das FZK-Modell auch explizite Kompartimente für die Wunddeposition und für

Beim ICRP-Modell wird 50 % der Aktivität aus einem der drei Weichgewebe-Kompartimente (ST1) direkt in die Harnblase transferiert. Bemerkenswert ist hierbei, daß dieser direkte Aktivitätstransfer ausschließlich bei Plutonium angenommen wird. Bei allen übrigen Elementen aus ICRP67 gibt es diesen Übergang nicht. Offenbar wurde der Übergang für Plutonium eingeführt, um hier eine besonders gute Übereinstimmung der Retentions- bzw. Ausscheidungsfunktionen mit den zur Verfügung stehenden Humandaten zu erzielen. Im Vordergrund stehen hierbei die Daten von Langham, die hinsichtlich Zufuhrzeit, Zufuhrpfad und chemischer Form sehr genau definiert sind. Die Nachrechnung zeigt jedoch, daß die

widersprüchliches Bild (Abb. 8 links). Für die Plutonium-Zufuhr ergibt sich aus den Stuhl- und Urindaten eine Zufuhr von 4,1 kBq und aus den Urindaten eine mehr als dreimal so große Zufuhr von 14,9 kBq. Das mit der rezipro-

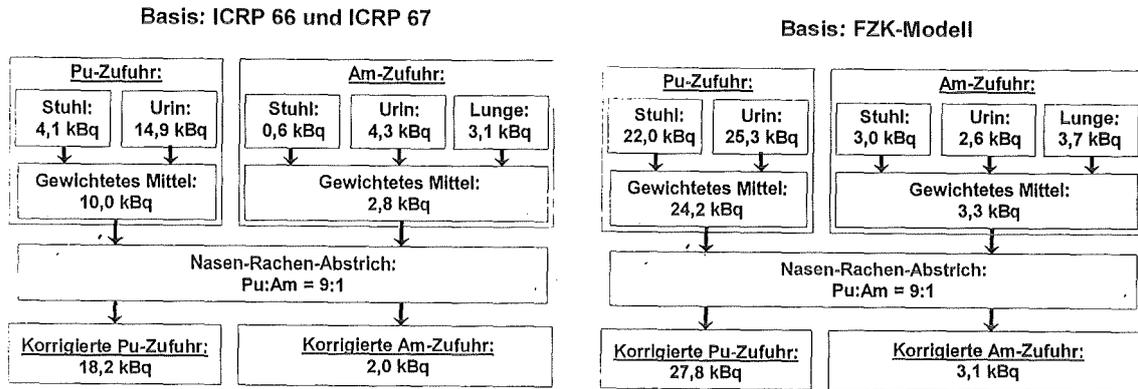


Abb. 8: Abschätzung der Aktivitätszufuhr von Plutonium und Americium für einen Inhalationsfall auf der Basis der Modelle von ICRP 66 und ICRP 67 (linkes Schema) bzw. auf der Basis des FZK-Modells (rechtes Schema)

ken Standardabweichung gewichtete Mittel beträgt 10 kBq. Bei Americium ist die Diskrepanz zwischen dem Ergebnissen aus Stuhl und Urin noch etwas größer. Die aus den Lungenwerten abgeschätzte Zufuhr stimmt allerdings recht gut mit dem Urinwert überein. Insgesamt erhält man für die Americium-Zufuhr ein gewichtetes Mittel von 2,8 kBq. Das Verhältnis der Plutonium-Zufuhr zur Americium-Zufuhr ist allerdings mit etwa 4:1 wesentlich kleiner als das im Nasen-Rachen-Abstrich und auch in den Stuhlausscheidungen gefundene Aktivitätsverhältnis von 9:1. Da das im Nasen-Rachen-Abstrich gefundene Aktivitätsverhältnis eine relativ harte qualitative Information darstellt, müssen die Zufuhren noch dementsprechend korrigiert werden, so daß man schließlich zu Werten von 18,2 kBq Plutonium und 2 kBq Americium kommt. Rechnet man nun mit diesen Werten zurück, so erhält man für den Urin in den ersten drei Jahren nach der Zufuhr eine recht gute Übereinstimmung mit den Meßwerten (Abb. 7). Im weiteren Verlauf ergibt sich jedoch eine zunehmende Diskrepanz zwischen dem Modell und der Rechnung. Bei den anderen Ausscheidungsfunktionen ergibt sich ein ähnliches Bild.

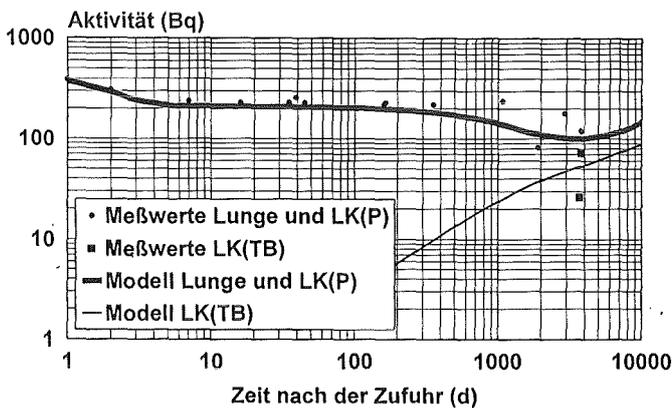


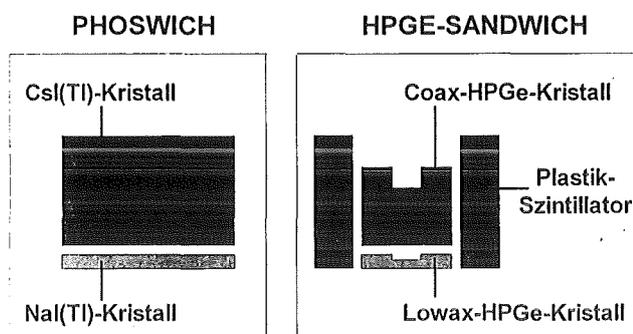
Abb. 9: Aktivität von Am-241 in der Lunge und in den Lymphknoten nach Inhalation: Vergleich der Daten eines Inkorporationsfalls (M.D.) mit den nach dem FZK-Modell berechneten Retentionsfunktionen

Wendet man nun das FZK-Modell auf die Daten an, so ergibt sich insgesamt eine etwas bessere Konsistenz der Ergebnisse (Abb. 8 rechts). Die aus den Stuhl- und Urindaten jeweils abgeschätzten Zufuhren stimmen von Anfang an besser überein. Auch das abgeschätzte Aktivitätsverhältnis von Plutonium zu Americium stimmt mit etwa 7:1 besser mit dem Verhältnis im Nasen-Rachen-Abstrich überein, so daß die entsprechende Korrektur der Zufuhrwerte kaum noch ins Gewicht fällt. Die mit den korrigierten Zufuhrwerten zurückgerechneten Ausscheidungsfunktionen stimmen sowohl für den Urin (Abb. 7) als auch für den Stuhl nahezu im gesamten Zeitbereich recht gut mit den Meßwerten überein. Dasselbe gilt auch für die in-vivo-Daten, wenn man annimmt, daß zwei Drittel der Lymphknoten-Aktivität in den pulmonalen

Lymphknoten und ein Drittel in den tracheo-bronchialen Lymphknoten deponiert sind (Abb. 9).

Von besonderer Bedeutung ist nun die Abschätzung der effektiven Folgeäquivalentdosis. Nach den ICRP-Modellen ergibt sich zunächst ein Gesamtwert von 0,28 Sv und nach Korrektur über das Aktivitätsverhältnis ein Gesamtwert von 0,44 Sv. Nach dem FZK-Modell ergeben sich dagegen Gesamtwerte von 0,85 Sv bzw. 0,95 Sv. Noch gravierender ist die Diskrepanz bei der Folgeäquivalentdosis in der Knochenoberfläche. Hier wird

nach dem FZK-Modell ein fast viermal so großer Wert abgeschätzt wie nach den ICRP-Modellen. Insgesamt zeigt sich in diesem Fall wie auch in anderen Fällen, daß die neuen ICRP-Modelle noch ein ganz erhebliches Unsicherheitspotential in sich bergen, und daß man bei der Abschätzung der Folgeäquivalentdosis aus Urin- und Stuhl- und Daten nach wie vor sehr vorsichtig sein muß, insbesondere auch in Hinblick auf retrospektive Abschätzungen zur Bestimmung der Berufslebensdosis.



Angesichts dieses großen Unsicherheitspotentials wurden Untersuchungen angestellt, ob die in-vivo-Messung von Transuranen in der Lunge und insbesondere im Skelett nicht vielleicht doch noch soweit verbessert werden kann, daß sie eine Alternative zu den Ausscheidungsmessungen darstellt. Und zwar wurde untersucht, ob es nicht möglich ist, die meßtechnischen Vorteile der Phoswich-Detektoren und der Germanium-Detektoren in geeigneter Weise miteinander zu vereinen.

Abb. 10: Schematische Darstellung der Kristallanordnung zur Anti-Compton-Diskriminierung beim Phoswich-Detektor und beim HPGe-Sandwich-Detektor

Das Ergebnis dieser Untersuchungen ist quasi ein Halbleiter-Analogon zum Phoswich-Detektor (Abb. 10). Die Rolle des NaI(Tl)-Kristalls übernimmt hierbei

ein dünner sogenannter Lowax-HPGe-Kristall und die Rolle des CsI(Tl)-Kristalls ein coaxialer HPGe-Kristall. Zur Verbesserung der Anti-Compton-Diskriminierung wurde das HPGe-Sandwich noch mit einem Plastik-Szintillator zum Nachweis der seitlich aus dem Lowax-Kristall herausgestreuten Compton-Photonen umgeben. Zur Erzielung eines möglichst hohen geometrischen Wirkungsgrades werden mehrere dieser HPGe-Sandwich-Detektoren in einer Meßanordnung zusammengefaßt. In der jetzigen Ausbaustufe umfaßt der FZK-Teilkörperzähler fünf HPGe-Sandwich-Detektoren. In der Lungenmeßgeometrie können mit diesem Teilkörperzähler bei durchschnittlich proportionierten Personen bei einer Meßzeit von 50 min Aktivitäten in Höhe von etwa 6 Bq Am-241 oder etwa 70 Bq Natururan oder etwa 120 Bq angereichertes Uran (2 % - 93 % U-235) in der Lunge nachgewiesen werden.

Da bei den meisten Aktiniden die Knochenoberfläche das dosisbestimmende Gewebe darstellt, ist die Aktivitätsbestimmung im Skelett von besonderer Bedeutung. Für diesen Zweck empfiehlt sich eine Messung am Kopf, da hier das Verhältnis der Knochenmasse zur störenden Weichgewebemasse am günstigsten ist. Es ist vorgesehen, hierfür einen erweiterten Teilkörperzähler mit insgesamt acht Germanium-Detektoren in einer modifizierten Meßgeometrie einzusetzen. Mit einem solchen Teilkörperzähler wird man dann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse eine Skelettaktivität von etwa 2 Bq Am-241 nachweisen können. Dieser Wert entspricht bei konstanter Dauerbelastung einer Äquivalentdosis von etwa 2 mSv/a in der Knochenoberfläche und damit etwa 0,7 % des Grenzwertes für beruflich strahlenexponierte Personen.

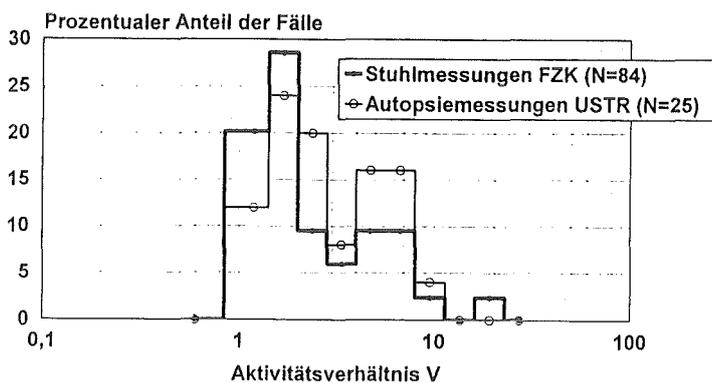


Abb. 11: Häufigkeitsverteilungen für das Verhältnis der Gesamtaktivität von Pu-239 und Am-241 zur Aktivität von Am-241 in den Stuhlausscheidungen bzw. im Skelett von beruflich strahlenexponierten Personen

Damit eröffnen sich ganz neue Möglichkeiten zur direkten Bestimmung der Äquivalentdosis bei Inkorporation von Americium und bis zu einem gewissen Grad auch von Plutonium. Im kerntechnischen Arbeitsbereich kann nämlich die Am-241-Aktivität näherungsweise als Maß für die gesamte α -Aktivität von Plutonium und Americium herangezogen werden. Dies gilt sowohl für die zugeführte Aktivität als auch für die langfristig im Körper deponierte Aktivität. Eine Auswertung der zwischenfallsbedingten Stuhlausscheidungen der zurückliegenden Jahre zeigt, daß das Verhältnis der gesamten α -Aktivität von Plutonium und Americium zur Aktivität von Am-241 in den meisten Fällen zwischen 1 und 10 liegt. Die Abb. 11

zeigt die entsprechende Häufigkeitsverteilung als stark ausgezogene Treppenkurve. Aus dieser Verteilung ergibt sich ein geometrischer Mittelwert von 2,5 mit einer mittleren Schwankungsbreite von etwa einem Faktor 2. Zum Vergleich zeigt die Abb. 11 auch die entsprechende Verteilung für das Aktivitätsverhältnis im Skelett von beruflich strahlenexponierten Personen aufgrund von Untersuchungen des Amerikanischen Transuranium-Registrys. Aus dieser Verteilung ergibt sich ein sehr ähnlicher geometrischer Mittelwert - nämlich 2,8 - und etwa die gleiche Schwankungsbreite wie bei den Stuhlausscheidungen.

Aufgrund dieser und weiterer Untersuchungen kann man davon ausgehen, daß das Aktivitätsverhältnis bei beruflich strahlenexponierten Personen im kerntechnischen Arbeitsbereich generell durch Verteilungen dieser Art dargestellt werden kann. Demnach kann man innerhalb einer mittleren Schwankungsbreite von etwa einem Faktor 2 die gesamte α -Aktivität von Plutonium und Americium aus der Aktivität von Am-241 ableiten. Folglich kann mit dem neuen Verfahren der *in-vivo* Messung von Am-241 im Schädel prinzipiell eine Gesamt- α -Skelettaktivität in Höhe von etwa 5 Bq nachgewiesen werden. Damit ist die *in-vivo* Messung hinsichtlich der Alpha-Aktivität im Skelett prinzipiell etwa um den Faktor 5 empfindlicher als die Ausscheidungsmessung. Allerdings ist die Extrapolation von der am Schädel gemessenen Am-241-Aktivität auf die gesamte Skelettaktivität aufgrund der Variation des Aktivitätsverhältnisses mit einem mittleren Fehler von einem Faktor 2 behaftet. Hierbei muß allerdings berücksichtigt werden, daß - wie in dem oben dargestellten Beispiel gezeigt wurde - auch die Interpretation der Ausscheidungsdaten mit erheblichen Fehlern behaftet sein kann. Im übrigen kann man die Unsicherheit bei der Extrapolation der gesamten Alpha-Skelettaktivität aus der am Kopf gemessenen Am-241-Aktivität wesentlich verringern, indem man das im Einzelfall vorliegende Aktivitätsverhältnis durch eine Stuhlanalyse genauer bestimmt. Somit kann die *in-vivo*-Messung von Am-241 zu einer wesentlichen Verbesserung der Inkorporationsüberwachung - sowohl in Hinblick auf Am-241 als auch in Hinblick auf Plutonium - beitragen.

Referenzen

- [DO94b] H. Doerfel, E. Belezny, F. Belezny: Ein neues biokinetisches Modell zur Beschreibung des Stoffwechsels von Am-241, 26. Jahrestagung des Fachverbands für Strahlenschutz e.V., Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik, Karlsruhe, 24.-26. Mai 1994
- [DO94a] H. Doerfel: Die direkte interne Dosimetrie: Ein neuer Weg zur Bestimmung der effektiven Äquivalentdosis bei Inkorporation gamma-strahlender Radionuklide, 26. Jahrestagung des Fachverbands für Strahlenschutz e.V., Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik, Karlsruhe, 24.-26. Mai 1994

- [FS95] Richtlinie über Anforderungen an Inkorporationsmeßstellen, Entwurf des Arbeitskreises „Inkorporationsüberwachung“ beim Fachverband für Strahlenschutz, 27. Juni 1995
- [GMBI94] Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen (§§ 62, 63, 63a StrlSchV; §§ 35, 35a RöV), GMBI 1994 Nr. 7, S. 286-307, 2. März 1994
- [ICRP77] Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 26, Pergamon Press, Oxford, 1977
- [ICRP90] 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford, 1990
- [ICRP93] Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 2 Ingestion Dose Coefficients, ICRP Publication 67, Pergamon Press, Oxford, 1993
- [ICRP94] Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection, ICRP Publication 66, Pergamon Press, Oxford, 1994

VIII.

Schlußwort

E. Piesch

Hauptabteilung Sicherheit/Dosimetrie
Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Technik und Umwelt, Karlsruhe

Schlußwort

E. Piesch

Hauptabteilung Sicherheit/Dosimetrie
Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Technik und Umwelt, Karlsruhe

Bei den vielen interessanten Beiträgen des Seminars ist die Frage zweifellos naheliegend: Werden die Fortschritte der Meßtechnik auch in die Praxis umgesetzt?

Glaubt man den allgemeinen Strahlenschutzregelungen, dann wird der Stand von Wissenschaft und Technik gewährleistet durch die meßtechnischen Anforderungen der Bauartzulassung, die administrativen Vorschriften der Verordnungen und Richtlinien sowie den notwendigen Sachverstand und Handlungsbedarf der Aufsichtsbehörde bzw. des Strahlenschutzbeauftragten.

Können wir dies in der Praxis aufgrund jahrzehntelanger Erfahrung bestätigen oder müssen wir dies in Zweifel ziehen?

Meßtechnische Anforderungen: Bauartzulassung

Garantiert die Bauartzulassung den Stand von Wissenschaft und Technik?

Die nach EO vorgeschriebene PTB-Bauartzulassung stellt nur Mindestanforderungen an Dosimeter. Bei Ortsdosimetern wird beispielsweise eine Abweichung vom Sollwert innerhalb von $\pm 30\%$ vorgegeben. Bauartzugelassene Ortsdosimeter, die bis zu einem Strahleneinfallswinkel von 45° überprüft werden, dürfen bei isotroper Einstrahlung aber auch nur 18% vom Sollwert anzeigen. Damit werden am gleichen Meßort bei verschiedenen Dosimetern Anzeigenunterschiede bis zu einem Faktor 7 toleriert. Dieses Beispiel soll zweierlei verdeutlichen:

- Mindestanforderungen an die Energie- und Richtungsabhängigkeit der Bauartzulassung können allein keine ausreichenden Kriterien für eine praxisorientierte Strahlenschutzüberwachung sein.
- Andererseits repräsentiert die Bauartzulassung u. a. auch für die neue Meßgröße nicht automatisch den derzeitigen Stand von Wissenschaft und Technik.

Administrative Vorschriften: Verordnungen, Richtlinien

Fördern die Strahlenschutzregelungen die Einführung moderner Dosimetersysteme?

- Die Bauartzulassung bzw. die amtliche Anerkennung des Personendosimeters durch die Länderausschüsse gewährleisten den zeitlich unbegrenzten Einsatz u. a. auch eines veralteten Dosimeters.
- Es zeigte sich, daß die Anforderungen an die vorgeschriebene amtliche Personendosimetrie von den Genehmigungs- und Aufsichtsbehörden großzügig ausgelegt werden. Dem Filmdosimeter wird aus historischen Gründen eine Monopolstellung in vielfältiger Weise eingeräumt, trotzdem die Anforderungen der Bauartzulassung seit nahezu 5 Jahren nur unzureichend erfüllt werden.
- Die in Verordnungen und Richtlinien nicht vorgesehene Ausgabe von Filmdetektoren anstelle von Filmdosimetern durch die amtliche Meßstelle führt in Einzelfällen zu extrem hohen Fehlbestrahlungen durch den Anwender. Solche nur beim derzeitigen Filmmessverfahren auftretenden nominellen Personendosen werden von der Aufsichtsbehörde akzeptiert. Diese Fehlbestrahlungen (Energieabhängigkeit Faktor 30) entsprechen im Anwendungsbereich Industrie beispielsweise 34% der Kollektivdosis oder etwa der Kollektivdosis im medizinischen Anwendungsbereich.

Strahlenschutzverantwortlichkeit: Handlungsbedarf der Aufsichtsbehörde und des SSB

Welcher Handlungsspielraum wird den Strahlenschutzverantwortlichen bei der Einführung neuer Dosimetersysteme zugestanden?

- Die Strahlenschutzregelung räumt der Aufsichtsbehörde und dem SSB praktisch keine Möglichkeit ein, das für den Anwendungsbereich geeignete amtliche Personendosimeter nach dem derzeitigen Stand der Technik auszuwählen. Dies liegt u. a. daran, daß die praktizierte Länderhoheit die freie Wahl der amtlichen Meßstelle in einem anderen Bundesland nicht zuläßt.
- Das Beispiel der Strahlenschutzregelung in der Schweiz zeigt aber, daß veraltete Dosimetersysteme durch moderne abgelöst werden, sobald die Strahlenschutzregelung den Stand der Technik bei der Auswahl des Personendosimeters berücksichtigt.

Diese wenigen Beispiele aus der Strahlenschutzüberwachung verdeutlichen, daß die Anpassung der Strahlenschutzmeßtechnik an den Stand von Wissenschaft und Technik nur in unzureichender Weise wahrgenommen wird. Die Strahlenschutzregelungen sind heute, wie vor mehr als 30 Jahren, ausgesprochen fortschritthemmend. Sie schließen in der Praxis weitgehend aus, daß die Qualität der Strahlenschutzüberwachung auch durch den Sachverstand der Aufsichtsbehörde und des SSB mitbestimmt wird.

Am Ende des Seminars aber auch im Rückblick auf meine berufliche Tätigkeit, stellten wir uns immer noch die Frage:

Brauchen wir in Zukunft überhaupt noch eine Weiterentwicklung der Meßtechnik?

Liegt das hier aufgezeichnete Problem, den Fortschritt der Meßtechnik auch in die Praxis der Personenüberwachung umzusetzen, nur an der fehlenden Bereitschaft der Genehmigungs- und Aufsichtsbehörden, ihre Länderhoheit zugunsten einer weitergehenden Liberalisierung der Strahlenschutzverantwortlichkeit aufzugeben? Oder aber an der fehlenden Bereitschaft der amtlichen Meßstelle bzw. des Strahlenschützers, veraltete Meßverfahren und entsprechende Fehlanzeigen nicht mehr zu akzeptieren?

Rechtzeitig zum 100. Jubiläum des Röntgenfilms ist das Konzept eines neuen Filmdosimeters vorgestellt worden. Zur Verbesserung der röntgendiagnostischen Eigenschaften des Films muß der Anwender den ihm zugesandten Film in Zukunft in eine neue Filmkassette einlegen. Die sonstigen dosimetrischen Eigenschaften des Films bleiben unverändert die ungünstigsten im Vergleich zu anderen Meßverfahren. Damit wird das Filmdosimeter spätestens 1997 denselben Status der Bauartzulassung erhalten, wie zuvor schon Thermolumineszenz-, Photolumineszenz- und elektronische Personendosimeter.

Soll das Dosimeter des Jahres 2000 andererseits nur ein bauartzugelassenes amtliches Personendosimeter sein, das die Mindestanforderungen der EO erfüllt und dann die nächsten Jahrzehnte den Stand der 60er Jahre zeitlich unbefristet aufrechterhält?

Wir Strahlenschützer sollten nicht vergessen, daß die Umsetzung meßtechnischer Entwicklungen in die Strahlenschutzpraxis ein wichtiges Kriterium für die Glaubwürdigkeit des Strahlenschutzes ist. Das Beispiel der Schweiz zeigt, daß schon in den 80er Jahren Alternativen zum Filmdosimeter wahrgenommen wurden. 95 % der Personenüberwachungen werden dort mit TL-Dosimetern durchgeführt gegenüber einer 95 %igen Filmüberwachung in Deutschland. Vorbildfunktion hat hier u.a. der Beschluß bei der amtlichen Meßstelle in Hamburg, zur Verbesserung der Personenüberwachung die gesamte Film dosimetrie durch Glasdosimeter zu ersetzen. Damit werden drei amtliche Meßstellen Glasdosimeter einsetzen.

Letztendlich entscheidet die Länderhoheit und die Bereitschaft der Meßstellen darüber, ob und wie weit der Fortschritt der Meßtechnik in die Praxis umgesetzt wird. Zur Finanzierung eines neuen Dosimetersystems nutzen die Meßstellen je nach Interesse einen weiten Spielraum, nämlich Bezahlung der Kosten durch den Anwender, wie demnächst bei der neuen Filmkassette, bis zu einer Finanzierung über Bank-Leasing-Kredite durch die Meßstelle.

Neue Meßgrößen und höhere Anforderungen an die Bauartzulassung werden die praktische Strahlenschutzüberwachung nur geringfügig verbessern. Fortschritte innerhalb der Strahlenschutzüberwachung erwarten wir hingegen mit der Einführung eines zentralen Dosisregisters sowie mit den einheitlichen Regeln für Personendosimeter- und Inkorporationsmeßstellen.

Wird ein elektronisches Personendosimeter mit Dioden das Dosimeter 2000, bei dem seit Jahren eine technische Lösung zur Behebung von Fehlfunktionen insbesondere durch elektromagnetische Störstrahlung bzw. Funktelefone angestrebt wird? Aber brauchen wir überhaupt eine akustische Warnfunktion innerhalb der Personenüberwachung, wenn insbesondere im medizinischen Anwendungsbereich kaum Strahlenexpositionen zu erwarten sind? Ein elektronisches PD in Scheckkartengröße mit Direktanschluß des Anwenders an das zentrale Dosisregister ist wohl die attraktivste Version einer zukunftsorientierten Personenüberwachung. Diese wird dann spätestens die Länderhoheit und die amtlichen Meßstellen zur Diskussion stellen.

Wir Strahlenschützer sollten realistisch sein, und uns mit den zahlreichen Alternativen begnügen, die passive Dosimeter für eine praxisorientierte Personenüberwachung nach wie vor bieten, und auch die hier gebotenen Vorteile wahrnehmen.

Das heutige Kolloquium brachte in Ergänzung zur Jahrestagung 1994 des Fachverbandes für Strahlenschutz eine ausgezeichnete Übersicht über die neuesten Entwicklungen der dosimetrischen Strahlenschutzmeßtechnik des vergangenen Jahres. Es war auch für mich erstaunlich, wieviel Neuentwicklungen und Fortschritte in diesem kurzen Zeitraum möglich waren.

Am Ende des Tages gilt mein persönlicher Dank den Initiatoren des Kolloquiums und allen Vortragenden, die viel Arbeit auf sich nehmen mußten, insbesondere aber Herrn Dr. Urban, dem Organisator und Veranstalter des Kolloquiums und seinen Mitstreitern, Herrn Burgkhardt und Frau Brecht, und den vielen anderen, die zum Erfolg des Kolloquiums beigetragen haben.

Ich danke Ihnen allen, daß Sie anläßlich meiner Verabschiedung zum Kolloquium gekommen sind. Rückblickend waren es für mich schöne und erfolgreiche Jahrzehnte der beruflichen Zusammenarbeit mit meinen Mitarbeitern und den Strahlenschutzkollegen von nah und fern. Ich möchte mich an dieser Stelle ganz besonders bei meinen Kollegen von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt für die langjährige freundschaftliche Zusammenarbeit bedanken. Sie war Voraussetzung für unsere zahlreichen Entwicklungsarbeiten zur Beta-, Photon- und Neutronendosimetrie.

Lassen Sie mich abschließend Herrn Prof. Kiefer anläßlich seiner Verabschiedung zitieren, dem es zu verdanken ist, daß wir in unserer Abteilung Dosimetrie mehr als 35 Jahre praxisbezogene Entwicklungen auf dem Gebiet der externen Dosimetrie und Inkorporationsüberwachung durchführen konnten. Das damals Gesagte ist nach wie vor aktuell.

”Was wir Strahlenschützer aber brauchen, wie die Luft zum Atmen, ist Glaubwürdigkeit. Glaubwürdigkeit ist die Voraussetzung für das Vertrauen zwischen Überwachten und Überwachern. Und Vertrauen, nicht die Kontrolle, ist die Basis des Strahlenschutzes. Wir sollten deshalb auch in Zukunft zum Schutz des Menschen und seiner Umwelt das Notwendige durchzusetzen versuchen, das Überzogene aber abwehren.”