

**KERNFORSCHUNGSZENTRUM
KARLSRUHE**

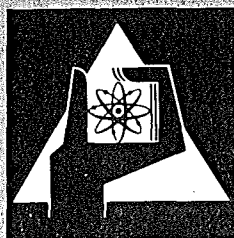
August 1973

KFK 1829

Abteilung Strahlenschutz und Sicherheit

Direktmessung der Körperdosis in der Personendosimetrie

E. Piesch



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

KARLSRUHE

KERNFORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE

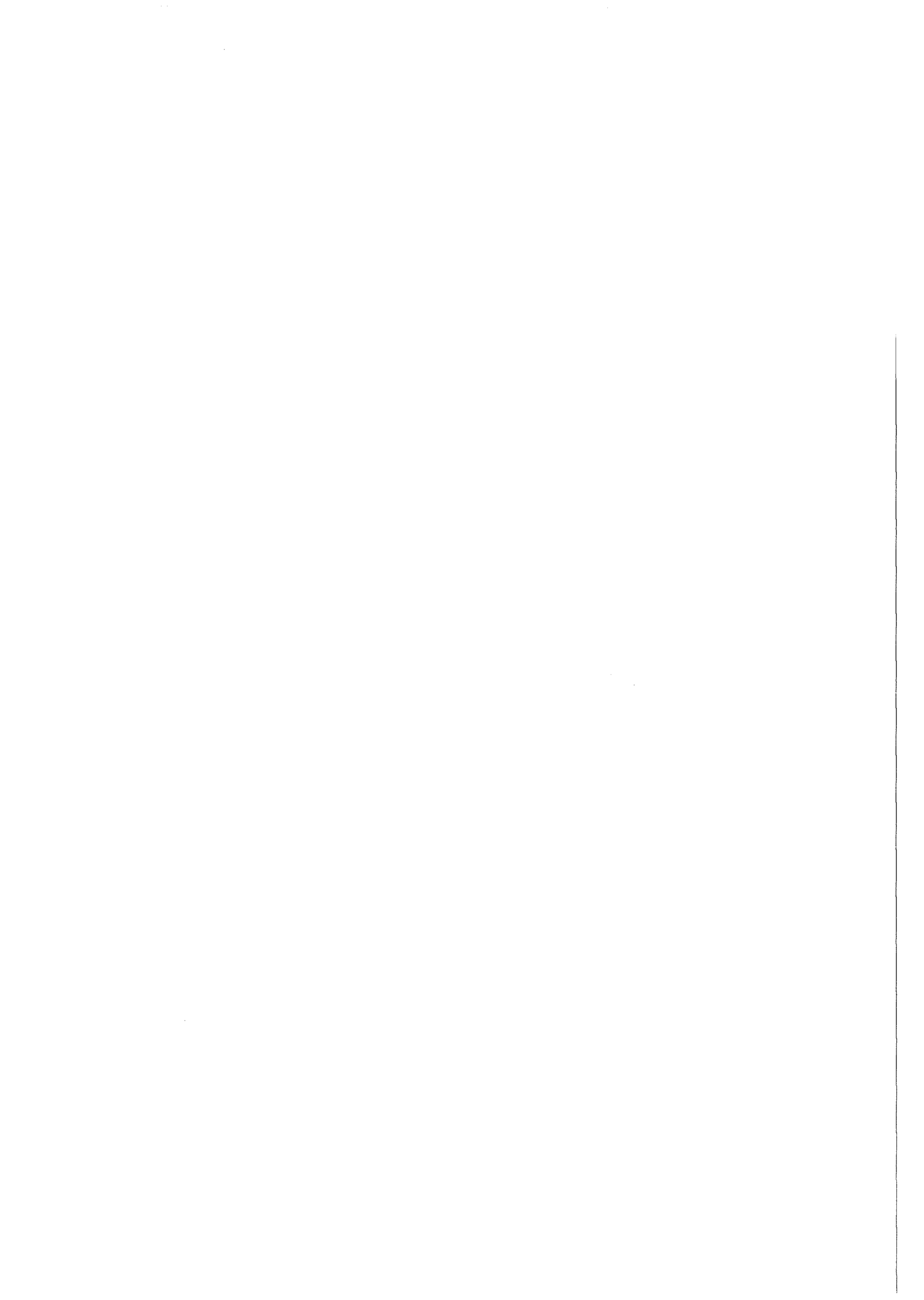
KFK 1829

Abteilung Strahlenschutz und Sicherheit

Direktmessung der Körperdosis in der Personendosimetrie

E. Piesch

Gesellschaft für Kernforschung, Karlsruhe



Zusammenfassung

Nach dem bisherigen Konzept der Personendosimetrie wird die Messung einer Oberflächendosis an der Körpervorderseite am Ort des Dosimeters vorgeschrieben. Die Ermittlung der Körperdosis erfolgt zur Zeit aus dem Dosimeter-Meßwert unter Berücksichtigung zusätzlicher Angaben des Strahlungsfeldes (Energie, Richtung). Ausgehend von einer Phantomkalibrierung wird nach dem Konzept einer Körperdosismessung die Energiedosis in jeder gewünschten Gewebetiefe oder in den interessierenden kritischen Organen direkt mit einem Personendosimeter an der Körperoberfläche angezeigt. Hierzu werden im folgenden die Erfordernisse einer Phantomkalibrierung erörtert. Mit Hilfe experimentell ermittelter Gerätefaktoren und vorgegebener Energiedosis-Umrechnungsfaktoren kann die Anzeige eines Personendosimeters direkt auf die Energiedosis an jedem interessierenden Ort im Körper oder auf eine beliebig vorgegebene Äquivalentdosisfunktion bezogen werden. Es werden die dosimetrischen Eigenschaften beider Meßmethoden vor allem im Hinblick auf die Energie- und Richtungsabhängigkeit einer Körperdosisabschätzung diskutiert.

Direct Measurement of Body Dose in Personnel Dosimetry

Summary

According to the concept of personnel dosimetry applicable to this date the measurement of a surface absorbed dose at the front of the body at the place of the dosimeter is required. At present, the body dose is evaluated from the value measured by the dosimeter, taking into account additional information about the radiation field (energy, direction). Based on a phantom calibration and following the concept of a body dose measurement, the absorbed dose appearing in any depth of the tissue or in the interesting critical organs is directly indicated on the surface of the body by means of a personnel dosimeter. The relevant requirements of phantom calibration will be discussed. With the help of equipment factors determined experimentally and given dose conversion factors the reading of a personnel dosimeter can be directly related to the absorbed dose prevailing at any interesting point in the body or to any defined dose equivalent function. The dosimeter properties of both measuring methods are discussed with particular view to the energy and direction dependence of a body dose estimate.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung
2. Beschreibung des Strahlungsfeldes am Meßort
3. Kalibrierung des Personendosimeters
 - 3.1 Kalibrierung in Freiluft
 - 3.2 Kalibrierung an der Phantomoberfläche
 - 3.3 Gerätefaktoren k_g
 - 3.4 Energiedosis-Umrechnungsfaktoren k_e
4. Dosimeter zur Direktanzeige der Energiedosis am interessierenden Ort des Phantoms
 - 4.1 Direktanzeige der Organdosis
 - 4.2 Direktanzeige der Oberflächendosis
5. Ermittlung der Körperdosis mit verschiedenen Dosimetersystemen
6. Folgerungen



Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

- Abb. 1 Änderung der Dosisanzeige mit der Tiefe bei hintereinander angeordneten Filmdosimetern für eine Gammastrahlung mit ^{24}Na [4].
- Abb. 2 Meßort des Personendosimeters an der Körperoberfläche
- Abb. 3 Phantombestrahlung von Personendosimetern
- Abb. 4 Phantomkalibrierung für ein Dosimeter mit Direktanzeige der Organdosis
- Abb. 5 Energiedosis für 1 R Gleichgewicht-Ionendosis in verschiedenen Organen eines Alderson-Menschphantoms als Funktion der Quantenenergie für eine Bestrahlung der Körpervorderseite (a) und der Körperrückseite (b) nach A.R. Jones [1].
- Abb. 6 Äquivalentdosis bzw. Energiedosis in Abhängigkeit von der Energie der einfallenden Neutronen [10] für eine
- a Freiluftbestrahlung (Ortsdosimetrie nach Handbook 63 [9])
 - b Phantom bzw. Körperbestrahlung (Personendosimetrie)
 - c Energiedosis von schweren geladenen Teilchen
 - d Kerma
- _____ (b,c) Oberflächendosis
- (b,c) maximale Energiedosis in 30 cm Gewebe
- .-.-.- (c) Oberflächendosis der Gammaeinfangstrahlung
- Abb. 7 Energieabhängigkeit der Dosimeteranzeige des Phosphatglas-Halbkugeldosimeter zur Direktanzeige der Organdosen nach [2,6]
- a Phantombestrahlung, bezogen auf Gleichgewicht-Ionendosis
 - b Bestrahlung der Phantomvorderseite, bezogen auf Energiedosis im Organ für Vorderseitenbestrahlung
 - c Bestrahlung der Phantombrückseite, bezogen auf die Energiedosis im Organ für Rückseitenbestrahlung

- Abb. 8 Direktanzeige der Energiedosis in den männlichen Gonaden mit einem Phosphatglasdosimeter für verschiedene Photonenenergien und Strahleneinfallrichtungen an der Vorderseite eines Alderson-Menschphantoms [2].
- Abb. 9 Verhältnis der Dosimeteranzeige bei Bestrahlung der Körpervorderseite zur Dosimeteranzeige bei Bestrahlung der Körperrückseite in Abhängigkeit von der Quantenenergie bei einer Messung der Energiedosis an der Körperoberfläche [1, 3]
- Abb. 10 Verhältnis der Energiedosis in den männlichen Gonaden bei Bestrahlung der Körpervorderseite zur Energiedosis bei Bestrahlung der Körper-rückseite nach [1]
- Abb. 11 Fehler bei der Abschätzung der Energiedosis in den kritischen Organen für eine Bestrahlung der Körpervorder- und-rückseite bzw. der Körper-rückseite für ein Freiluft kalibriertes Dosimeter und ein auf eine Organdosis kalibriertes Personendosimeter.
- Tab. 1 Kriterien für die Personenüberwachung
- Tab. 2 Messung der Energiedosis am interessierenden Ort im Phantom über die Dosimeteranzeige an der Phantomoberfläche
- Tab. 3 Kerngrößen für eine Freiluft- u. Phantomkalibrierung
- Tab. 4 Verschiedene Möglichkeiten einer Kalibrierung des Personendosimeters
- Tab. 5 Energieabhängigkeit des Halbkugeldosimeters

Direktmessung der Körperdosis in der Personendosimetrie

1. Einleitung

Zu den wichtigsten Aufgaben einer routinemäßigen Personenüberwachung zählt die laufende Überwachung und Kontrolle beruflich strahlenexponierter Personen im Hinblick auf eine sofortige Aufdeckung unvorhergesehener Strahlenbelastungen, die möglichst genaue Ermittlung der Körperdosis nach einer höheren Strahlenbelastung sowie die Ermittlung des genetisch signifikanten Jahresdosisanteiles der beruflich strahlenexponierten Personengruppe (siehe Tab. 1).

Nach dem bisherigen Konzept der Personendosimetrie wird die Messung einer Oberflächendosis an der Körpervorderseite am Ort des Dosimeters vorgeschrieben. Die Ermittlung der Körperdosis insbesondere der Energiedosis in den kritischen Organen erfolgt zur Zeit aus dem gemessenen Personendosiswert unter Berücksichtigung zusätzlicher Angaben des Strahlungsfeldes (Energie, Richtung). Wegen der Energie- und Richtungsabhängigkeit der Personendosimeteranzeige müssen dazu jedoch mehr oder weniger fragwürdige Annahmen über Strahleneinfallrichtung und Strahlenqualität für jeden einzelnen Bestrahlungsfall gemacht werden.

Ausgehend von einer Phantomkalibrierung wird nach dem Konzept einer Körperdosismessung die Energiedosis in jeder gewünschten

KRITERIEN FÜR DIE PERSONENÜBERWACHUNG					
	AUFGABE	ZWECK	AUSWERTUNG	DOSISBEREICH	DOSIMETRIE
1.	Kontrolle des Strahlenrisikos	ROUTINE - ÜBERWACHUNG	TÄGLICH (EIGENÜBERW.)	< 200 mR/d	TAGESDOSIMETRIE
2.	Körperdosisabschätzung der Einzelperson	UNFALL- ÜBERWACHUNG	SOFORT (EIGENÜBERW.)	bis zu Dosen ≥ 1000 R	UNFALL- UND LANGZEIT-
3.	genetisch signif. Jahresdosisanteil für Bevölkerung	STATISTIK	SPÄT.JÄHRLICH (ZENTRAL?)	> 40 mR/a	DOSIMETRIE

Tab. 1: Kriterien für die Personenüberwachung

Gewebetiefe oder in den interessierenden kritischen Organen direkt mit einem Personendosimeter an der Körperoberfläche angezeigt. Hierzu werden im folgenden die Erfordernisse einer Phantomkalibrierung erörtert. Mit Hilfe experimentell ermittelter Gerätefaktoren und vorgegebener Energiedosis-Umrechnungsfaktoren kann die Anzeige eines Personendosimeters direkt auf die Energiedosis an jedem interessierenden Ort im Körper oder auf eine beliebig vorgegebene Äquivalentdosisfunktion bezogen werden.

Es werden die dosimetrischen Eigenschaften beider Meßmethoden vor allem im Hinblick auf die Energie- und Richtungsabhängigkeit einer Körperdosisabschätzung diskutiert. Ausgehend von der Aufgabe der Personendosimetrie, vor allem eine Ganzkörperbelastung zu ermitteln, wird für Quantenstrahlung die Messung einer Körperdosis in 500 mg/cm^2 Gewebetiefe bzw. der Energiedosis in den kritischen Organen anstelle der Oberflächendosis vorgeschlagen.

2. Beschreibung des Strahlungsfeldes am Meßort

Ein ideales Personendosimeter soll durch seine Bauweise (Abdeckung, Kapselung) die Bedingungen des Sekundärelektronengleichgewichts im gesamten interessierenden Energiebereich annähernd erfüllen. Zur Messung der Energiedosis an der Körperoberfläche ist jedoch ein dünnwandig abgedecktes Dosimeter erforderlich. Ist der Sekundärelektronenanteil einer Quantenstrahlung am Meßort durch Ausblendung des Strahlungsfeldes kleiner bzw. durch vorhandene Streustrahlung aus der Umgebung größer als unter Gleichgewichtsbedingungen, dann kann die gemessene Dosis bis zu 50 % kleiner bzw. größer sein als die maximale Dosis im Körper (s. Abb.1). Eine genaue Messung der Energiedosis von Quantenstrahlung ist daher nur mit einem Dosimeter zu verwirklichen, das zur Erzielung der Gleichgewichtsbedingungen mit einer entsprechenden Schicht-

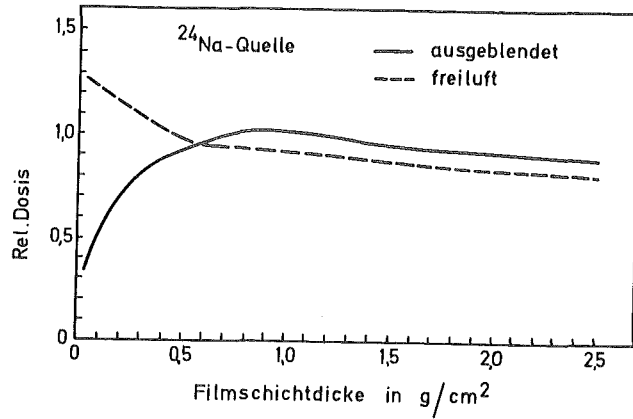


Abb.1: Dosisanzeige bei hintereinander angeordneten Filmdosimetern für ²⁴Na [4].

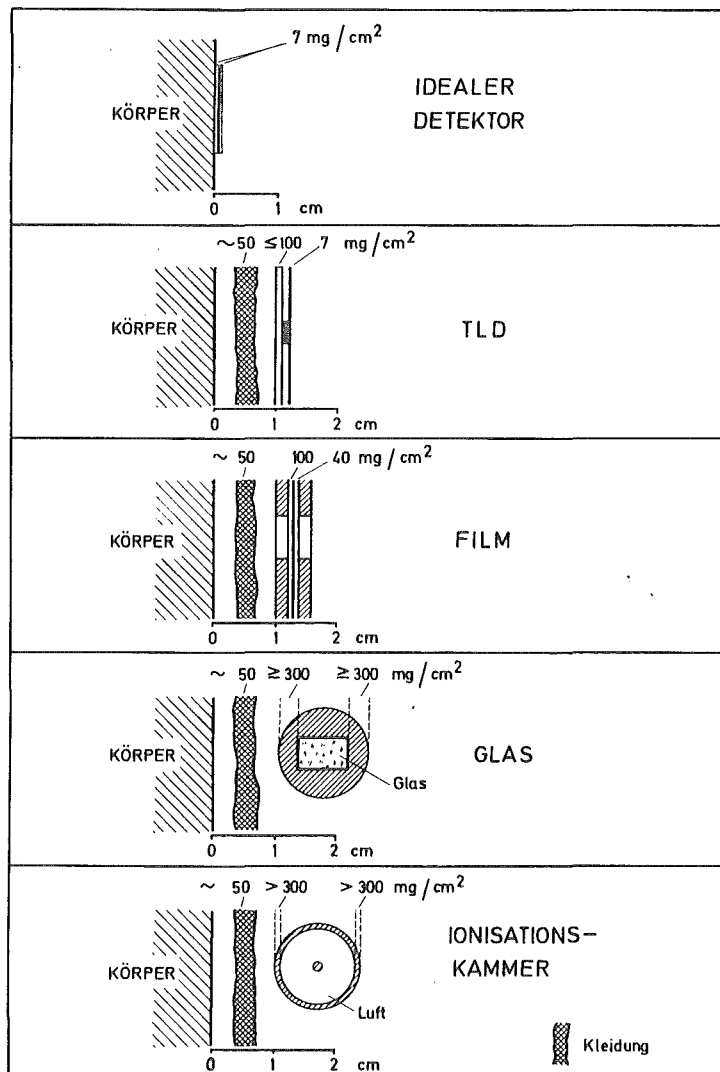


Abb.2: Meßort des Personendosimeters an der Körperoberfläche

dicke abgedeckt ist, die für energiereiche γ -Strahlung etwa $0,5 - 1 \text{ g/cm}^2$ beträgt. Die Energiedosis in dieser Gewebetiefe ist jedoch vor allem für energieärmere Quantenstrahlung kleiner als die Oberflächendosis. Die Forderung nach Verwirklichung des Sekundärelektronengleichgewichtes ist daher nicht vereinbar mit der Aufgabe, eine Oberflächendosis zu messen.

Der durch Bauart und Tragweise bedingte Abstand des Dosimeters vom Körper läßt den Meßort an der Körperoberfläche nicht eindeutig bestimmen. Die Energiedosis im Gewebe wird daher mit einem Personendosimeter keinesfalls am interessierenden Ort an der Körperoberfläche gemessen. Die Anzeige des Personendosimeters kann bestenfalls unter Berücksichtigung des Körpereinflusses für die jeweilige Dosimeterkonstruktion über eine Kalibrierung am Phantom auf die Oberflächendosis bzw. eine Körperdosis bezogen werden. Hierbei bestimmen insbesondere die Dosimeterart, die jeweilige Abdeckung des Dosimeters zur Quelle bzw. zum Körper sowie der Abstand des Detektors vom Körper die dosimetrischen Eigenschaften des Personendosimeters, insbesondere den Betrag der Energieabhängigkeit sowie den Energiebereich, in dem eine annähernd energieunabhängige Dosismessung möglich ist (s. Abb. 2). Die im ungestörten Strahlungsfeld ermittelten dosimetrischen Eigenschaften sind daher nicht auf die Verhältnisse an der Körperoberfläche übertragbar.

Für den Einsatz eines Dosimeters in der Personendosimetrie sollen daher genaue Kalibrier- und Meßvorschriften zugrundegelegt werden, um die Dosimeteranzeige in sinnvoller Weise auf eine Energiedosis am interessierenden Ort im Körper zu beziehen. Bei einer Bestrahlung der Körperoberfläche ist dies die Haut in einer Gewebetiefe von 10 mg/cm^2 , bei Bestrahlung des Gesamtkörpers sind es eine Gewebetiefe von etwa 500 mg/cm^2 bzw. unmittelbar die interessierenden kritischen Organe.

Tab. 2: Messung der Energiedosis D_{Gi} am interessierenden Ort im Phantom über die Dosimeteranzeige α_p an der Phantomboberfläche

$$D_{Gi} = F_{\gamma} \times \left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{Gi}$$

$$D_{Gi} = F_{\gamma} \times \frac{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{Gi}}{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_G} \times \frac{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_G}{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_L} \times \frac{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_L}{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_D} \times \frac{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_D}{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{DP}} \times \left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{DP}$$

$$D_{Gi} = F_{\gamma} \times k_i \times k_D \times k_S \times k_P \times \alpha_p$$

Dosisumrechnungsfaktor k_{Di}	Sondenfaktor k_{SP}	Dosimeteranzeige
---------------------------------	-----------------------	------------------

$$D_{Gi} = F_{\gamma} \times \frac{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{Gi}}{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_L} \times \frac{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_L}{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{DP}} \times \left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{DP} = F_{\gamma} \times \frac{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{Gi}}{\left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{DP}} \times \left[\frac{\bar{n}}{\rho} \right]_{DP}$$

$$D_{Gi} = k_e \times k_g \times \alpha_p = k_P \times \alpha_p$$

Energiedosis-Umrechnungsfaktor	Gerätefaktor	Dosimeteranzeige	Energiekorrekturfaktor
$\left[\frac{(rd)_{Gi}}{R} \right]$	$\left[\frac{R}{\alpha_p} \right]$	$\left[\alpha_p \right]$	$\left[\frac{rd}{\alpha_p} \right]$

F_{γ} = Energiefluenz der Photonen

D_{Gi} = Energiedosis in Weichteilgewebe am interessierenden Ort im Phantom

α_p = Dosimeteranzeige an der Phantomboberfläche

\bar{n}/ρ = über das Photonenspektrum gemittelter Massen-Energieabsorptionskoeffizient für das Umgebungsmaterial:
 Gi Gewebe am interessierenden Ort im Phantom
 G Gewebe, L Luft, D Dosimeter in Freiluft
 DP Dosimeter an Phantomboberfläche

k_e = Energiedosis-Umrechnungsfaktor in rd/R

k_g = Gerätefaktor in R/α_p

k_P = Energiekorrekturfaktor rd/α_p

3. Kalibrierung des Personendosimeters

3.1 Kalibrierung in Freiluft

Die Energiedosis in einem Material ergibt sich aus der Energiefluenz F_{γ} und den für das vorliegende Energiespektrum gültigen Massen-Energieabsorptionskoeffizient $(\bar{\eta}/\rho)$ zu

$$D = F_{\gamma} \cdot \left(\frac{\bar{\eta}}{\rho}\right)$$

Die Sondendosis ist bei den hier vorkommenden Dosimetern (Ionisationskammer, Film, TLD, RPL) die Energiedosis D_S im Sondenmaterial des zum Kalibrieren verwendeten Dosimeters bei Erfüllung der Sekundärelektronen-Gleichgewichtsbedingungen. Da zur Kalibrierung Ionisationskammern (Primär- oder Sekundär-Standarddosimeter) Verwendung finden, ist die Sondendosis die Energiedosis in Luft, die sich aus der Gleichgewicht-Ionendosis ergibt zu

$$D_S = U_i \cdot I \quad \text{mit} \quad U_i = 0,869 \text{ rd/R}$$

Ein Personendosimeter kann in erster Näherung als Gleichgewichtssonde angesehen werden. Zur Korrektur der Energieabhängigkeit der Dosimeteranzeige α wird der Sondenfaktor k_S benutzt [6].

$$D_S = k_S \cdot \alpha$$

k_S ist von dem Energiespektrum am Meßort abhängig, er wird experimentell aus der Dosimeteranzeige α und der mit einem Standarddosimeter gemessenen Sondendosis ermittelt. Die Umrechnung von der Sondendosis auf eine Energiedosis im Gewebe D_G erfolgt mit Hilfe des Dosisumrechnungsfaktors k_D

$$D_G = k_D \cdot D_S = k_D \cdot k_S \cdot \alpha$$

k_D ist ebenso vom Energiespektrum am Meßort abhängig und wird für umgebungsäquivalente Sonden angegeben.

Für eine Freiluftbestrahlung des Dosimeters gilt demnach unter Zugrundelegung der Energiefluenz der Photonen

$$D_G = F_\gamma \cdot \left(\frac{\bar{n}}{\rho}\right)_G = F_\gamma \cdot \frac{(\bar{n}/\rho)_G}{(\bar{n}/\rho)_L} \cdot \frac{(\bar{n}/\rho)_L}{(\bar{n}/\rho)_D} \cdot (\bar{n}/\rho)_D \\ = k_D \cdot k_S \cdot F_\gamma \cdot (\bar{n}/\rho)_D$$

3.2 Kalibrierung an der Phanttoberfläche

Bei Messungen an der Phanttoberfläche muß der Sondenfaktor k_S für den Meßort mit einem entsprechenden Ortsfaktor bewertet werden. k_{SP} kennzeichnet den Sondenfaktor an der Phanttoberfläche. Eine ebensolche Korrektur erfährt der Dosisumrechnungsfaktor k_D , wenn die Energiedosis D_{Gi} am interessierenden Ort im Phantom ermittelt werden soll (siehe Tab. 2).

Damit ergibt sich aus der gemessenen Dosimeteranzeige α_P an der Phantoberfläche die Energiedosis D_{Gi} am interessierenden Ort im Phantom zu

$$D_{Gi} = k_e \cdot k_g \cdot \alpha_P = k_P \cdot \alpha_P$$

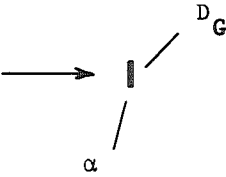
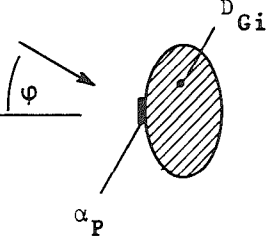
k_e Energiedosis-Umrechnungsfaktor

k_g Gerätefaktor

k_P Energiekorrekturfaktor für Phantombestrahlung

Bei der Kalibrierung des Personendosimeters ist für den interessierenden Ort im Phantom der entsprechende Wert des Energiedosis-Umrechnungsfaktors k_e zugrunde zu legen.

Über eine Phantombestrahlung kann der entsprechende Gerätefaktor k_g experimentell ermittelt werden. Dieser Wert entspricht der Dosimeteranzeige an der Phantoberfläche bezogen auf die Gleichgewicht-Ionendosis, die mit einem Standarddosimeter an demselben Ort ohne Phantom gemessen wurde. k_e und k_g sind vom vorliegenden Energiespektrum und von der Richtung des Strahleneinfalles abhängig.

KALIBRIERORT	MESSGRÖSSEN	KALIBRIERFAKTOR	DOSISBESTIMMUNG
<p>FREILUFT</p> 	<p>1. Strahlungsfeld: Ionendosis, R</p> <p>2. Strahlenbelastung: Energiedosis, [rd]_G</p> <p>3. Geräteanzeige α</p>	<p>Dosisumrechnungsfaktor $k_D \left[\frac{rd}{R} \right]$</p> <p>Sondenfaktor $k_S \left[\frac{R}{\alpha} \right]$</p>	$D_G = k_D \times k_S \times \alpha$ $= D (E, \varphi, g)$
<p>PHANTOM</p> 	<p>1. Strahlungsfeld: Ionendosis, R</p> <p>2. Strahlenbelastung: Energiedosis, [rd]_{Gi}</p> <p>3. Geräteanzeige α_P</p>	<p>Energiedosisumrechnungs- faktor $k_e \left[\frac{rd}{R} \right]$</p> <p>Gerätefaktor $k_g \left[\frac{R}{\alpha_P} \right]$</p>	$D_{Gi} = k_e \times k_g \times \alpha_P$ $= D (E, \varphi, g, i)$

Standardisierung: 1. Phantom
2. Kalibrierbedingungen für "Sondenfaktor"-Bestimmung am Phantom
3. Energiedosisumrechnungsfaktoren

Tab. 3: Kenngrößen für eine Freiluft- und Phantomkalibrierung

KALIBRIERUNG	MESSUNG AN PHANTOMOBERFLÄCHE
FREILUFT: $\frac{\alpha}{R} = \text{const.}$	Ionendosis an Körperoberfläche
PHANTOM: $\frac{\alpha_P}{R} = \text{const.}$	Ionendosis in Freiluft
PHANTOM: $\frac{\alpha}{(rd)_{10}} = \text{const.}$	Energiedosis an Körperoberfläche unter 10 mg/cm ²
PHANTOM: $\frac{\alpha_P}{(rd)_{500}} = \text{const.}$	Energiedosis in einer Gewebetiefe von 500 mg/cm ²
PHANTOM: $\frac{\alpha_P}{(rd)_0} = \text{const.}$	Energiedosis im interessierenden kritischen Organ (Routineüberwachung Gonaden)

Tab. 4: Verschiedene Möglichkeiten einer Kalibrierung des Personendosimeters

In Tab. 3 wurden die für eine Freiluft- und Phantomkalibrierung erforderlichen Meßgrößen und Kalibrierfaktoren zusammengestellt.

Zur Standardisierung der Phantomkalibrierung sind erforderlich

1. Festlegung des Phantoms und des Dosimeterortes an der Phanttoberfläche z.B. für Quantenstrahlung ein Alderson-Menschphantom, Meßort an Vorderseite in Brusthöhe; für Neutronen eine 10 l Kunststoffflasche mit Wasser gefüllt.
2. Kalibrierbedingungen zur Bestimmung des Gerätefaktors (Sondenfaktor an Phantoberfläche) (siehe z.B. Abb.3).
3. Festlegung der Energiedosis-Umrechnungsfaktoren für die Ermittlung der Energiedosis in verschiedenen Gewebetiefen bzw. Organen gültig für ein Alderson-Menschphantom.

3.3 Gerätefaktoren k_g

Bei der Kalibrierung des Personendosimeters kann die Richtungsabhängigkeit der Dosimeteranzeige auf verschiedene Weise durch den Gerätefaktor berücksichtigt werden. Für eine experimentelle Bestimmung des Gerätefaktors können beispielsweise folgende Bestrahlungsbedingungen zugrundegelegt werden.

- k_g -Werte für einen gleichmäßigen Strahleneinfall aus allen Richtungen durch Bestrahlung des Dosimeters an der Phantoberfläche bei rotierendem Phantom,
- k_g -Werte für einen frontalen Strahlungseinfall unter 0° ,
- k_g -Werte für einen Strahlungseinfall unter 180° .

Für die so bestimmten Gerätefaktoren müssen die entsprechenden Energiedosis-Umrechnungsfaktoren zugrundegelegt werden. Abb. 4 zeigt die Zuordnung des Gerätefaktors k_g zu entsprechenden Energiedosis-Umrechnungsfaktoren für eine isotrope Strahlenein-

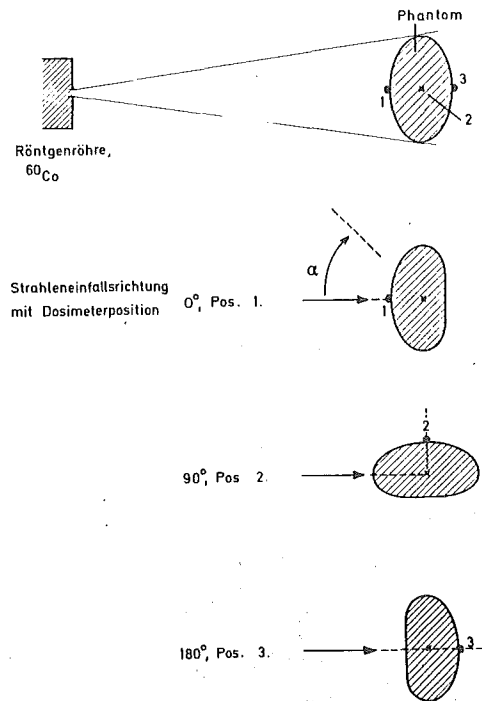


Abb.3: Phantombestrahlung von Personendosimetern

DEFINITION DER ENERGIEDOSIS IM KRITISCHEN ORGAN		DOSIMETERANZEIGE	
STRAHLENEINFALLSRICHTUNG		STRAHLENEINFALLSRICHTUNG	
I	HOMOGEN $0 \leq \alpha < 360^\circ$ 	DOSIMETER I	HOMOGEN
II	VORDERSEITE $\alpha = 0^\circ$ 	DOSIMETER II	VORDERSEITE
III	VORDERSEITE ODER RÜCKSEITE $\alpha_1 = 0^\circ$ $\alpha_2 = 180^\circ$ 	DOSIMETER III	VORDERSEITE UND RÜCKSEITE

Abb.4: Phantomkalibrierung für ein Dosimeter mit Direktanzeige der Organdosis

fallsrichtung (gleichmäßige Bestrahlung der Person im Strahlungsfeld), für eine Bestrahlung der Körpervorderseite sowie für eine wahlweise Bestrahlung der Körpervorderseite oder der Körperrückseite. Eine solche Phantomkalibrierung führt zu einer Direktanzeige der Energiedosis in den kritischen Organen bzw. an jedem interessierenden Ort im Phantom (siehe z.B. Tab. 4).

3.4 Energiedosis-Umrechnungsfaktoren k_e

Zur Ermittlung der Körperdosis d.h. der Energiedosis in einer bestimmten Gewebetiefe bzw. in den interessierenden kritischen Organen müssen entsprechende Energiedosis-Umrechnungswerte zugrundegelegt werden, die auf den Energiefluß der Photonen oder zweckmäßigerweise auf die Gleichgewicht-Ionendosis am Meßort ohne Vorhandensein eines Phantoms bezogen werden.

Derartige Energiedosis-Umrechnungsfaktoren k_e sind von A.R. Jones [1] für verschiedene kritische Organe in einem Alderson-Mensch-Phantom für Quantenstrahlung ermittelt worden (siehe Abb. 5). Für die Energiedosis an der Körperoberfläche bzw. in einer vorgegebenen Gewebetiefe können entsprechende k_e -Werte zugrundegelegt werden.

Entsprechendes gilt für die Phantomkalibrierung eines Neutronendosimeters. Die Dosimeteranzeige an der Phantomoberfläche wird hierbei auf die Fluenz bzw. auf diejenige Dosis bezogen, die am Ort des Phantoms im ungestörten Strahlungsfeld mit Hilfe von Neutronenaktivierungs- und/oder Schwellwertdetektoren oder mit einem Rem-counter direkt gemessen wurde. Anstelle der maximalen Äquivalentdosis kann die maximale Energiedosis im Menschphantom oder die Energiedosis in einer interessierenden Gewebetiefe zugrundegelegt werden.

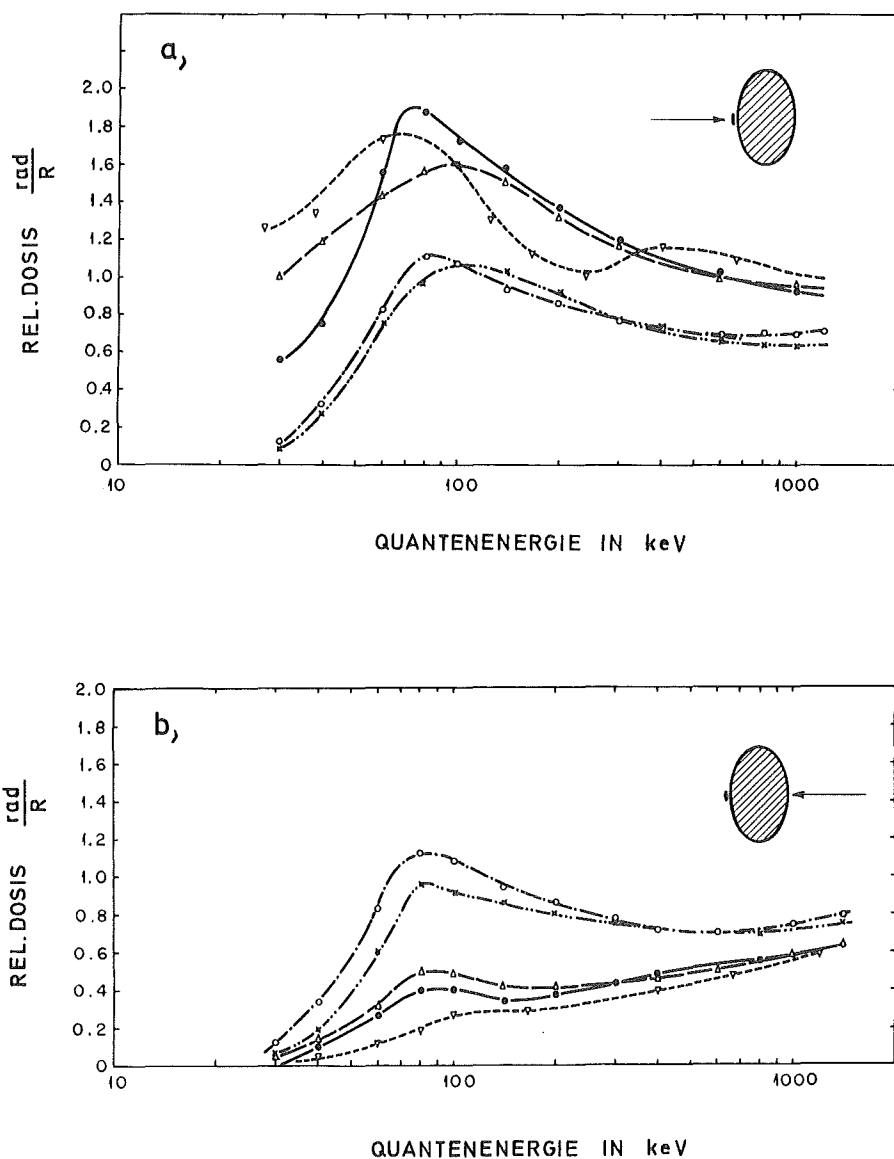


Abb.5: Energiedosis für 1 R Gleichgewicht-Ionendosis in verschiedenen Organen eines Alderson-Menschphantoms als Funktion der Quantenenergie für eine Bestrahlung der Körpervorderseite (a) und der Körperrückseite (b) nach A.R. Jones [1].

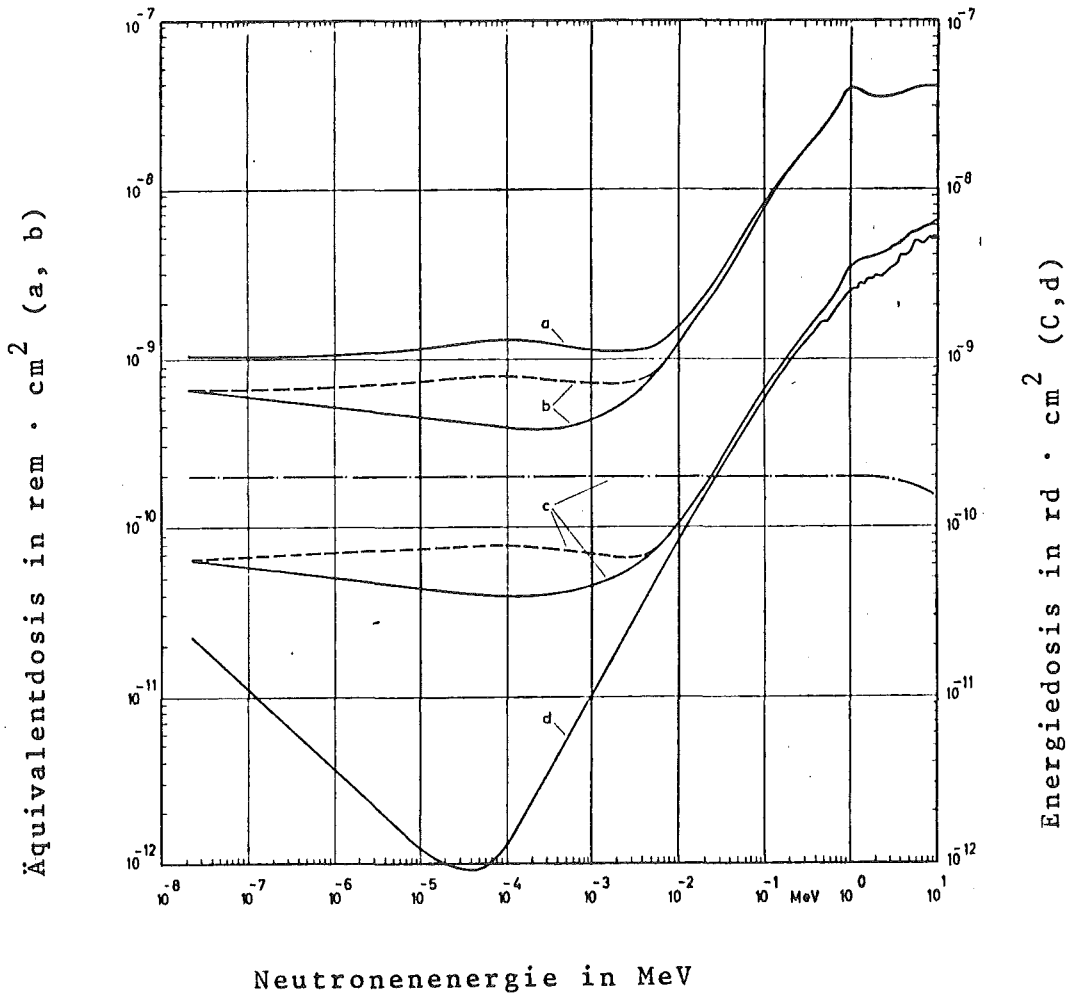


Abb.6: Äquivalentdosis bzw. Energiedosis in Abhängigkeit von der Energie der einfallenden Neutronen [Io] für eine

- a Freiluftbestrahlung (Ortsdosimetrie nach Handbook 63 [9])
- b Phantom bzw. Körperbestrahlung (Personendosimetrie)
- c Energiedosis von schweren geladenen Teilchen
- d Kerma

_____ (b,c) Oberflächendosis
 ----- (b,c) maximale Energiedosis in 30 cm Gewebe
 -.-.-. (c) Oberflächendosis der Gammaeinfangstrahlung

Bei Neutronen werden als Dosis-Fluenz-Konversionsfaktoren entsprechend der ICRP-Empfehlung diejenigen maximalen Energiedosen bzw. Äquivalentdosen benutzt, die für eine 30 cm dicke unendlich ausgedehnte Gewebeschicht berechnet wurden (s. Abb. 6). In der Personendosimetrie wird nur die Energiedosis von schweren geladenen Teilchen, jedoch nicht die im Körper erzeugte Einfanggammastrahlung berücksichtigt, da dieser Dosisanteil mit dem γ -Dosimeter angezeigt wird. Zur Ermittlung des Gerätefaktors sind dieselben Dosis-Fluenz-Konversionsfaktoren für alle Strahleneinfallrichtungen anzuwenden.

4. Dosimeter zur Direktanzeige der Energiedosis am interessierenden Ort des Phantoms

4.1 Direktanzeige der Organdosen

Zur Verbesserung der Nachweisverhältnisse in der Personendosimetrie kann unter Verwendung spezieller Dosimeterfilterungen das Personendosimeter eine aufgeprägte Energieabhängigkeit erhalten, so daß für einen bestimmten Energiebereich die Dosimeteranzeige bezogen auf die Energiedosis am interessierenden Ort in einer vorgegebenen Gewebetiefe $\alpha_p / rd = \text{Konstant}$, d.h. energieunabhängig wird.

Der Energie-Korrekturfaktor

$$k_p = k_e \cdot k_g = \frac{D}{\alpha_p} \frac{G_i}{G_e}$$

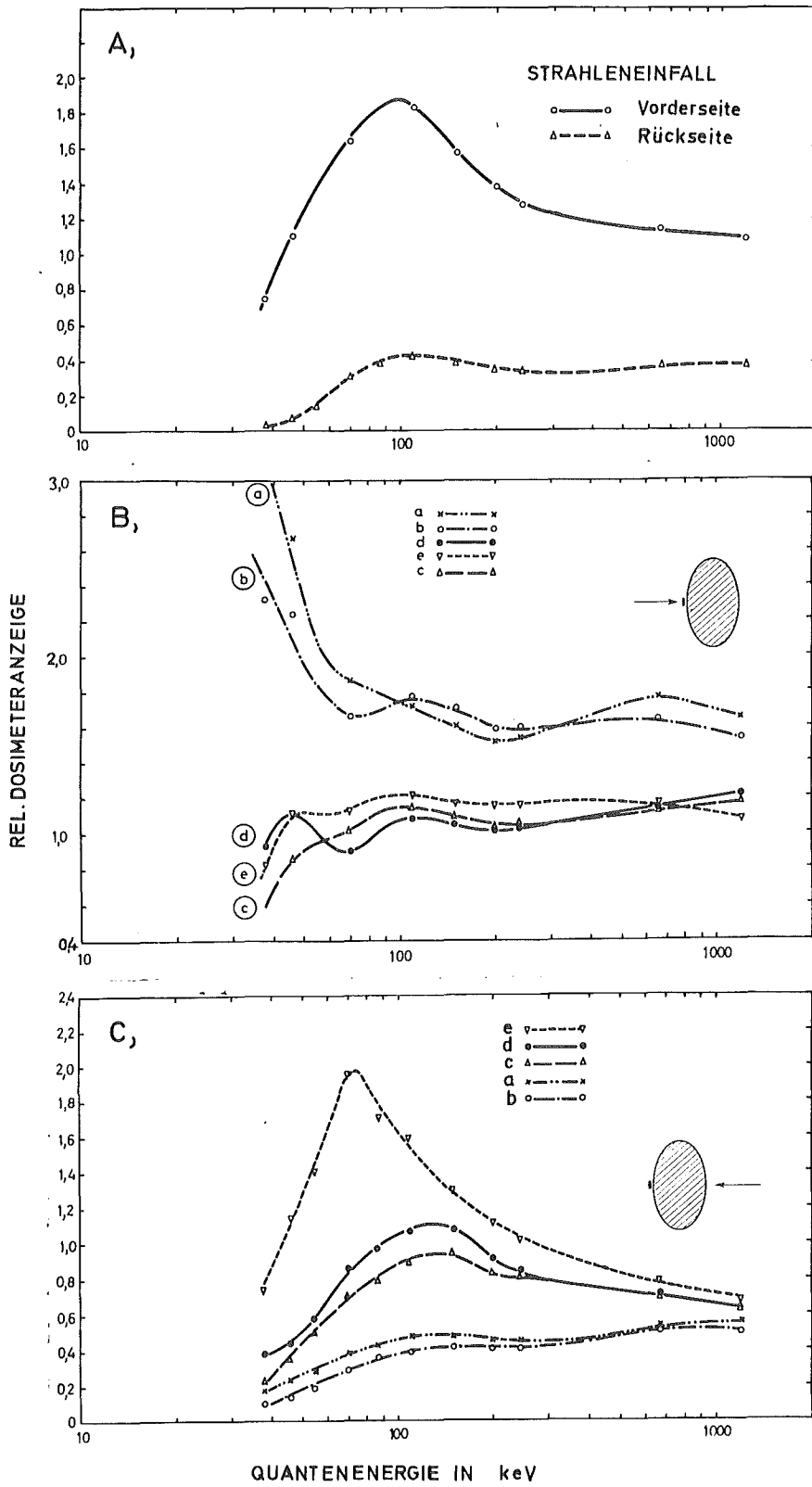
gibt an, in welchem Maße die Dosimeteranzeige (α_p) von der Energiedosis am interessierenden Ort im Phantom abweicht. Abb. 7 zeigt die Energieabhängigkeit der Dosimeteranzeige eines halbkugelförmigen Phosphatglasdosimeters zur Direktmessung der Energiedosis in den interessierenden kritischen Organen für eine Freiluftbestrahlung sowie für eine Phantombestrahlung der Körpervorderseite bzw. der Körperrückseite [2, 3]

Die Dosimeterkapsel ist an der dem Körper zugewandten Seite geöffnet, so daß Quantenstrahlung im Energiebereich von 100 keV vor allem bei Rückwärtseinstrahlung überempfindlich nachgewiesen wird. Die resultierende Energieabhängigkeit der Dosimeteranzeige gestattet eine direkte Umrechnung der Dosimeteranzeige auf die Energiedosen in den gewünschten Organen.

Dieses spezielle Phosphatglasdosimeter gestattet eine direkte annähernd energieunabhängige Anzeige der interessierenden Organdosen an der Körperoberfläche für Energien oberhalb 50 keV bei Frontalbestrahlung und oberhalb 70 keV bei Rückwärtsbestrahlung. (siehe Tab. 5). Für die Anzeige der Energiedosen in den männlichen Gonaden sowie im Magen-Darmtrakt ist bei Rückwärtsbestrahlung keine Korrektur der Dosimeteranzeige erforderlich (s. Abb. 8).

4.2 Direktanzeige der Oberflächendosis

Außer der Energiedosis in den kritischen Organen ist die Dosis an der Körperoberfläche von besonderem Interesse. Zur Direktanzeige der Energiedosis an der Körperoberfläche sollte ein Dosimeter verwendet werden, dessen Anzeige bezogen auf die Gleichgewicht-Ionendosis bei Freiluftbestrahlung energieunabhängig ist. Eine detektorbedingte Energieabhängigkeit aber auch ein bauartbedingter Abstand des Dosimeters von der Körperoberfläche können jedoch dazu führen, daß der am Phantom ermittelte Gerätefaktor eine von der Oberflächendosis unterschiedliche Energieabhängigkeit aufweist und das Dosimeter keineswegs die Energiedosis an der Oberfläche energieunabhängig anzeigt. Da die vom Körper rückgestreute Strahlung ein anderes Photonenspektrum aufweist, ist die Energieabhängigkeit des Dosimeters an der Körperoberfläche nicht identisch mit derjenigen bei Freiluftmessung. Dasselbe gilt für die Energieschwelle, oberhalb der ein Strahlungsnachweis erfolgt.



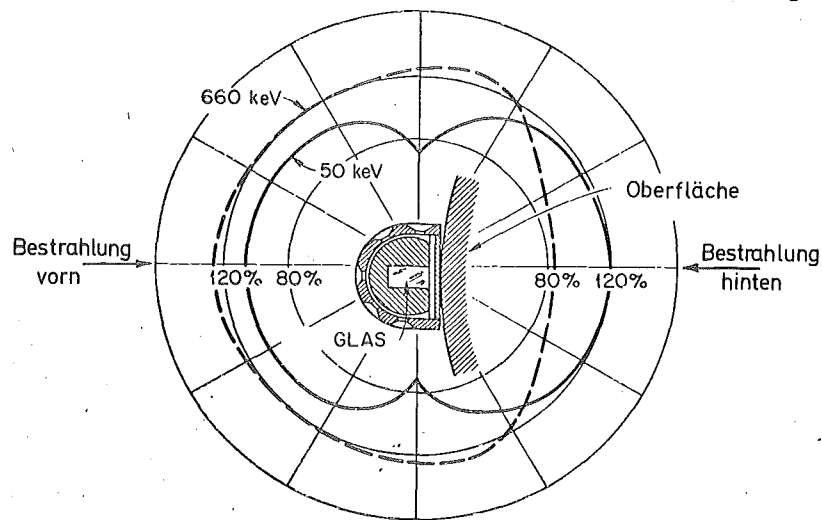


Abb.8: Direktanzeige der Energiedosis in den männlichen Gonaden mit einem Phosphatglasdosimeter für verschiedene Photonenenergien und Strahleneinfallsrichtungen an der Vorderseite eines Alderson-Menschphantoms [2].

Abb.7: Energieabhängigkeit der Dosimeteranzeige des Phosphatglas-Halbkugeldosimeter zur Direktanzeige der Organdosen nach [2, 6]

- A Phantombestrahlung, bezogen auf Gleichgewicht-Ionendosis
- B Bestrahlung der Phantomvorderseite, bezogen auf Energiedosis im Organ für Vorderseitenbestrahlung
- C Bestrahlung der Phantomrückseite, bezogen auf die Energiedosis im Organ für Rückseitenbestrahlung für die Organe (x) Ovarien, (o) blutbildende Organe, (●) Magen-Darmtrakt, (∇) Augenlinse, (Δ) Hoden

Tabelle 5 : Energieabhängigkeit des Halbkugel-Phosphatglasdosimeters an der Vorderseite des Körpers für die Messung der Energiedosis in den interessierenden kritischen Organen für dieselbe γ -Bestrahlung für eine Einfallrichtung von der Vorder- bzw. Rückseite

Kritische Organe	Phantombestrahlung	
	vorn	hinten
	50 keV-1,2 MeV	70 keV-1,2 MeV
Hoden	$\pm 13 \%$	$\pm 20 \%$
Magen-Darmtrakt.	$\pm 14 \%$	$\pm 25 \%$
Blutbildende Organe	$\pm 14 \%$	$\pm 26 \%$
Ovarien	$\pm 20 \%$	$\pm 16 \%$
Augenlinsen	$\pm 14 \%$	--

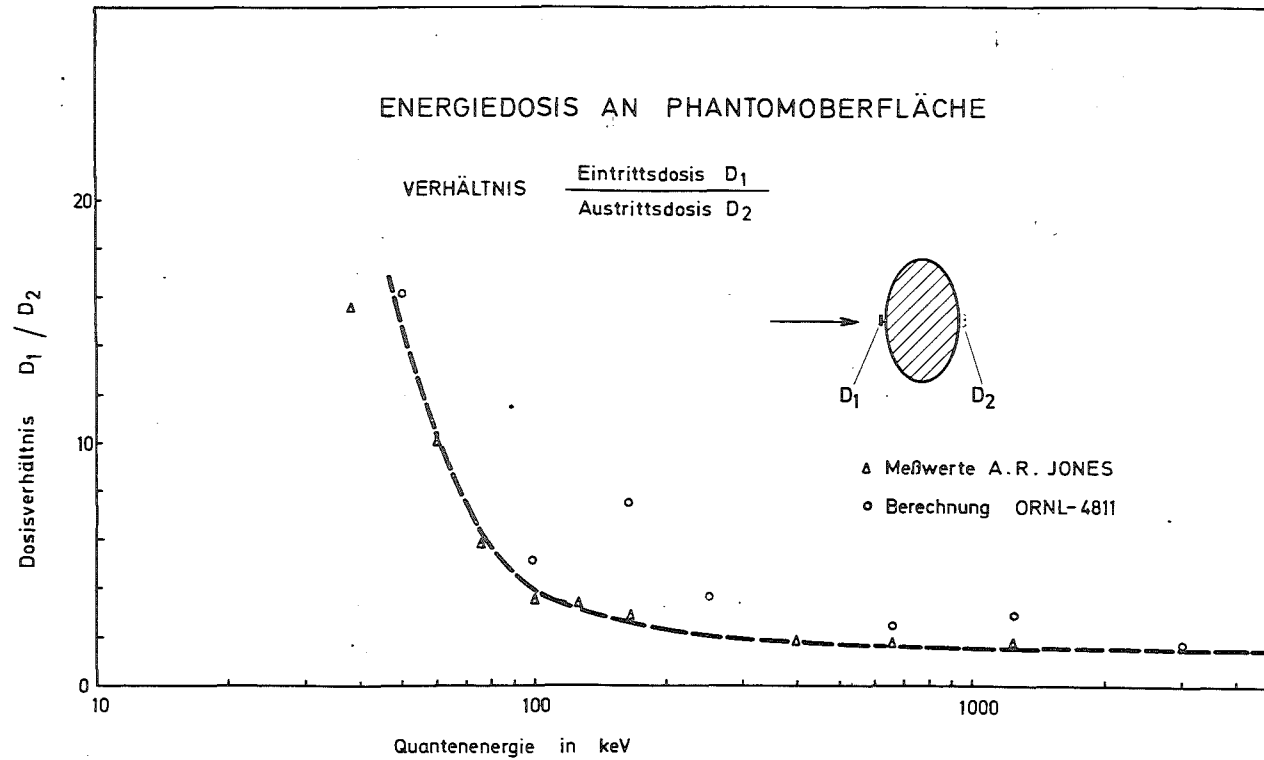


Abb.9: Verhältnis der Dosimeteranzeige bei Bestrahlung der Körpervorderseite zur Dosimeteranzeige bei Bestrahlung der Körperrückseite in Abhängigkeit von der Quantenenergie bei einer Messung der Energiedosis an der Körperoberfläche [I, 3]

Zur Erzielung eines Sekundärelektronen-Gleichgewichts muß ein γ -Dosimeter mit etwa 500 mg/cm^2 abgedeckt sein. Daher wird ein Dosimeter zur Messung der Oberflächendosis mit einer 10 mg/cm^2 Abdeckung wegen des fehlenden Sekundärelektronen-Gleichgewichts einen energiereichen γ -Dosisanteil u.U. bis zu 50 % falsch anzeigen. Bei zusätzlicher Messung des γ -Dosisanteiles mit einem zweiten Dosimeter mit Sekundärelektronen-Gleichgewicht kann daher die Oberflächendosis energiearmer Röntgenstrahlung bzw. β -Strahlung, die aus der Meßwertdifferenz ermittelt wird, im ungünstigen Fall um diesen Meßwertanteil zu klein angegeben werden.

Die Messung einer Oberflächendosis ist jedoch insbesondere bei energiearmer Röntgenstrahlung $< 50 \text{ keV}$ nur bei frontaler Strahlungseinfallsrichtung realisierbar, da das Dosimeter an der Körpervorderseite bei Rückwärtsbestrahlung praktisch keine Dosis mehr anzeigt. Abb. 9 zeigt für eine Messung der Oberflächendosis, daß die Austrittsdosis im Energiebereich $< 50 \text{ keV}$ weniger als 6 % der Eintrittsdosis beträgt. Es ist zu erwarten, daß das Dosimeter an der Vorderseite die aus der Umgebung kommende Rückstreustrahlung in der gleichen Größenordnung anzeigt. Die Oberflächendosis kann daher bei Rückwärtseinstrahlung und energiearmer Röntgenstrahlung bzw. β -Strahlung auch bei zusätzlicher Kenntnis der Strahleneinfallsrichtung nicht annähernd richtig abgeschätzt werden. Es erübrigt sich damit, bei der Abschätzung der Oberflächendosis im Energiebereich $< 50 \text{ keV}$ zusätzliche Aussagen über eine Strahleneinfallsrichtung zu fordern. Bestenfalls kann ein zusätzliches Dosimeter an der Körperrückseite getragen werden.

Wie Abb. 9 zeigt, ist eine genaue Abschätzung der Oberflächendosis bei Rückwärtsbestrahlung beispielsweise im Energiebereich $\geq 100 \text{ keV}$ auch bei Kenntnis der Strahlen-

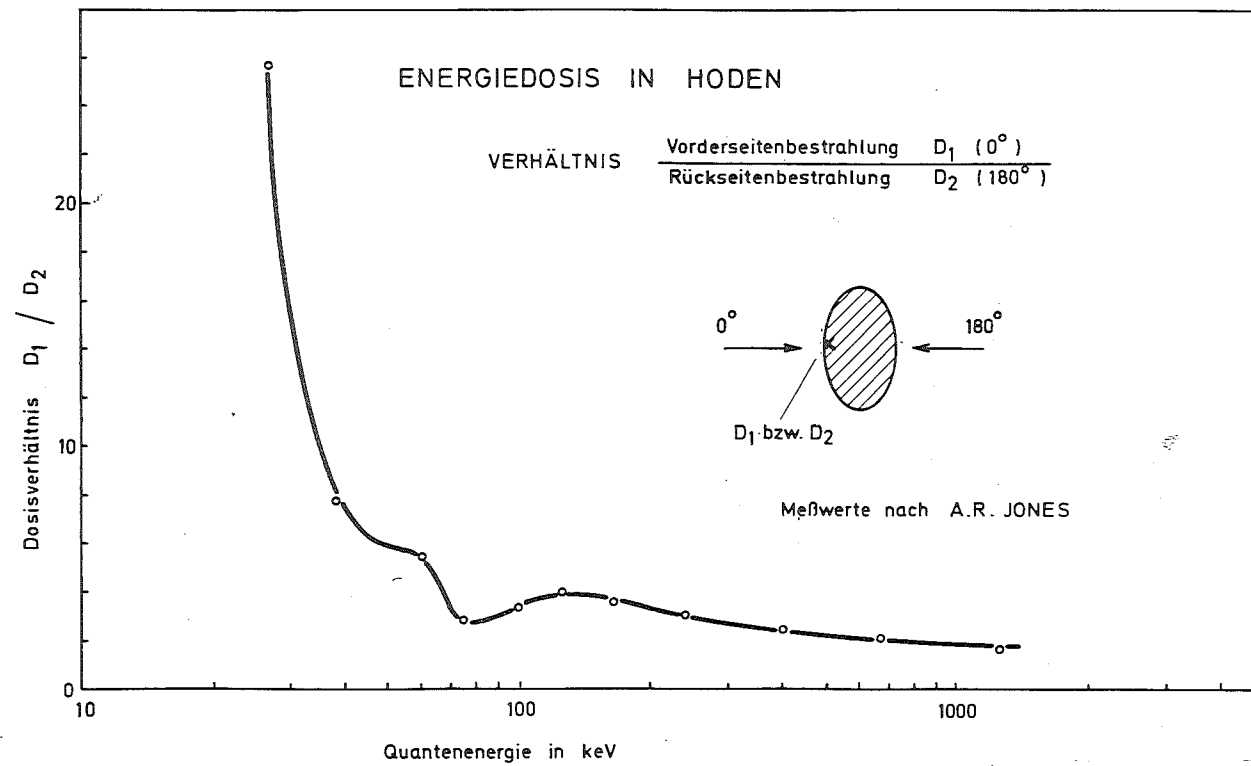


Abb.10: Verhältnis der Energiedosis in den männlichen Gonaden bei Bestrahlung der Körpervorderseite zur Energiedosis bei Bestrahlung der Körperrückseite nach [1]

einfallrichtung nur innerhalb eines Faktors 2-3 möglich.

5. Ermittlung der Körperdosis mit verschiedenen Dosimetersystemen

Zur Ermittlung der Körperdosis können zwei Methoden herangezogen werden:

- Direktanzeige der Organdosis bzw. der Energiedosis in einer vorgegebenen Gewebetiefe mit einem Dosimeter an der Körperoberfläche.
- Abschätzung der Organdosis aus der Dosimeteranzeige (Energiedosis an der Oberfläche) unter Zuhilfenahme von zusätzlichen Angaben über Strahlenqualität und Strahleneinfallrichtung.

Im letzteren Fall muß aus zusätzlichen Dosimeterauswertungen die Strahlenqualität (harter, mittelharter, weicher Strahlungsanteil) und eine Strahleneinfallrichtung (Vordereinstrahlung, evtl. Rückseiteneinstrahlung) ermittelt werden. Praktisch sind diese für die Abschätzung erforderlichen Informationen nicht zu erhalten, wenn

- eine Bestrahlung von vorn und rückwärts vorliegt, d.h. keine eindeutige Aussage über die Strahleneinfallrichtung und Strahlenqualität möglich ist,
- bei Rückwärtsbestrahlung eine Aussage über die Strahlenqualität nicht möglich ist, beispielsweise für Energien $< 100 \text{ keV}$
- bei Rückwärtsbestrahlung und energiearmer Strahlung $< 50 \text{ keV}$ keine Dosimeteranzeige zu erwarten ist.

Mit welcher Genauigkeit eine Abschätzung der Organdosis möglich ist, soll für die Energiebereiche $< 50 \text{ keV}$ und $> 50 \text{ keV}$ diskutiert werden.

Für Energien $< 50 \text{ keV}$ läßt sich aus dem Meßwert des Personendosimeters bei Rückwärtsbestrahlung weder die Oberflächendosis an der Körperrückseite noch eine andere Körperdosis hinreichend

genau abschätzen. In diesem Energiebereich ist auch der Betrag der Energiedosen in den kritischen Organen mit Ausnahme der männlichen Gonaden bezogen auf die Gleichgewicht-Ionendosis vergleichbar gering. Im Energiebereich > 50 keV ist bei Vordereinstrahlung eine Übereinstimmung zwischen der Oberflächendosis und der Energiedosis in den kritischen Organen innerhalb etwa ± 30 % vorhanden. Liegt eine ausschließliche Rückseitenbestrahlung vor, dann ist bei Kenntnis der Strahleneinfallrichtung die Abschätzung der Körperdosis innerhalb eines Faktors 4 bei der Oberflächendosis bzw. eines Faktors 2 bei der Gonadendosis zu erwarten. Abb.10 zeigt die Nachweisverhältnisse für die Ermittlung der Energiedosis in den männlichen Gonaden. Ein Dosimeter mit Direktanzeige der Organdosis benötigt hier keine Aussagen über die Strahleneinfallrichtung. Abb.11 zeigt am Beispiel eines Personendosimeters mit Anzeige der Oberflächendosis bzw. mit einer Direktanzeige der Organdosis, welche Fehler bei der Abschätzung der Organdosis zu erwarten sind.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß die Energiedosis in den interessierenden kritischen Organen mit Hilfe eines von der Körperorientierung unabhängigen und die Organdosis direktanzeigenden Dosimeters um mindestens eine Größenordnung genauer bestimmt werden kann, als es nach dem konventionellen Konzept einer Oberflächendosismessung und Zugrundelegung fragwürdiger Abschätzungen des Strahlungsfeldes (Richtung, Energie) möglich ist.

Ein Analysatordosimeter, (z.B. Film, TLD) das als Multi-komponenten-Dosimeter unter Umständen zusätzliche Aussagen über Strahlungsenergie und Richtung liefert, wird im Energiebereich > 50 keV keineswegs eine genauere Abschätzung der Energiedosen in den kritischen Organen zulassen als ein

FEHLER BEI ABSCHÄTZUNG DER ORGANDOSIS:

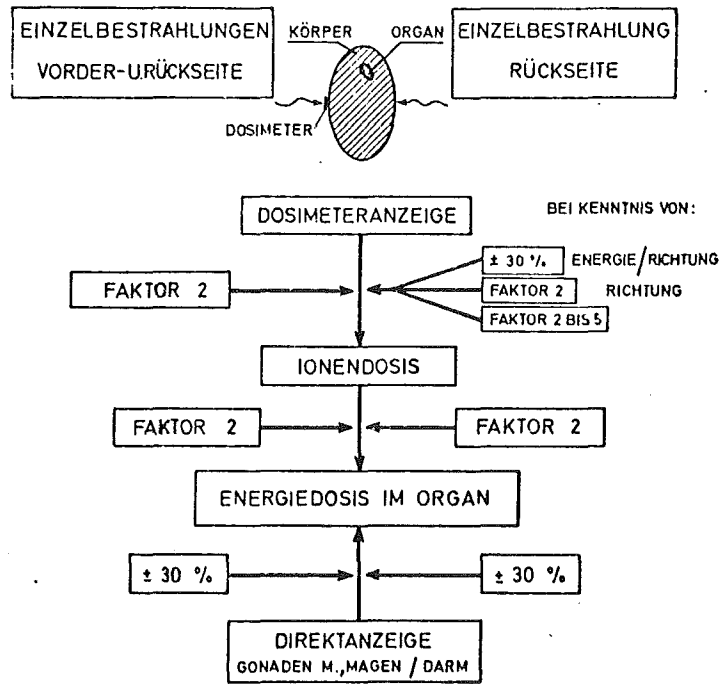


Abb.11: Fehler bei der Abschätzung der Energiedosis in den kritischen Organen für eine Bestrahlung der Körper-vorder- und -rückseite bzw. der Körperrückseite für ein Freiluft kalibriertes Dosimeter und ein auf eine Organdosis kalibriertes Personendosimeter.

Einfachdosimeter mit Direktanzeige der Organdosis. Nur ein Einfachdosimeter erfüllt letztlich die Forderungen, die man im Hinblick auf eine Gesamtmeßgenauigkeit ($\pm 30\%$) an ein Unfalldosimeter stellt.

6. Folgerungen

In der Personendosimetrie muß im wesentlichen zwischen drei verschiedenen Meßaufgaben unterschieden werden, nämlich der Ermittlung einer Ganzkörperdosis (≤ 5 rem/a für Gonaden, das blutbildende System oder andere kritische Gewebetiefen), der Ermittlung einer Oberflächendosis (≤ 30 rem/a für die Haut) sowie der Ermittlung einer Teilkörperdosis (≤ 75 rem/a für Extremitäten) [8]

Im Hinblick auf die Hauptaufgabe der Personendosimetrie, eine Ganzkörperbelastung (MZD 5 rem/a) zu ermitteln, ist das bisherige Konzept einer Personendosismessung (Energiedosis im Gewebe an der Körperoberfläche) aus verschiedenen Gründen unzureichend:

- Die Forderung nach Verwirklichung eines Sekundärelektronen-Gleichgewichtes bei der Detektorsonde ist nicht vereinbar mit der Forderung, eine Oberflächendosis hinter 10 mg/cm^2 Gewebe zu messen.
- Ein Dosimeter zur Messung der Oberflächendosis hinter 10 mg/cm^2 wird die Dosis von Quantenstrahlung u.U. nur auf $\pm 50\%$ genau anzeigen.
- Für die gemessene Oberflächendosis muß nach der ICRP-Empfehlung ein MZD-Wert von 30 rem/a angewandt werden. Eine getrennte Messung der Ganzkörperdosis ist daher erforderlich und für Quantenstrahlung auch ausreichend.
- Für den Nachweis von Neutronen wird bereits eine Äquivalentdosisfunktion benutzt, die sich nicht auf die Oberflächendosis bezieht [9, 10, 11].

- Die Forderung, bei einem Unfall die Körperdosis mit einer optimalen Meßgenauigkeit zu ermitteln, ist nur über eine Direktmessung der Ganzkörperdosis, jedoch nicht über eine Umrechnung der Oberflächendosis zu verwirklichen [I2].
- Energieunabhängige Dosimeter, die auf Grund einer Freiluftkalibrierung eine Direktanzeige der Oberflächendosis erwarten lassen, müssen zusätzlich an einem Phantom kalibriert werden, um die bauartbedingten Abweichungen der Dosimeteranzeige von der Oberflächendosis bzw. Körperdosis bei Frontalbestrahlung zu ermitteln und um hinreichend genaue Korrekturfaktoren für eine Rückwärtsbestrahlung festzulegen.

Aus den bisherigen Überlegungen können folgende Vorschläge für eine Verbesserung der personendosimetrischen Nachweisverhältnisse gemacht werden:

Bei einer Ganzkörperbestrahlung ist die Messung der Körperdosis in 500 mg/cm^2 Gewebetiefe bzw. der Energiedosis in den interessierenden kritischen Organen gegenüber einer Messung der Oberflächendosis vorzuziehen. Die Messung der Oberflächendosis sollte ausschließlich Aufgabe der Teilkörperdosimetrie sein und sollte vor allem bei β -Strahlung durchgeführt werden. Wie weit hier eine Abdeckung des Dosimeters mit 10 mg/cm^2 zweckmäßig ist, bleibt fraglich, da auch die Dicke des Detektors eine Rolle spielt und vor allem die Körperbelastung hinter der Bekleidung ($\sim 50 \text{ mg/cm}^2$) von Interesse ist. Für eine Ganzkörperbestrahlung mit Photonen ist es zweckmäßig, die Energiedosis in einer Gewebetiefe von 500 mg/cm^2 oder die Energiedosis in den kritischen Organen mit einem Dosimeter zu messen, welches durch seine Bauweise Sekundärelektronen-Gleichgewicht verwirklicht und welches am Phantom kalibriert wurde. Für den Energiebereich $> 50 \text{ keV}$ sind unter Umständen keine Angaben über Energie und Richtung erforderlich, eine Direktmessung der Körperdosis jedoch für Vorder- und Rückwärtsein-

strahlung möglich. Im Energiebereich < 50 keV ist das Meßkonzept nur für eine Vordereinstrahlung anwendbar.

Die Möglichkeiten eines Dosimetersystems, neben der Oberflächendosis zusätzliche Aussagen über Energie und Richtung der Bestrahlung zu liefern, soll nicht darüber hinwegtäuschen, daß in der Praxis zum Beispiel bei verschiedenen Strahleneinfallrichtungen die Körperdosis nicht annähernd genau ermittelt werden kann. Eine Unterscheidung der Strahleneinfallrichtung kann, wenn überhaupt, für Energien > 50 keV zur Korrektur der Dosimeteranzeige bei Rückwärtseinstrahlung herangezogen werden. Für Energien < 50 keV kann das Tragen eines Dosimetergürtels d.h. eines zweiten Dosimeters an der Körperrückseite die Nachweisverhältnisse in der Personendosimetrie verbessern. Diese Methode führt insbesondere in der Neutronendosimetrie zu einer Ausschaltung des Körperinflusses [7].

Literatur:

- [1] Jones, A.R.: Health Physics 12, p. 663, 1966
- [2] Piesch, E.: Proc. Int-Conf. Lumin. Dosimetry, Gatlinburg, p. 783, 1968
- [3] Kiefer, H., Piesch, E.: KFK-1328 bzw. Health Physics 19, 87, 1970
- [4] Holt, P.D.: Proc. Int. Conf. of External Radiation, Paris, 1964 p. 685
- [5] Auxier, J.A. et al: ORNL-4811, p. 59
- [6] DIN 6800, Blatt 1
- [7] Piesch, E., Burgkhardt, B.: Proc. of IAEA-Symposium on Neutron Monitoring 1972
- [8] ICRP-Publication 9, 1965 bzw. Neufassung der 1. Strahlenschutzverordnung
- [9] NBS Handbook 63, 1957
- [10] Piesch, E.: Direct Information 7/65, 1965
- [11] Wagner, S.: Atomkernenergie 16, 243, 1970
- [12] Piesch, E.: in KFK 1638, p. 207, 1972

