

Neue Messgrößen im Strahlenschutz: Aktueller ICRU-Vorschlag

Das Komitee RC 26 der ICRU schlägt neue Strahlenschutz-Messgrößen für externe Strahlung vor. Diese basieren auf derselben Grundlage wie die Schutzgrößen und gelten für einen erweiterten Bereich von Teilchen und Energien. Der Vorschlag ist darauf ausgelegt, die konzeptionellen und technischen Mängel der derzeit verwendeten Messgrößen zu überwinden. Dieser Artikel beschreibt die vorgeschlagenen Messgrößen und hebt sowohl die Vor- als auch Nachteile in Bezug auf die gegenwärtigen Messgrößen hervor.

Das aktuelle System der Dosisgrößen im Strahlenschutz

Das System der Dosisgrößen im Strahlenschutz besteht seit vielen Jahrzehnten einerseits aus dem Bereich der nicht messbaren Schutzgrößen, z. B. der effektiven Dosis, zur Abschätzung von (kollektiven) Risiken. Die wesentliche Voraussetzung dafür, messbar zu sein, wird von den Schutzgrößen nicht erfüllt, da die Dosis über

die Organe des Körpers gemittelt wird. Deshalb steht ihnen das System der Messgrößen gegenüber, z. B. der Umgebungs-Äquivalentdosis, zur Abschätzung der entsprechenden Schutzgrößen [1]. Diese sind in menschenähnlichen Phantomen definiert, welche auch zur Berechnung verwendet werden [2, 3], während Messgrößen entweder in einem recht einfachen, gedachten Phantom, der sogenannten

Nicht messbare Schutzgrößen

ICRU-Kugel, oder in der Person, welche ein Dosimeter trägt, definiert sind [4]. Allgemein sind die Messgrößen über die Relation $H = Q(L) \cdot D$ definiert, mit der Mess-Äquivalentdosis H , dem Qualitätsfaktor $Q(L)$, zur Berücksichtigung der unterschiedlichen biologischen Schädigungswirkung verschiedener Strahlungsarten, und der Energiedosis D . Zur Berechnung dienen ebenso recht einfache (gedachte) Phantome [5]. Das Gesamtsystem ist zusammenfassend in Abbildung 1 dargestellt. **Die aktuellen Messgrößen weisen folgende Nachteile auf:**

- Die einfachen Phantome weisen keine Ähnlichkeit mit dem Menschen bzw. dem menschenähnlichen Phantom auf, welches zur Definition der effektiven Dosis dient.
- Die Bestimmung der Orts- und Personendosis erfolgt je Messgröße in einem einzigen Punkt in einer Tiefe d in sehr einfachen Phantomen. Das entspricht nicht der geometrischen Komplexität des menschlichen Körpers mit seinen zahlreichen Organen, über die die Dosis jeweils (gewichtet) gemittelt wird.













	Ganzkörper	Augenlinse	Lokale Haut	
Schutzgrößen (ICRP 116)	 <p>ICRP-Referenz Voxel-Phantome: $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ Berechnung: $h_E = E/\Phi$</p>	 <p>stilisiertes Augenmodell; gesamte Linse (ICRP 116, Anhang F): $H_{Linse} = \sum_R w_R D_{Linse,R}$ Berechn.: $d_{Linse}(\Omega) = D_{Linse}(\Omega)/\Phi$</p>	 <p>gewebe-äquivalenter Würfel (10x10x10 cm³); Dosis in 1 cm² Fläche in 50–100 µm Tiefe (Anh. G): $H_{lokale\ Haut} = \sum_R w_R D_{lokale\ Haut,R}$ Ber.: $d_{lokale\ Haut}(\Omega) = D_{lokale\ Haut}(\Omega)/\Phi$</p>	
Aktuell: Operationelle Messgrößen: Definition: $H = Q(L) \cdot D$				
Operationelle Messgrößen zur Überwachung (ICRU 51 & 57)	Ort	 <p>ICRU-4-Element-Gewebe-Kugel: $\varnothing = 30\text{ cm}$ $H^*(10) = Q \cdot D(10)_{Kugel}$</p>	 <p>ICRU-4-Element-Gewebe-Kugel: $\varnothing = 30\text{ cm}$ $H'(3;\Omega) = Q \cdot D(3;\Omega)_{Kugel}$</p>	 <p>ICRU-4-Element-Gewebe-Kugel: $\varnothing = 30\text{ cm}$ $H'(0,07;\Omega) = Q \cdot D(0,07;\Omega)_{Kugel}$</p>
	Person	 <p>$H_p(10) = Q \cdot D(10)_{Person}$</p>  <p>Für Kalib.: ICRU-4-Element-Gewebe-Quader: 30x30x15 cm³: $H_p(10) = Q \cdot D(10)_{Quader}$</p>	 <p>$H_p(3) = Q \cdot D(3)_{Person}$</p>  <p>Für Kalib.: ICRU-4-Element-Gew.-Zylinder: $\varnothing = h = 20\text{ cm}$: $H_p(3) = Q \cdot D(3)_{Zylinder}$</p>	 <p>$H_p(0,07) = Q \cdot D(0,07)_p$</p>  <p>Für Kalib.: ICRU-4-El.-Gew.-Quader, Säule, Stab ($\varnothing = 73,19\text{ mm}$): $H_p(0,07) = Q \cdot D(0,07)_{Qua., Säule, Stab}$</p>

Abb. 1: Aktuelles System der Dosisgrößen im Strahlenschutz

Modelle nicht direkt vergleichbar

- Sowohl der Qualitätsfaktor $Q(L)$, verwendet für die Messgrößen, als auch der Strahlungswichtungsfaktor w_R , verwendet für die Schutzgrößen, welcher ebenso die unterschiedliche Wirksamkeit verschiedener Strahlungsarten berücksichtigt, basieren auf unterschiedlichen Modellen und sind nicht direkt vergleichbar. Das Gleiche gilt für den Gewebewichtungsfaktor w_T , auch verwendet für die Schutzgrößen, welcher die unterschiedliche Empfindlichkeit der verschiedenen Organe berücksichtigt.
- Die Schädigung der Augenlinse und der Haut ist eher von der Energiedosis als von der Äquivalentdosis abhängig.
- Für einige Strahlungsarten und Teilchenenergien sind die Messgrößen nicht konservativ bezüglich der entsprechenden Schutzgrößen:
 - Im **Hochenergiebereich**, oberhalb von etwa 10 MeV, für Photonen- und Neutronen-Strahlung, sind die Messgrößen für die Ganzkörperdosis zu klein im Vergleich zur effektiven Dosis, d. h. nicht konservativ¹⁾.
 - Im **nuklearmedizinisch relevanten Energiebereich** für Beta-Strahlung, unterhalb von ca. 3,5 MeV, sind die Messgrößen für die Augenlinse nicht konservativ, insbesondere für von der Seite einfallende Beta-Strahlung.
 - Im **Röntgenenergiebereich** für Photonen-Strahlung, unterhalb von etwa 50 keV, sind die Messgrößen für die Ganzkörperdosis bis zu dem Faktor 5 überkonservativ.

1) Für Photonen-Strahlung sind in ICRU 57 [7] alle Konversionskoeffizienten in Kerma-näherung berechnet worden. Für spätere Daten aus der Literatur gilt das hingegen nicht, daher sind die so bestimmten Messgrößen hier nicht konservativ. Details folgen im letzten Absatz des folgenden Abschnitts (Vorschlag der ICRU für neue Messgrößen).

Vorschlag der ICRU für neue Messgrößen

Um die Nachteile der aktuellen Messgrößen zu beseitigen, hat die ICRU einen Ausschuss (Report Committee RC 26) eingesetzt, um einen Vorschlag für die Neudefinition der Messgrößen zu erarbeiten [6]. Der Ausschuss untersuchte unter anderem die Verwendung unterschiedlicher Tiefen in den spezifischen Phantomen und Tiefenkombinationen, stellte jedoch auch fest, dass einige der Nachteile mit der Verwendung der Phantome zur Berechnung der Messgrößen zusammenhängen. Daher wurde ein alternatives Konzept entwickelt. Dieses Konzept verwendet dieselben Phantome und Berechnungsmethoden wie das aktuelle Konzept der Schutzgrößen [7], siehe Abbildung 2. Damit sind die wichtigsten, oben genannten Nachteile der aktuellen Messgrößen beseitigt.

Die Grunddefinition der Messgrößen lautet $H = \phi \cdot h$ bzw. $D = \phi \cdot d$ für die Ganzkörper- bzw. Teilkörperdosisgrößen, komplett anders als die aktuelle Grunddefinition der Mess-Äquivalentdosis $H = Q(L) \cdot D$. Daher wird auch der Begriff „equivalent“ in den Größennamen entfallen.

Da die Fluenz ϕ eine Punktgröße ist, erfüllen auch die so definierten Messgrößen die Anforderung, Punktgröße zu sein – genauso wie die aktuellen Messgrößen. Die Konversionskoeffizienten h bzw. d setzen dabei die Dosisgrößen H bzw. D in Relation zur Fluenz ϕ , siehe Abbildung 2. Details sind im Anhang ab S. 14 zu finden.

Ein großer Vorteil dieses Vorschlags ist, dass die Abläufe zur Darstellung, Weitergabe und Anwendung im Vergleich zu den aktuellen Messgrößen unverändert erhalten bleiben, siehe Abbildung 3. Das Gleiche gilt für die zur Kalibrierung

von Personendosimetern verwendeten Phantome, lediglich die Konversionskoeffizienten ändern sich.

Darüber hinaus wird die obere Energiegrenze für H^* und H_p deutlich erhöht:

- für Photonen, Elektronen, Positronen, Neutronen, Alpha-Teilchen, positive und negative Myonen sowie positive und negative Pionen auf 10 GeV;
- für einige Teilchenarten auf bis zu 100 oder 200 GeV.
- Für die anderen Größen beträgt die neue Obergrenze 50 MeV.

Die Konversionskoeffizienten für die aktuellen Messgrößen für Photonen wurden in Kerma-näherung berechnet, d. h. unter Annahme von Sekundärelektronen-Gleichgewicht (SEG) entsprechend angenommenem vollständig abgeschlossenem Dosisaufbau im Messpunkt (0,07, 3 bzw. 10 mm Gewebetiefe).

Bei den vorgeschlagenen Messgrößen ist das nicht der Fall, da in ICRP 116

bewusst nicht die Kerma-näherung verwendet wurde, da das SEG nicht in allen realen Strahlungsfeldern, insbesondere bei hohen Photonen-Energien, gegeben ist. Damit wird es für Kalibrierungen von

Photonen-Dosimetern erforderlich (gegebenenfalls auch bei Neutronen-Dosimetern), im Prinzip jede Strahlungsfeldkomponente im Kalibrierfeld separat zu bestimmen (energie- und winkelaufgelöst) und mit den entsprechenden monoenergetischen Konversionskoeffizienten zu multiplizieren,

um anschließend die aufsummierte Gesamtkalibrierdosis zu berechnen. Für den Fall, dass Messgeräte lediglich in Feldern verwendet werden, in denen ein SEG angenommen werden kann, stehen

für entsprechende Kalibrierungen dieser Messgeräte unter definierten Bedingungen im Labor für Photonen bis

„Equivalent“ in Größen- namen entfällt

Konversions- koeffizienten ändern sich

	Ganzkörper	Augenlinse	Lokale Haut	
Schutzgrößen (ICRP 116)	ICRP-Referenz Voxel-Phantome: $E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$ <i>Einfallsrichtungen +α und -α getrennt</i>	stilisiertes Augenmodell; gesamte Linse (ICRP 116, Anhang F): $H_{Linse} = \sum_R w_R D_{Linse,R}$ <i>Max(rechts,links)</i>	gewebe-äquivalenter Würfel (10x10x10 cm ³); Dosis in 1 cm ² Fläche in 50–100 μ m Tiefe (Anh. G): $H_{lokale\ Haut} = \sum_R w_R D_{lokale\ Haut,R}$ <i>Für Elektr.; sonst „Voxel-Haut“</i>	
ICRU-Vorschlag: Operationelle Messgrößen: Definition: $H = h \cdot \Phi$; $D = d \cdot \Phi$				
Operationelle Messgrößen zur Überwachung (ICRU RC26)	Ort	ICRP-Referenz Voxel-Phantome: $H^* = h^*_{E_{max}} \cdot \Phi$ <i>Max(diverser α) \rightarrow wie $H^*(10)$ α-unabhängig</i>	stilisiertes Augenmodell; gesamte/sensitive Linse: $D'_{Linse}(\Omega) = d'_{Linse}(\Omega) \cdot \Phi$	ICRU-4-El.-Gewebe-Quad.: 30x30x15 cm ³ , 2 mm Haut; Dosis in 1 cm ² in 50–100 μ m $D'_{lokale\ Haut}(\Omega) = d'_{lokale\ Haut}(\Omega) \cdot \Phi$
	Person	ICRP-Referenz Voxel-Phantome: $H_p = h_p \cdot \Phi$ <i>Max(+α,-α) \rightarrow wie $H_p(10)$ α-abhängig</i>	stilisiertes Augenmodell; gesamte/sensitive Linse: $D_{p\ Linse}(\Omega) = d_{p\ Linse} \cdot \Phi$ $d'_{Linse}(\Omega) = d_{p\ Linse}(\Omega)$; <i>Max(R,L) \rightarrow wie $H(3)$ α-abh.</i>	ICRU-4-Element-Gewebe-Quader, Säule und Stab mit 2 mm Hautoberfläche; Dosis in 1 cm ² in 50–100 μ m $D_{p\ lokale\ Haut} = d_{p\ lokale\ Haut} \cdot \Phi$ $d'_{IH}(\Omega) \geq d_{p\ IH}(\Omega)$; wie $H(0,07)$ α -abh.

Abb. 2: Von der ICRU vorgeschlagenes System der Dosisgrößen; dabei bleiben die Schutzgrößen unverändert.

50 MeV zusätzlich berechnete Konversionskoeffizienten in Kermanäherung zur Verfügung.

Auswirkungen durch die vorgeschlagenen Messgrößen

- Der Begriff Äquivalent (engl. equivalent) entfällt, da die Äquivalentdosis über $H = Q(L) \cdot D$ definiert ist, die Größe $Q(L)$ jedoch nicht mehr in den Definitionen enthalten ist.
- Die Messgrößen zur Abschätzung der Schutzgrößen Augenlinsen bzw. lokale Haut-Äquivalentdosis sind Energiedosen, da bei diesen Organen nach gegenwärtigem Kenntnisstand statt einer Krebsinduktion eher deterministische Schädigungen zu erwarten sind.
- Für die Referenzstrahlungsfelder für Neutronen- und Photonen-Strahlung müssen neue Konversionskoeffizienten von Fluenz bzw. Luftkerma zur Dosis bestimmt werden.
- Für die Referenzstrahlungsfelder für Beta-Strahlung sind neue Phantomkorrektionsfaktoren für die Energiedosis im Quaderphantom zu berechnen.

Strahlungsart	Primäre Größe	Kalibrierung		Messung	
		Ortsdosimetrie	Personendosimetrie	Ortsdosimetrie	Personendosimetrie
Neutronen	Fluenz, Φ				
Photonen	Luftkerma, K_a	frei in Luft	Wasser-Quader, Wasser-Zylinder, Wasser-Säule, PMMA-Stab	frei in Luft	
Beta	Energiedosis in Gewebe, D_t				auf der Person

Abb. 3: Darstellung, Weitergabe und Messung sowohl bei den aktuellen als auch bei den vorgeschlagenen Messgrößen

- Photonen-Dosimeter für $H^*(10)$ und $H_p(10)$ werden im Energiebereich unterhalb 50 keV ein Überansprechen bis zum Faktor 5 aufweisen. Zur Kompensation werden üblicherweise Designänderungen erforderlich sein.
- Neutronen-Dosimeter für $H^*(10)$ und $H_p(10)$ werden je nach Energiebereich bis zum Faktor 2 über- bzw. unteransprechen. Auch hier werden zur Kompensation teilweise Designänderungen erforderlich sein, obwohl auch Neukalibrierungen hinreichend sein können.

Danksagung

Die Autoren dieses Beitrags danken den weiteren Mitgliedern, Beratern und ICRU-Kommissionssponsoren des ICRU Report Committees 26: David T. Bartlett, Jean Marc Bordy, Günther Dietze †, Akira Endo, Gianfranco Gualdrini, Nolan E. Hertel, Maurizio Pelliccioni, Peter Ambrosi, Michael B. Bellamy, Jean François Bottollier Depois, Josiane Daures, Keith F. Eckerman, Paolo Ferrari, Bernd R. L. Siebert, Kenneth G. Veinot, David Burns, Elenea Fantuzzi und Hans Menzel.

Anhang

Definitionen der vorgeschlagenen Messgrößen

Im Folgenden sind die Definitionen wiedergegeben, entnommen aus dem von August bis November 2017 zur öffentlichen Konsultation online gestellten Berichtsentwurf der ICRU (etwas gekürzt).

Die deutschen Übersetzungen der Namen der Messgrößen sind von den Autoren erstellte Übersetzungen. Sie sind bisher durch kein Gremium verabschiedet oder befürwortet worden, jedoch angelehnt an die in DIN 6814-3 [10] enthaltenen Begriffe für die aktuellen Messgrößen.

Ambient Dose: Umgebungsdosis, H^*

The ambient dose, H^* , at a point in a radiation field, is the product of the particle fluence at that point, Φ , and the conversion coefficient, h^*_{Emax} relating particle fluence to the maximum value of effective dose, E_{max} .

For a given particle type i with kinetic energy E_{pv} the conversion coefficient

$$h^*_{Emax, i}(E_p) = E_{max, i}(E_p)/\Phi_i(E_{pv})$$

is calculated for exposure of the whole-body ICRP/ICRU adult reference phantoms (ICRP, 2009) for broad parallel beams of the radiation field incident in irradiation geometries AP, PA, LLAT, RLAT, ROT, ISO, SS-ISO, and IS-ISO fields for photons and neutrons; AP, PA, ISO, SS-ISO, and IS-ISO fields for electrons, positrons, muons and pions; and AP, PA, and ISO for He ions [3].

For a distribution of particles of type i :

$$H^*_i = \int h^*_{Emax, i}(E_p) [d\Phi_i(E_p)/dE_p] dE_p$$

where $d\Phi_i(E_p)/dE_p$ is the fluence of particles with kinetic energies in the interval dE_p around E_p . The sum over all contributing particle types is:

$$H^* = \sum H^*_i$$

The unit of ambient dose is $J\ kg^{-1}$. The special name for the unit of ambient dose is Sievert [Sv].

Directional Absorbed Dose in the Lens of the Eye: Richtungs-Augenlinsen-Energiedosis, D'_{Linse}

The directional absorbed dose in the lens of the eye, $D'_{lens}(\Omega)$, at a point in a radiation field with a specified direction of incidence, Ω , is the product of the particle fluence at that point, $\Phi(\Omega)$, and the conversion coefficient, $d'_{lens}(\Omega)$, relating particle fluence to the value of absorbed dose in the lens of the eye.

For a given particle type i with kinetic energy E_{pv} the conversion coefficient

$$d'_{lens, i}(E_{pv}, \Omega) = D'_{lens, i}(E_{pv}, \Omega)/\Phi_i(E_{pv}, \Omega)$$

is calculated for exposure of the whole-body of the stylized eye model [8] for broad parallel beams of the radiation field incident in the direction Ω . For a given Ω , the maximum value of absorbed dose in the lens of the right or left eye is taken.

For a distribution of particles of type i :

$$D'_{lens, i}(\Omega) = \int d'_{lens, i}(E_{pv}, \Omega) [d\Phi_i(E_{pv}, \Omega)/dE_p] dE_p$$

where $d\Phi_i(E_{pv}, \Omega)/dE_p$ is the fluence of particles with direction of incidence Ω and with kinetic energies in the interval dE_p around E_p . The sum over all contributing particle types i with direction of incidence Ω is:

$$D'_{lens}(\Omega) = \sum D'_{lens, i}(\Omega)$$

The unit of directional absorbed dose in the lens of the eye is $J\ kg^{-1}$. The special name for the unit of directional absorbed dose in the lens of the eye is Gray [Gy].

Directional Absorbed Dose in Local Skin: Richtungs-Oberflächen-Energiedosis, $D'_{lokale\ Haut}$

The directional absorbed dose in local skin, $D'_{local\ skin}(\Omega)$, at a point in a radiation

field with a specified direction of incidence, Ω , is the product of the particle fluence at that point, Φ_i , and the conversion coefficient, $d'_{local\ skin}(\Omega)$, relating particle fluence to the value of absorbed dose in local skin.

For a given particle type i with kinetic energy E_{pv} the conversion coefficient

$$d'_{local\ skin, i}(E_{pv}, \Omega) = D'_{local\ skin, i}(E_{pv}, \Omega)/\Phi_i(E_{pv}, \Omega)$$

is calculated for exposure to broad parallel beams of the radiation field incident in the direction Ω . The conversion coefficient is calculated for exposure of a specified phantom, an ICRU 4-element tissue 300 mm x 300 mm x 150 mm slab ($\rho = 1.0\ g\ cm^{-3}$), in which the dose is averaged over the volume of a right circular cylinder between the depths of 50 μm and 100 μm and a cross sectional area of 1 cm^2 below the center of the front surface. Inside the phantom there is an outer layer of 2 mm skin of density 1.0 $g\ cm^{-3}$ [2] of elemental composition given in ICRP Publication 89 [9].

For a distribution of particles of type i :

$$D'_{local\ skin, i}(\Omega) = \int d'_{local\ skin, i}(E_{pv}, \Omega) [d\Phi_i(E_{pv}, \Omega)/dE_p] dE_p$$

where $d\Phi_i(E_{pv}, \Omega)/dE_p$ is the fluence of particles with direction of incidence Ω and with kinetic energies in the interval dE_p around E_p . The sum over all contributing particle types with direction of incidence Ω is:

$$D'_{local\ skin}(\Omega) = \sum D'_{local\ skin, i}(\Omega)$$

The unit of directional absorbed dose in local skin is $J\ kg^{-1}$. The special name for the unit of directional absorbed dose in local skin is Gray [Gy].

Personal Dose: Personendosis, H_p

The personal dose, H_p , at a point on the body is the product of the particle fluence incident at that point, Φ , and the conversion coefficient, h_p , relating

particle fluence to the value of effective dose, E .

For a given particle type i with kinetic energy E_p and direction of incidence²⁾ Ω , the conversion coefficient

$$h_{p,i}(E_p, \Omega) = E(E_p, \Omega) / \Phi_i(E_p, \Omega)$$

is calculated for broad parallel beams incident on the whole-body ICRP/ICRU adult reference phantoms [2]. For a given Ω , the maximum value of effective dose is taken for radiation incident from left or right.

For a distribution of particles of type i :

$$H_{p,i} = \iint h_{p,i}(E_p, \Omega) [d\phi_i(E_p, \Omega) / dE_p d\Omega] dE_p d\Omega$$

where $d\phi_i(E_p, \Omega) / dE_p d\Omega$ is the fluence of particles at that point, with kinetic energies in the interval dE_p around E_p and directions of incidence in the interval $d\Omega$ around Ω . The sum over all contributing particle types is:

$$H_p = \sum H_{p,i}$$

The unit of personal dose is J kg^{-1} . The special name for the unit of personal dose is Sievert (Sv).

Personal Absorbed Dose in the Lens of the Eye: Augenlinsen-Personendosis, $D_{p, \text{Linse}}$

The personal absorbed dose in the lens of the eye, $D_{p, \text{lens}}$, at a point on the head or body is the product of the particle fluence incident at that point, Φ , and the conversion coefficient, $d_{p, \text{lens}}$, relating particle fluence to the value of absorbed dose in the lens of the eye.

For a given particle type i with kinetic energy E_p and direction of incidence³⁾ Ω , the conversion coefficient

$$d_{p, \text{lens}, i}(E_p, \Omega) = D_{p, \text{lens}, i}(E_p, \Omega) / \Phi_i(E_p, \Omega)$$

is calculated for broad parallel beams incident on the whole-body stylized eye model [8]. For a given Ω , the maximum value of the absorbed doses in the lens of the right or left eye is taken.

For a distribution of particles of type i :

$$D_{p, \text{lens}, i} = \iint d_{p, \text{lens}, i}(E_p, \Omega) [d\phi_i(E_p, \Omega) / dE_p d\Omega] dE_p d\Omega$$

where $d\phi_i(E_p, \Omega) / dE_p d\Omega$ is the fluence of particles at that point with kinetic energies in the interval dE_p around E_p and directions of incidence in the interval $d\Omega$ around Ω . The sum over all contributing particle types is:

$$D_{p, \text{lens}} = \sum D_{p, \text{lens}, i}$$

The unit of personal absorbed dose in the lens of the eye is J kg^{-1} . The special name for the unit of personal absorbed dose in the lens of the eye is Gray (Gy).

Personal Absorbed Dose in Local Skin: Oberflächen-Personendosis, $D_{p, \text{lokale Haut}}$

The personal absorbed dose in local skin, $D_{p, \text{local skin}}$, is the product of the particle fluence incident on the body or extremities, Φ , and the conversion coefficient, $d_{p, \text{local skin}}$, relating particle fluence to the value of absorbed dose in local skin.

2) A right-handed orthogonal system for the body is adopted in which the X-axis is from right to left, the Y-axis from front to back and the Z-axis from toe to head. The irradiation directional angle Ω is defined in terms of the components θ and φ , with θ being the angle with respect to the Z-axis (positive θ pointing to the head) and φ being the projection on to the XY-plane (positive φ pointing to the left).

3) A right-handed orthogonal system for the body is adopted in which the X-axis is from right to left, the Y-axis from front to back and the Z-axis from toe to head. The irradiation directional angle Ω is defined in terms of the components θ and φ , with θ being the angle with respect to the Z-axis (positive θ pointing to the head) and φ being the projection on to the XY-plane (positive φ pointing to the left). (This is the same as for H_p , but different to that for calculations for the Behrens Dietze model in ICRP Publication 116.)

Anzeige



Mehr Sicherheit.
Mehr Wert.

Neue Entwicklungen im Strahlenschutz und ihre Anwendung in der Praxis

Seminar 2018
14. – 15. Juni 2018, München

Themen des Seminars

- Gesetze und Regelwerk
- Messtechnik
- Behandlung und Lagerung radioaktiver Abfälle
- Ereignisse, Notfallschutz
- Transport radioaktiver Stoffe

Leitung/Moderation
Dipl.-Phys. Josef Schober,
TÜV SÜD Industrie Service GmbH

Veranstaltungspreis
€ 770,00 zzgl. gesetzlicher USt.



Anmeldung und Auskünfte
TÜV SÜD Akademie GmbH
Tagungen und Kongresse
Martina Sperber
Telefon +49 89 5791-2476
congress@tuev-sued.de
www.tuev-sued.de/tagungen



For a given particle type i with kinetic energy E_p and direction of incidence⁴⁾ Ω , the conversion coefficient

$$\frac{d_{p \text{ local skin}, i}(E_p, \Omega)}{D_{p \text{ local skin}, i}(E_p, \Omega)} = \phi_i(E_p, \Omega)$$

is calculated for exposure of the specified phantoms to broad parallel beams:

- for the trunk, a slab of ICRU 4-element tissue ($\rho = 1.0 \text{ g cm}^{-3}$) with dimensions 300 mm x 300 mm x 150 mm, in which the dose is averaged over the volume of a right cir-

4) The angle Ω is defined such that the angle θ is the angle of irradiation direction with the axis of the cylinder for the pillar and rod; and the angle $\theta + \pi/2$ is the angle of irradiation direction with the normal of the incident radiation surface for the slab; and φ being the angle of irradiation direction projected onto the plane perpendicular to the cylindrical axis for the pillar and rod; and the normal of the incident radiation surface for the slab; with arbitrary direction in this plane for the pillar and rod, as both are cylindrical symmetric; and with one of the main axis in this plane for the slab.

cular cylinder between the depths of 50 μm and 100 μm and a cross sectional area of 1 cm^2 below the center of the front surface;

- for the extremities a pillar of ICRU 4-element tissue ($\rho = 1.11 \text{ g cm}^{-3}$) with dimensions 73 mm diameter and 300 mm length, in which the dose is averaged over the volume between the radii 36.4 mm and 36.45 mm with a circle of area 1 cm^2 projected onto the upper and lower cylindrical surfaces perpendicular to and at the center of the pillar;
- for the finger a rod of ICRU 4-element tissue ($\rho = 1.11 \text{ g cm}^{-3}$) with dimensions 19 mm diameter and 300 mm length, in which the dose is averaged over the volume between the radii 9.4 mm and 9.45 mm with a circle of area 1 cm^2 projected onto the upper and lower cylindrical surfaces perpendicular to and at the center of the pillar.

Inside each phantom there is an outer layer of 2 mm skin of density 1.09 g cm^{-3} [2] with the elemental composition given in ICRP Publication 89 [9]. For a distribution of particles of type i :

$$D_{p \text{ local skin}, i} = \iint d_{p \text{ local skin}, i}(E_p, \Omega) [d\phi_i(E_p, \Omega)/dE_p d\Omega] dE_p d\Omega$$

where $d\phi_i(E_p, \Omega)/dE_p d\Omega$ is the fluence of particles with kinetic energies in the interval dE_p around E_p , and directions of incidence in the interval $d\Omega$ around Ω . The sum over all contributing particle types is:

$$D_{p \text{ local skin}} = \sum D_{p \text{ local skin}, i}$$

The unit of personal absorbed dose in local skin is J kg^{-1} . The special name for the unit of personal absorbed dose in local skin is Gray (Gy).

Rolf Behrens, Thomas Otto □

ICRP/ICRU Draft Report on Operational Quantities for External Radiation Exposure

Comments of IRPA

IRPA welcomes this opportunity to comment on this draft report. We accept that the report demonstrates that the proposed new approach presented in the report represents an improved scientific accuracy in the measurement of dose from external radiation, particularly for the lower photon doses.

However, we are disappointed that the report has no discussion whatsoever on the implications for the practical application of the proposed new approach, or even any recognition that there are very real issues and implications in this regard. IRPA is strongly of the view that organisations which develop international recommendations should always take account of the implications for the practical application of their proposals. Whilst we accept that the report is essentially reporting the outcome of a scientific exercise, it must be accepted that science itself is but one input into the system of protection. The report should as a minimum identify the principal issues in moving towards application in practice. IRPA Associate Societies as well as IRPA EC are aware of the principal concern relating to the potentially very significant cost impact of amending measurement instrumentation to take account of the proposed approach. Any perceived benefit from improved scientific accuracy needs to be judged against the direct costs of implementation and any other impacts arising from application.

In other words, just because an approach is scientifically more accurate does not mean that its implementation should be regarded as automatic. There needs to be a period of reflection on this issue, and as a minimum the current report should point to this need and provide an insight and lead into this next important stage of consideration.

The IRPA President Roger Coates has sent this comments to Hans Menzel, ICRU Chairman. See: www.irpa.net/page.asp?id=54735 □