



Strahlenschutzkommission

Geschäftsstelle der
Strahlenschutzkommission
Postfach 12 06 29
D-53048 Bonn

<http://www.ssk.de>

Überwachung der Augenlinsendosis
Stellungnahme der Strahlenschutzkommission
mit wissenschaftlicher Begründung

Verabschiedet in der 240. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 02. Februar 2010

Inhalt

Einleitung	3
Stellungnahme	4
Wissenschaftliche Begründung	6
1 Dosisgrößen	6
2 Exposition der Augenlinse durch Photonen-Strahlung	8
3 Exposition der Augenlinse durch Beta-Strahlung	13
Literatur	18

Einleitung

Die Trübung der Augenlinse (Katarakt) infolge Bestrahlung mit ionisierender Strahlung ist ein bekannter Effekt, der dazu geführt hat, im Rahmen der Strahlenschutzvorsorge die Exposition der Augenlinse speziell zu begrenzen. Die ICRP hat zum Ausschluss von deterministischen Schäden (im Wesentlichen die Trübung der Augenlinse) spezielle Dosisgrenzwerte für die Augenlinse festgelegt (150 mSv pro Jahr für beruflich strahlenexponierte Erwachsene, 15 mSv pro Jahr für allen anderen Personen) (ICRP 1991).

Lange Zeit wurde die Kataraktbildung als Folge einer Exposition mit ionisierender Strahlung als deterministischer Effekt angesehen, bei dem eine Schwellendosis (> 500 mSv) existiert, unterhalb der kein nachweisbarer Effekt auftritt. Diese Ansicht ist in den letzten Jahren aufgrund neuerer Untersuchungen vermehrt bezweifelt worden (siehe z. B. Worgul et al. 2007 und Chodick et al. 2008). Es wird gefordert, die Schwellendosis wesentlich niedriger anzusetzen, wobei nicht klar ist, ob überhaupt eine solche existiert. Damit wären auch niedrigere Dosisgrenzwerte für die Augenlinse in Betracht zu ziehen. Die SSK hat dazu im Jahr 2009 eine Empfehlung abgegeben (SSK 2009). Die neuen ICRP-Empfehlungen von 2007 haben vorerst diese Frage offen gelassen, da die Forschungsergebnisse noch nicht umfassend genug sind. Unabhängig davon hat die Diskussion zu der Frage geführt, ob in der Praxis des beruflichen Strahlenschutzes eine genauere Überwachung der Augenlinsendosis erfolgen sollte und mit welchen Mitteln dies erfolgen könnte.

Die folgende Stellungnahme befasst sich insbesondere mit Fragen nach den geeigneten Messgrößen zur Abschätzung der Augenlinsendosis unter Berücksichtigung verschiedener Strahlungsarten und nach den geeigneten Messverfahren. Dabei wird speziell auf folgende Fragen eingegangen:

1. Gibt es neue Erkenntnisse über die in SSK-Band 43 (SSK 2006) dargelegten Daten zur Organdosis der Augenlinse hinaus, insbesondere in Bezug auf die Abschnitte 3.2.1 und 5.4.3 in diesem Band?
2. Welche Messgrößen sind für eine konservative Abschätzung der Organdosis der Augenlinse für durchdringende Strahlung und für Strahlung mit geringer Eindringtiefe geeignet?
3. Welche Messgröße ist insbesondere für eine konservative Abschätzung der Organdosis der Augenlinse für niederenergetische Photonen-Strahlung im Bereich unter 100 keV geeignet?
4. Gibt es Besonderheiten bei der dosimetrischen Erfassung der Organdosis der Augenlinse, die zu beachten sind?
5. Gibt es Handlungsempfehlungen hinsichtlich der Notwendigkeit der Einführung von $H_p(3)$ und $H_p(0,07)$ (Kalibrierung auf dem Quader-Phantom)?
6. Welche Schutzausrüstungen sind für die Augenlinse geeignet?

Stellungnahme

Die oben angesprochenen Fragen lassen sich nur zum Teil aus der vorliegenden wissenschaftlichen Literatur eindeutig beantworten. Sie haben deshalb zu einer Reihe weiterer Untersuchungen geführt, deren Ergebnisse in Ausschnitten in der ausführlicheren wissenschaftlichen Begründung zu dieser Stellungnahme dargestellt werden.

Auf der Basis dieser im wissenschaftlichen Anhang erläuterten neuen Daten wird zu den oben aufgeworfenen Fragen die folgende Stellungnahme abgegeben:

1. Die im SSK-Band 43 publizierten Daten zur Organdosis der Augenlinse entsprechen dem damaligen international anerkannten Stand der Wissenschaft. Diese Daten beruhen insbesondere für Elektronen auf Rechnungen mit einem sehr groben Modell des menschlichen Auges. Deshalb sind insbesondere für Beta-Strahlung die Schlussfolgerungen im Abschnitt 5.4.3 dieses SSK-Bandes, dass für beruflich strahlenexponierte Personen die Überwachung der Hautdosis mit ihrem Grenzwert von 500 mSv pro Jahr auch die Einhaltung des Grenzwertes von 150 mSv pro Jahr für die Dosis der Augenlinse garantiert (sofern das Dosimeter in der Nähe der Augenlinse positioniert ist), nicht mehr aufrechtzuerhalten. Dieser Teil von Band 43 muss deshalb überarbeitet werden.

Es sollten Dosis-Konversionsfaktoren für die Augenlinsendosis verwendet werden, die auf einer realistischeren Simulation des menschlichen Auges basieren und die unterschiedliche Empfindlichkeit von Bereichen innerhalb der Augenlinse bezüglich einer Kataraktbildung infolge einer Exposition berücksichtigen.

Bei Photonen-Strahlung wird in Abschnitt 3.2.1 des SSK-Bandes 43 nur auf das Verhältnis von Augenlinsendosis zur Umgebungs-Äquivalentdosis Bezug genommen. Das ist unter den heute betrachteten Expositionssituationen in der Radiologie nicht ausreichend und muss überarbeitet werden.

2. Bei der Frage, welche Messgrößen für eine konservative Abschätzung der Organdosis der Augenlinse für durchdringende Strahlung und für Strahlung mit geringer Eindringtiefe geeignet sind, müssen die Verhältnisse bei Photonen (insbesondere Röntgenstrahlung) und Beta-Strahlung getrennt betrachtet werden.

Bei Photonen-Strahlung reichen die Personendosis-Messgrößen $H_p(0,07)$ bei Energien < 200 keV und $H_p(10)$ bei Energien > 100 keV zur Abschätzung der Augenlinsendosis völlig aus. Deshalb besteht bei Photonenfeldern keine Notwendigkeit, für den speziellen Fall der Augenlinsenüberwachung die zusätzliche Personendosis-Messgröße $H_p(3)$ - und damit möglicherweise auch die Ortsdosis-Messgröße $H'(3, \Omega)$ - zusätzlich einzuführen.

Für die Messgröße $H_p(0,07)$ muss das verwendete Personendosimeter aber wie ein Ganzkörperdosimeter auf einem ISO-Quader-Wasser-Phantom (Quader-Phantom) kalibriert werden und nicht auf einem ISO-Stab-Phantom wie ein Teilkörperdosimeter.

Das bedeutet eine Änderung der bisher in Deutschland üblichen Praxis, Dosimeter für die Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ nicht auf dem Quader-Phantom zu kalibrieren und auch keine Bauartprüfung für derartige Dosimeter durchzuführen bzw. Bauartzulassung zur Eichung zu erteilen.

Für in der Praxis verwendete Radionuklide mit Beta-Strahlung hängt der berechnete Wert der applizierten Augenlinsendosis wesentlich davon ab, welchen Bereich innerhalb der Linse man bei der Berechnung der Augenlinsendosis zu Grunde legt (die mittlere Dosis der gesamten Augenlinse oder die mittlere Dosis des für die Kataraktbildung in der Linse empfindlichen Bereichs).

Es wird empfohlen, international eine Klärung der Frage, wie die Augenlinsendosis zu berechnen ist, herbeizuführen - insbesondere dann, wenn man die Einführung einer neuen Personendosis-Messgröße $H_p(3)$ in Deutschland in Erwägung zieht.

Für Beta-Strahlung und in Bezug auf den empfindlichen Bereich in der Linse liefert die Personendosis-Messgröße $H_p(3)$ die beste Abschätzung der Augenlinsendosis. Allerdings liefert auch $H_p(0,07)$ bei allen üblicherweise verwendeten Radionukliden einen konservativen Wert für die Augenlinsendosis. Bei Radionukliden mit Beta-Energien bis etwa 1 MeV wird die Augenlinsendosis dabei erheblich überschätzt, z. B. bis zum Faktor 280 für das Nuklid Re-186, da Elektronen mit Energien $< 0,7$ MeV (niederenergetische Elektronen) die Augenlinse nicht mehr erreichen, jedoch zu $H_p(0,07)$ beitragen.

Befindet sich die Beta-Strahlungsquelle in größerem Abstand von der Augenlinse, dann kann auch die Wechselwirkung der Beta-Strahlung mit der Luft zu einer erheblichen Dosisreduktion in der Augenlinse führen. Dies gilt insbesondere für Beta-Strahlung mit niedriger Energie.

3. Im speziellen Fall der Röntgendiagnostik (z. B. bei der interventionellen Kardiologie) und dem Aufenthalt von Personen in Streustrahlungsfeldern reicht zur Ermittlung der Augenlinsendosis eine Messung der Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ aus. Dabei muss entweder das zu tragende Personendosimeter auf einem Quader-Phantom kalibriert werden oder aber es muss bei einem Teilkörperdosimeter, das auf einem Finger-Phantom kalibriert wurde, sichergestellt sein, dass auch die Rückstrahlung vom Phantom vom Dosimeter richtig gemessen wird. Es wird empfohlen, zu untersuchen, welche der bisher zugelassenen Dosimeter die zweite Forderung bereits erfüllen.
4. Bei der Ermittlung der Augenlinsendosis durch Messung mit einem Personendosimeter ist das Dosimeter an einer Position am Körper zu tragen, die sich in der näheren Umgebung des Auges befindet oder von der man annehmen kann, dass es angenähert dem gleichen Strahlungsfeld ausgesetzt ist. Dabei ist zu berücksichtigen, dass eine Abschirmung des Auges, insbesondere bei Beta-Strahlung, das Strahlungsfeld am Auge erheblich beeinflusst (starke Reduzierung der Augenlinsendosis).
5. Bevor man zur Ermittlung der Augenlinsendosis die Messgrößen $H_p(0,07)$ für Photonenstrahlung mit Dosimetern, kalibriert auf dem Quader-Phantom, und $H_p(3)$ für Elektronenstrahlung einführt, wird empfohlen, die Relevanz einer Einführung durch Arbeitsplatzbetrachtungen (Analyse der vorhandenen dosimetrischen Daten an Arbeitsplätzen bzw. Ermittlung von Augenlinsendosen an Arbeitsplätzen, sofern nicht vorhanden) zu prüfen.
6. Ein möglichst großer Abstand von der Strahlungsquelle ist die erste Maßnahme, um die Augenlinsendosis so gering wie praktisch möglich zu halten.

Handelt es sich um Expositionen durch Beta-Strahlung von Radionukliden (mit relativ geringem Anteil von Photonen-Strahlung), kann mit dem Tragen einer Schutzbrille ein erheblicher Teil der Augenlinsendosis vermieden werden.

Bei Exposition durch Streustrahlung in der Röntgendiagnostik (Photonenenergie < 150 keV) ist die Abschirmung mit Hilfe von Bleiglas-Fenstern oder Bleiglas-Schutzbrillen zwar zu empfehlen, sie ist aber in ihrer Wirkung bei weitem nicht so groß wie bei Beta-Strahlung (Zehntelwertdicke bei 50 keV Photonen- bzw. 100 kV Röntgenstrahlung: ca. 1 mm Bleiglas).

Wissenschaftliche Begründung

Für die Exposition der Augenlinse sind insbesondere zwei Strahlungsarten von Bedeutung. Dies ist einerseits die Beta-Strahlung (Elektronenstrahlung mit geringer Eindringtiefe) und andererseits Photonen-Strahlung niedriger Energie, hier insbesondere Röntgenstrahlung mit Röhrensparnungen unterhalb von ca. 150 kV, wie sie in der Röntgendiagnostik angewendet wird.

Neutronenstrahlung wird im Zusammenhang mit der Dosis der Augenlinse hier nicht weiter diskutiert, da dies eine Strahlung mit großer Reichweite im menschlichen Körper ist und deshalb der wesentlich niedrigere Grenzwert für die effektive Dosis (Jahresgrenzwert: 20 mSv für beruflich strahlenexponierte Personen) viel eher greift als ein Grenzwert von 150 mSv für die Dosis der Augenlinse. Das gleiche gilt auch für Photonen-Strahlung hoher Energie (z. B. Energien > 500 keV) - allerdings nur dann, wenn man solche Teilkörperexpositionen ausschließt, bei denen im Wesentlichen der Kopf exponiert wird.

Im Folgenden werden zuerst die verwendeten Dosisgrößen kurz erläutert und dann wird jeweils die Situation bei den beiden oben genannten Strahlungsarten betrachtet.

1 Dosisgrößen

Die Augenlinse liegt hinter der Hornhaut und der vorderen Augenkammer in ca. 2 mm bis 4 mm Tiefe im Auge. Die Dosis der Augenlinse wird beschrieben durch die Organdosis

$$H_{\text{Augenlinse}} = w_R D_{\text{Augenlinse}},$$

wobei $D_{\text{Augenlinse}}$ die mittlere Energiedosis in der Augenlinse und w_R der Strahlungs-Wichtungsfaktor ist, der für Elektronen und Photonen den Wert 1 hat. Die mittlere Augenlinsendosis ist nicht direkt messbar, sondern wird mit Hilfe von anthropomorphen Phantomen als Funktion der einfallenden Strahlung berechnet. Dabei werden in der Regel Konversionskoeffizienten ($H_{\text{Augenlinse}}/K_a$ für Photonen (K_a Luftkerma) und $H_{\text{Augenlinse}}/\Phi$ für Elektronen (Φ Elektronenfluenz)) für einfallende monoenergetische Strahlung angegeben, die es dann ermöglichen, aus einem gegebenen Spektrum der einfallenden Strahlung (z. B. ISO-Strahlenqualitäten bei Röntgenstrahlung) die Organdosis der Augenlinse zu berechnen.

Während die Daten für die Dosis der Augenlinse im ICRP-Bericht 74 (ICRP 1996) im Wesentlichen auf Rechnungen mit dem anthropomorphen MIRD-Phantom beruhten (Schultz und Zoetelief 1996), liegen jetzt für Photonen auch neue Daten vor, die aus Rechnungen mit einem anthropomorphen Voxel-Phantom stammen (Schlatl et al. 2007). Es zeigt sich, dass bei Rechnungen mit dem Voxel-Phantom bei einem so kleinen Gewebeteil, wie es die Augenlinse darstellt, bei Strahlung mit relativ geringer Eindringtiefe (z. B. niederenergetische Photonen oder Elektronen < 3 MeV) die berechnete mittlere Dosis der Augenlinse erheblich von der Voxelgröße und -position im Bereich der Augenlinse abhängt. Deshalb werden im Folgenden sowohl der Datensatz aus ICRP 74 als auch die Datensätze für das männliche (Rex) und das weibliche Voxel-Phantom (Regina) betrachtet (für Photonen s. Tab. 1).

Alle diese Rechnungen ermitteln als Augenlinsendosis den Mittelwert über die gesamte Augenlinse, wie sie in ICRP 103 (ICRP 2008) als Organdosis (equivalent dose) definiert ist. Es ist allerdings seit langem bekannt, dass verschiedene Bereiche in der Augenlinse sehr unterschiedliche Empfindlichkeiten hinsichtlich der Kataraktbildung durch ionisierende Strahlung aufweisen und im Wesentlichen nur Zellen im Bereich der vorderen Augenhaut eine hohe Empfindlichkeit besitzen (s. Abb. 1).

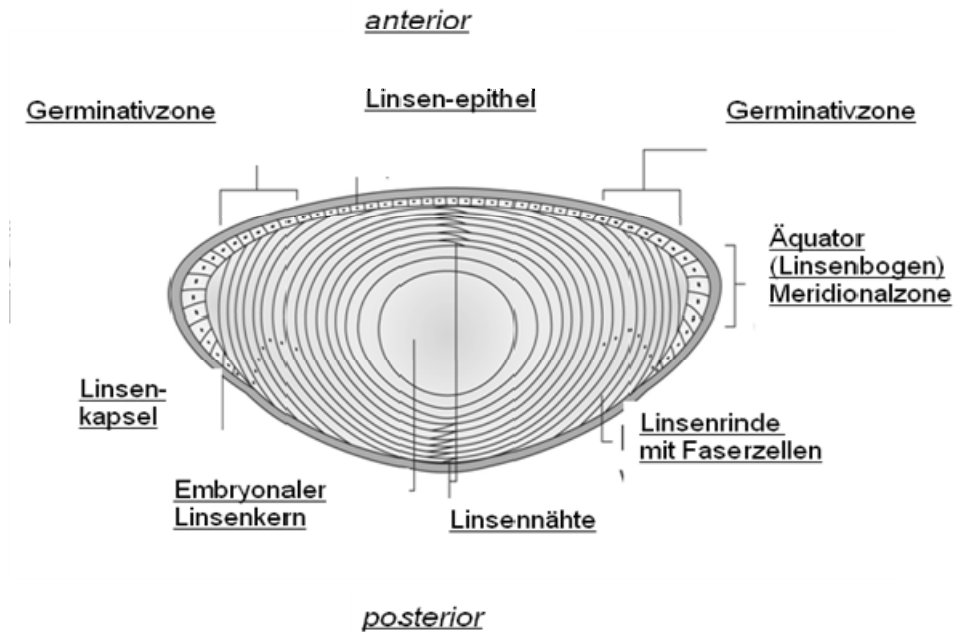


Abb. 1: Schematische Darstellung der Augenlinse, nach (Graw 2003)

Aus diesem Grund und wegen der nur sehr grob simulierten Geometrie des Auges sind insbesondere für die Beta-Strahlen mit kurzer Reichweite die oben genannten Rechnungen mit erheblicher Unsicherheit behaftet. Eine neue Veröffentlichung befasst sich genau mit diesen Fragen und liefert nun auf der Basis einer genaueren Simulation des Auges und seiner Linse (s. Abb. 2) bessere Augenlinsen-Dosisdaten für Beta-Strahlung (Behrens et al. 2009).

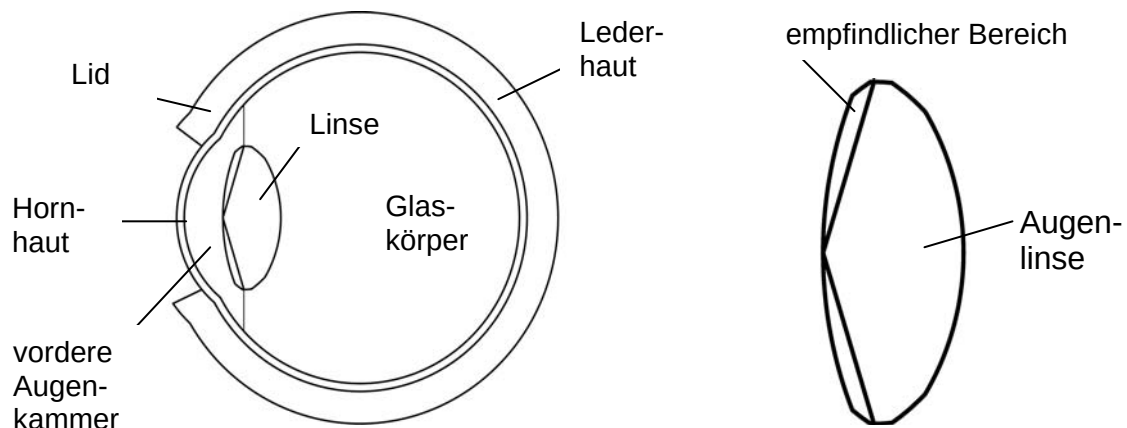


Abb. 2: Schema der Simulation des Auges und der Augenlinse (nach Behrens et al. 2009)

Bei Photonen-Strahlung ist der Geometrieeffekt wegen des wesentlich geringeren Dosisgradienten im Gewebe nicht so stark. Deshalb werden im Folgenden in diesem Fall die oben genannten Daten aus ICRP 74 und den Voxel-Phantomen verwendet.

Da die Dosis der Augenlinse nicht messbar ist, werden die für den Strahlenschutz definierten Dosismessgrößen verwendet, um durch eine Messung einen Schätzwert für die applizierte Augenlinsendosis zu erhalten. Dafür hat die ICRU (ICRU 1985) speziell für die Überwachung der Augenlinse die Ortsdosis-Messgröße $H'(3, \Omega)$ und die Personendosis-Messgröße $H_p(3)$ definiert, die sich auf die Äquivalentdosis in 3 mm Tiefe in der ICRU-Kugel bzw. im Gewebe beziehen. Daneben gibt es als Messgrößen für die Ortsdosis die Umgebungs-Äquivalentdosis

$H^*(10)$ und Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07,\Omega)$ und für die Personendosis die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ und die Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$.

In Deutschland, wie auch in vielen anderen Staaten, wurden $H'(3,\Omega)$ und $H_p(3)$ jedoch nicht eingeführt, da sich auf der Basis der Betrachtungen des SSK-Bandes 43 ergab, dass für eine Überwachung der Augenlinse (Jahresgrenzwert für beruflich strahlenexponierte Erwachsene 150 mSv) bei Strahlung geringer Eindringtiefe auch die Verwendung der Messgrößen $H'(0,07,\Omega)$ bzw. $H_p(0,07)$, die überwiegend zur Überwachung der Hautdosis (Jahresgrenzwert 500 mSv) eingesetzt werden, ausreichend sind, um ein Überschreiten des Grenzwertes für die Augenlinsendosis ausschließen zu können und bei Photonen > 30 keV auch $H^*(10)$ bzw. $H_p(10)$ eine konservative Dosisabschätzung liefern (s. SSK 2006, 3.2.1 und 5.4.3).

Im Zusammenhang mit einer für die Zukunft nicht auszuschließenden Absenkung des Grenzwertes für die Augenlinsendosis muss allerdings erneut diskutiert werden, ob die Messgrößen $H'(0,07,\Omega)$ bzw. $H_p(0,07)$ und $H^*(10)$ bzw. $H_p(10)$ ausreichend genaue Schätzwerte für die Augenlinsendosis liefern oder ob man dafür die Messgrößen $H'(3,\Omega)$ und $H_p(3)$ benötigt. Dieses wird in den folgenden Kapiteln für beide relevante Strahlenarten, Photonen- und Beta-Strahlung, diskutiert. Dabei werden, wie für die Organdosis der Augenlinse, auch für die Messgrößen jeweils die Konversionskoeffizienten angegeben und diese mit den Koeffizienten für die Organdosis verglichen. α -Teilchen brauchen hier nicht betrachtet zu werden, da ihre Reichweite in Gewebe sehr klein ist (ca. 0,1 mm für 10 MeV α -Teilchen), so dass sie bei externen Strahlern die Augenlinse nicht erreichen können.

Im SSK-Band 43 wird zur Bestimmung von Organdosen, die nicht messbar sind, bei extern einfallender durchdringender Strahlung (Photonen und Neutronen) ein spezielles Verfahren vorgeschlagen. Liegen Messdaten für die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ vor, so können mit Hilfe von dort angegebenen Konversionskoeffizienten die gesuchten Organdosen berechnet werden - gegebenenfalls noch mit Hilfe von Korrekturfaktoren, die die spezielle Position der Strahlungsquelle berücksichtigen. Liegen Messdaten für die Personendosis vor, so wird in SSK-Band 43 vorgeschlagen, diese Daten erst in $H^*(10)$ -Werte umzurechnen und anschließend das gleiche Verfahren anzuwenden (s. Abschn. 3.1.4). Auch für die Augenlinsendosis wird dort dieses Verfahren über die Ortsdosis vorgeschlagen. Nur die effektive Dosis und einige Teilkörperdosen (für Hände, Unterarme, Füße, Knöchel und die lokale Hautdosis) können direkt aus der Personendosis ermittelt werden. Dieses direkte Verfahren kann im Prinzip aber auch für die Augenlinsendosis angewendet werden, wenn die passende Messgröße zusammen mit einem geeigneten Dosimeter zur Verfügung steht.

2 Exposition der Augenlinse durch Photonen-Strahlung

Betrachtet man die Exposition der Augenlinse von beruflich strahlenexponierten Personen z. B. im medizinischen Bereich, so handelt es sich in vielen Fällen um eine Exposition in Röntgenstrahlungsfeldern (< 150 kV), wie sie insbesondere bei der interventionellen Radiologie vorkommt. Eine realistische Situation ist z. B. die Exposition durch ein Streustrahlungsfeld, das durch den Körper eines zu untersuchenden Patienten hervorgerufen wird. Daneben kann es z. B. auch beim Arbeiten mit Radionuklidquellen zu Expositionen der Augenlinse durch monoenergetische Photonen kommen. Beide Situationen werden im Folgenden in Bezug auf die geeigneten Messgrößen für die Ermittlung der Augenlinsendosis ausführlicher betrachtet. Tabelle 1 zeigt Daten der Konversionskoeffizienten H/K_a (K_a : Luftkerma) für die Organdosis der Augenlinse und für verschiedene Messgrößen für monoenergetische Photonen-Strahlung im Bereich von 10 keV bis 1 MeV.

Die Daten zeigen, dass bei einer Exposition mit Photonen hoher Energie (> 200 keV) in der Regel davon ausgegangen werden kann, dass die Messgrößen $H^*(10)$ und $H_p(10)$ eine gute Abschätzung der Augenlinsendosis liefern (s. auch Abb. 3).

Tab. 1: Konversionskoeffizienten H/K_a (K_a : Luftkerma) für die Organdosis der Augenlinse in verschiedenen anthropomorphen Phantomen (MIRD-Phantom (ICRP 74) sowie Voxel-Phantome Rex und Regina (Schlatzl et al. 2007)) und für verschiedene Messgrößen für monoenergetische Photonen-Strahlung mit Energien ≥ 10 keV. Die Daten für $H_p(0,07)/K_a$ beziehen sich auf den Dosiswert in einem Quader-Phantom bzw. einem Stab-Phantom bei Einstrahlung von vorne (AP).

Energie in keV	$H_{\text{Augenlinse}}/K_a$ in Sv/Gy			$H^*(10)/K_a$	$H_p(10)/K_a$	$H'(0,07,0^\circ)/K_a$	$H_p(0,07)/K_a$	
	AP		AP	in Sv/Gy	in Sv/Gy	in Sv/Gy	in Sv/Gy	
	Rex	Regina	(ICRP 74)		Quader		Quader	Stab
10	0,293	0,047	0,304	0,008	0,009	0,947	0,947	0,950
15	0,725	0,400	0,664	0,26	0,264	0,99	0,98	0,98
20	0,948	0,739	0,912	0,61	0,611	1,05	1,05	1,01
30	1,219	1,158	1,197	1,10	1,112	1,22	1,23	1,06
40	1,362	1,277	1,334	1,47	1,129	1,42	1,44	1,14
60	1,479	1,531	1,492	1,74	1,485	1,59	1,72	1,14
80	1,668	1,548	1,555	1,72	1,624	1,61	1,73	1,16
100	1,756	1,467	1,530	1,65	1,645	1,55	1,67	1,17
150	1,625	1,539	1,425	1,49	1,559	1,42	1,52	1,16
200	1,428	1,327	1,357	1,40	1,463	1,34	1,43	1,15
300	1,243	1,251	1,280	1,31	1,342	1,31	1,34	1,14
500	1,195	1,172	1,199	1,23	1,232	1,23	1,24	
1000	1,154	1,078	1,113	1,17	1,143	1,17	1,17	

Bei den Konversionskoeffizienten für die Messgrößen ist bei Photonen folgendes zu beachten: Während Messgeräte zur Messung der Ortsdosis ($H^*(10)$ und $H'(0,07,0^\circ)$) frei in Luft kalibriert werden und der Wert der Messgröße für den Aufpunkt in Luft angegeben wird, werden Personendosimeter zur Messung der Personendosis ($H_p(10)$ und $H_p(0,07)$) am Körper getragen und auf einem Phantom kalibriert. Das hat zur Folge, dass das Strahlungsfeld am Ort des Personendosimeters auch eine Komponente aus der Rückstreuung vom Menschen bzw. vom Phantom enthält und dieser Anteil z. B. von der Form und Größe des Phantoms abhängt. Die in ICRP 74 und in den Normen angegebenen Konversionskoeffizienten beziehen sich bei H_p immer auf die Situation bei der Kalibrierung, d. h. auf den Wert der Äquivalentdosisgröße in dem entsprechenden Kalibrier-Phantom und nicht in einem Menschen, der das Dosimeter trägt. Der Unterschied ist allerdings in der Regel relativ gering.

In Deutschland wird die Messgröße $H_p(0,07)$ nur zur Messung von Teilkörperdosen, z. B. an den Fingern, verwendet. Teilkörperdosimeter sind deshalb in der Regel Fingerringdosimeter, die auf einem von der ISO genormten Stab-Phantom kalibriert werden. Die ISO hat für dieses Phantom auch die zugehörigen Konversionskoeffizienten $H_p(0,07)/K_a$ publiziert (ISO 1999).

Demgegenüber hat die ICRU im ICRU-Report 57 (ICRU 1998) Konversionskoeffizienten $H_p(0,07)/K_a$ für die Kalibrierung von Personendosimetern auf einem Quader-Phantom publiziert. Beide Datensätze unterscheiden sich bei Energien > 20 keV (s. Tab. 1) erheblich, wobei die Daten mit dem Quader-Phantom eine sehr viel bessere Abschätzung der Augenlinsendosis liefern.

Tabelle 2 zeigt das Verhältnis von Organdosis der Augenlinse zur Äquivalentdosis der Messgrößen $H^*(10)$, $H'(0,07, 0^\circ)$ sowie $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ bei Einstrahlung von vorne (AP).

Tab. 2: Verhältnis der Messgrößen $H^*(10)$, $H_p(10)$, $H'(0,07,0^\circ)$ und $H_p(0,07)$ zur Organdosis der Augenlinse $H_{\text{Augenlinse}}^1$ in monoenergetischen Photonenfeldern (Daten aus ICRU-Report 57 (ICRU 1998) und ISO 4037-3 (ISO 1999)).

Energie in keV	$H_{\text{Augenlinse}}/K_a$	$H^*(10)/H_{\text{Augenlinse}}$	$H_p(10)/H_{\text{Augenlinse}}$	$H'(0,07,0^\circ)/H_{\text{Augenlinse}}$	$H_p(0,07)/H_{\text{Augenlinse}}$	
	in Sv/Gy	Quader-Phantom			Quaderph.	Stabph.
	AP		AP		AP	AP
10	0,215	0,037	0,042	4,414	4,414	4,428
15	0,596	0,436	0,443	1,660	1,645	1,643
20	0,866	0,704	0,705	1,212	1,206	1,166
30	1,191	0,924	0,934	1,024	1,033	0,890
40	1,324	1,110	1,125	1,060	1,090	0,823
60	1,501	1,160	1,261	1,060	1,144	0,760
80	1,590	1,082	1,197	1,012	1,089	0,729
100	1,584	1,042	1,143	0,978	1,054	0,739
150	1,530	0,974	1,051	0,928	0,992	0,758
200	1,371	1,021	1,088	0,978	1,045	0,839
300	1,258	1,041	1,088	1,041	1,062	0,906
500	1,189	1,035	1,057	1,035	1,047	
1000	1,115	1,049	1,047	1,049	1,052	

In Abbildung 3 ist zu erkennen, dass bei externer Exposition mit Photonen der Energie > 30 keV und Strahlungseinfall von vorne die Messgrößen $H^*(10)$ und $H_p(10)$ eine gute konservative Abschätzung der Organdosis der Augenlinse liefern, während sie bei niedrigeren Energien die Augenlinsendosis unterschätzen.

Die Messgrößen $H'(0,07, 0^\circ)$ und $H_p(0,07)$ (bei Kalibrierung auf einem ISO-Quader-Wasser-Phantom, im Folgenden kurz Quader-Phantom genannt) liefern im gesamten betrachteten Energiebereich der Photonen eine konservative Abschätzung der Organdosis der Augenlinse, wobei sie allerdings bei Photonenenergien < 20 keV die Augenlinsendosis erheblich überschätzen.

Die Personendosis-Messgröße für die Teilkörperdosimetrie $H_p(0,07)$ (mit Kalibrierung des Teilkörperdosimeters auf dem ISO-Stab-Phantom) unterschätzt dagegen die Organdosis der Augenlinse im Energiebereich 30 keV bis 300 keV um bis zu 27 %.

¹ Als Wert der Organdosis der Augenlinse wurde hier der Mittelwert aus den Daten für die Augenlinse aus ICRU-Report 57 (ICRU 1998) und den Daten mit den Voxelpantomen Rex und Regina (Schlatzl et al. 2007) genommen (s. Tab. 1).

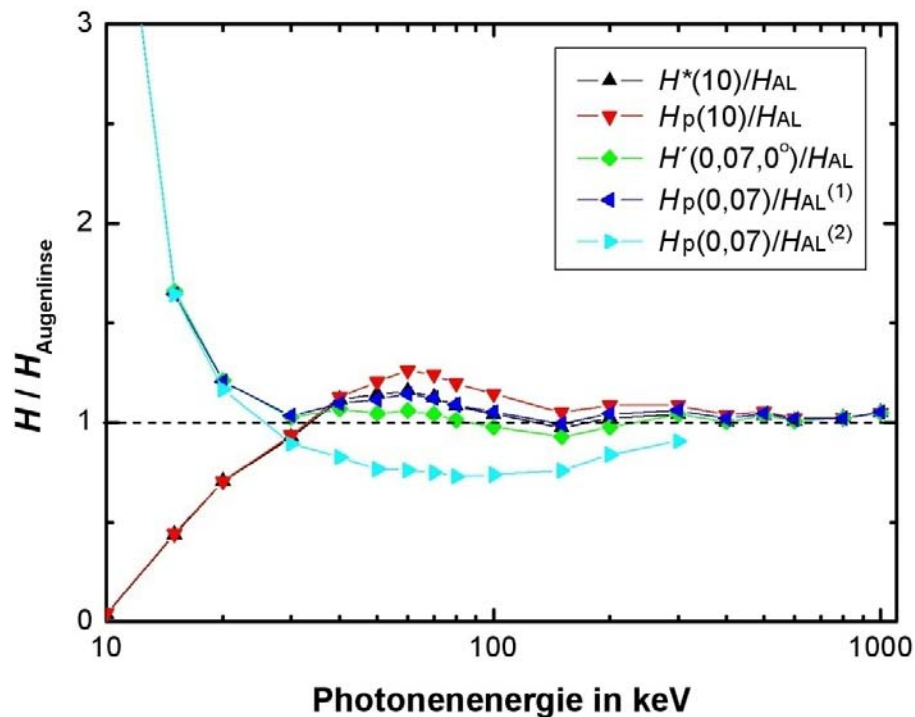


Abb. 3: Verhältnis der Messgrößen $H^*(10)$, $H_p(10)$, $H'(0,07,0^\circ)$ und $H_p(0,07)$ zur Organendosis der Augenlinse $H_{\text{Augenlinse}} (H_{\text{AL}})$ (Mittelwert aus Daten mit den verschiedenen anthropomorphen Phantomen) in monoenergetischen Photonenfeldern bei Bestrahlung von vorne (AP) (ICRU 1998)).

⁽¹⁾ $H_p(0,07)$ auf einem Quader-Phantom (ICRU 1998)

⁽²⁾ $H_p(0,07)$ auf einem Stab-Phantom (ISO 1999)

Alle obigen Aussagen gelten für eine Exposition des Auges aus dem vorderen Halbraum. Bei einer Exposition des Kopfes von hinten oder von der Seite wird ein Dosimeter, das an der Frontseite getragen wird und auf einem Quaderphantom in Einheiten von $H_p(10)$ bzw. $H_p(0,07)$ kalibriert ist, die Augenlinsendosis nicht korrekt abschätzen, da das Kalibrierphantom (Quader-Phantom) erheblich von einer Kopfform abweicht (s. Ferrari et al. 2007).

Im Folgenden wird zusätzlich die realistische Situation betrachtet, dass bei einer diagnostischen Untersuchung mit Röntgenstrahlen eine Exposition durch das Streustrahlungsfeld erfolgt, das durch den Körper eines zu untersuchenden Patienten hervorgerufen wird.

Dabei wird eine Situation simuliert, in der Röntgenstrahlung mit der Feldgröße 40 cm x 40 cm senkrecht auf ein ausgedehntes ebenes Phantom (hier ein Wasser-Phantom, das sich jedoch in Bezug auf die Streustrahlung kaum von einem Gewebe-Phantom unterscheidet) trifft und die Streustrahlung unter 135° zur Einfallsrichtung ein menschliches Auge exponiert.

Die Fluenzspektren der Streustrahlung für primäre Röntgenstrahlung von 30 kV, 50 kV, 70 kV, 90 kV, 120 kV und 150 kV wurden von H.-M. Kramer (PTB) berechnet (Kramer 2008), die Energieabsorptionskoeffizienten μ_{en}/ρ zur Umrechnung der Photonenfluenz in Luftkerma der Datenbank des National Institute of Standards and Technology (NIST) (Hubbell und Seltzer 2004) entnommen und die in Tabelle 1 angegebenen Daten der Konversionskoeffizienten für die Augenlinse und die Messgrößen verwendet. Bei $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ wurden die Konversionskoeffizienten aus ICRU-Report 57 für das Quader-Phantom verwendet (ICRU 1998) und bei $H_p(3)$ die aus der Publikation von Ferrari et al. (2007).

Abbildung 4 ist die graphische Darstellung der Werte der Tab. 3. Die Messgröße $H_p(3)$ ist in Abbildung 4 nicht dargestellt, weil sich ihre Werte hier kaum von den Werten für $H_p(0,07)$ unterscheiden. Die Tabellen 3 und 4 sowie Abbildung 4 zeigen auch, dass bei diesen

Streustrahlungsfeldern die Messgröße $H'(0,07, 0^\circ)$ bzw. $H_p(0,07)$ (bei Kalibrierung des Dosimeters auf dem Quader-Phantom) eine konservative Abschätzung für die Augenlinsendosis liefert, während die Messgröße $H_p(10)$ erwartungsgemäß bei niedrigen Photonenenergien (< 90 kV) die Augenlinsendosis nicht mehr konservativ abschätzt.

Tab. 3: Konversionskoeffizienten H/K_a für die Augenlinse und verschiedene Messgrößen für Streustrahlungsfelder von Röntgenstrahlungen verschiedener Strahlenqualität (Kramer 2008).

Röhren- spannung in kV	$H_{\text{Augenlinse}}/K_a$ in Sv/Gy		$H^*(10)/K_a$	$H_p(10)/K_a$	$H_p(3)/K_a$	$H'(0,07,0^\circ)/K_a$	$H_p(0,07)/K_a$
	AP		in Sv/Gy	in Sv/Gy	in Sv/Gy	in Sv/Gy	in Sv/Gy
	(Rex, Regina) _{max}	(ICRP 74)					
30	1,007	0,998	0,721	0,726	1,012	1,093	1,092
50	1,152	1,164	0,998	1,008	1,194	1,195	1,204
70	1,239	1,222	1,165	1,185	1,306	1,271	1,294
90	1,299	1,256	1,276	1,312	1,380	1,348	1,364
120	1,353	1,297	1,375	1,428	1,444	1,390	1,431
150	1,401	1,344	1,465	1,536	1,499	1,417	1,494

Insgesamt besteht in Photonenfeldern deshalb keine Notwendigkeit, für den besonderen Fall der Augenlinsenüberwachung die spezielle Messgröße $H_p(3)$ zusätzlich einzuführen. Allerdings ist zu beachten, dass für die Messgröße $H_p(0,07)$ ein Dosimeter, das auf einem Quader-Phantom kalibriert wurde, zur Anwendung kommen sollte. Das wäre eine Änderung der bisherigen in Deutschland üblichen Praxis, Dosimeter für die Messgröße $H_p(0,07)$ nicht auf dem Quader-Phantom zu kalibrieren und auch keine Bauartprüfungen für derartige Dosimeter durchzuführen, bzw. Bauartzulassungen zur Eichung zu erteilen.

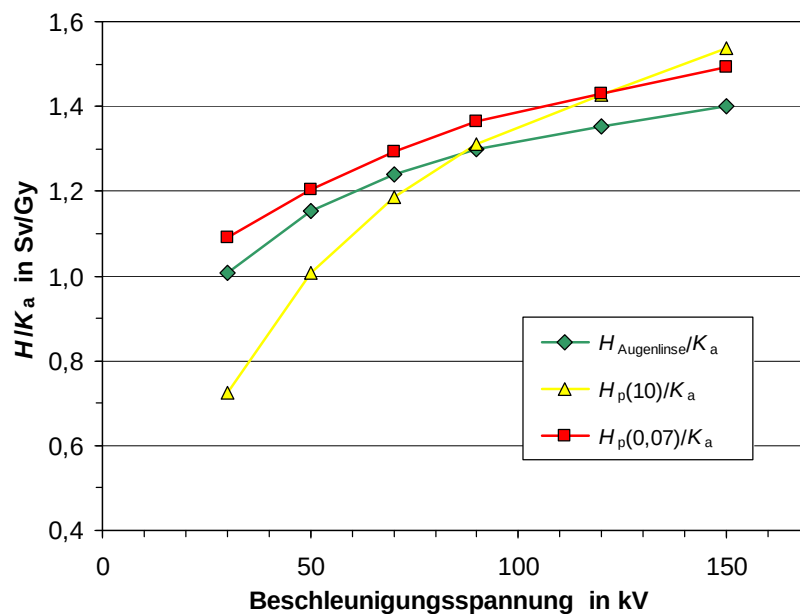


Abb. 4: Konversionskoeffizienten $H_{\text{Augenlinse}}/K_a$, $H_p(10)/K_a$ und $H_p(0,07)/K_a$ (ISO-Quader-Phantom) für Streustrahlungsfelder von Röntgenstrahlungen verschiedener Strahlenqualität bei Exposition des Auges von vorne (AP) (Kramer 2008).

Tab. 4: Verhältnis der Konversionskoeffizienten für die verschiedenen Messgrößen zu den für die Dosis der Augenlinse für Streustrahlungsfelder von Röntgenstrahlungen verschiedener Strahlenqualität (Kramer 2008).

Röhrenspannung in kV	$H^*(10)/H_{\text{Augenlinse}}$ in Sv/Gy	$H_p(10)/H_{\text{Augenlinse}}$ in Sv/Gy	$H'(0,07, 0^\circ)/H_{\text{Augenlinse}}$ in Sv/Gy	$H_p(0,07)/H_{\text{Augenlinse}}$ in Sv/Gy
30	0,716	0,721	1,085	1,084
50	0,866	0,875	1,037	1,045
70	0,940	0,956	1,026	1,044
90	0,982	1,010	1,020	1,050
120	1,016	1,055	1,014	1,058
150	1,046	1,096	1,013	1,066

In diesem Zusammenhang muss darauf hingewiesen werden, dass auch ein Teilkörperdosimeter, das auf einem Finger-Phantom in Einheiten von $H_p(0,07)$ kalibriert wurde, eine konservative Abschätzung der Augenlinsendosis liefern kann, und zwar dann, wenn das Dosimeter für die vom Phantom bzw. dem Kopf zurück gestreuten Photonen das gleiche (oder ein größeres) Ansprechvermögen besitzt wie für die von vorn einfallenden Photonen. Diese Möglichkeit wurde in Deutschland gelegentlich genutzt, um mit einem zugelassenen Teilkörperdosimeter, das am Kopf befestigt wurde, die Augenlinsendosis zu ermitteln.

3 Exposition der Augenlinse durch Beta-Strahlung

Beta-Teilchen (Elektronen) mit Energien < 3 MeV sind eine Strahlung mit relativ kurzer Reichweite in Gewebe (Strahlung mit geringer Eindringtiefe) (s. Abb. 5). Bei externer Exposition konzentriert sich die auf das Gewebe übertragene Dosis auf den Bereich nahe der Gewebeoberfläche. Elektronen mit Energien $< 0,7$ MeV haben eine Reichweite < 3 mm und tragen deshalb praktisch nicht zur Augenlinsendosis bei.

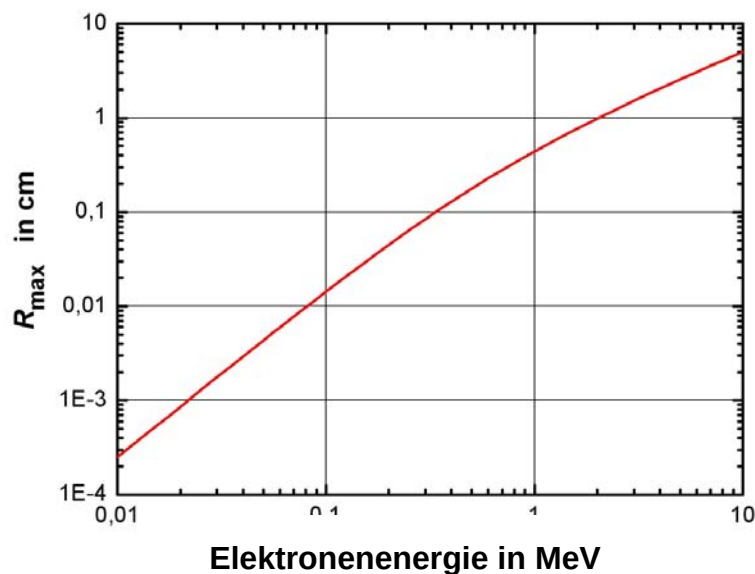


Abb. 5: Maximale Reichweite R_{max} von Elektronen in Weichteilgewebe als Funktion der Energie der Elektronen (Berger 2005s)

Die Augenlinse ist ein kleines Gewebeteil im Auge und erst recht sehr klein bezogen auf den menschlichen Körper. Wie schon bei den niederenergetischen Photonen bemerkt, hängen die Daten für die Augenlinse (Augenlinsendosis, Konversionskoeffizienten) von der Geometrie des Auges ab, die man den Rechnungen zugrunde legt. Die Daten für die Augenlinse aus ICRU-Report 57 stammen von F. W. Schultz und J. Zoetelief (1996). Neue Daten für die Augenlinse wurden von M. Zankl, Helmholtz Zentrum München (2008) für das von der ICRP empfohlene Referenz-Voxel-Phantom berechnet (s. Abb. 6). Die Daten zeigen eine erhebliche Abhängigkeit der Konversionskoeffizienten von dem gewählten Phantom (Rex oder Regina). Die beiden Phantome unterscheiden sich in der Voxelanordnung im Bereich des Auges, die dazu führt, dass die simulierte Augenlinse in unterschiedlicher Tiefe angeordnet ist. Das hat zur Folge, dass sich die Augenlinsendosen bei Beta-Energien < 3 MeV stark unterscheiden.

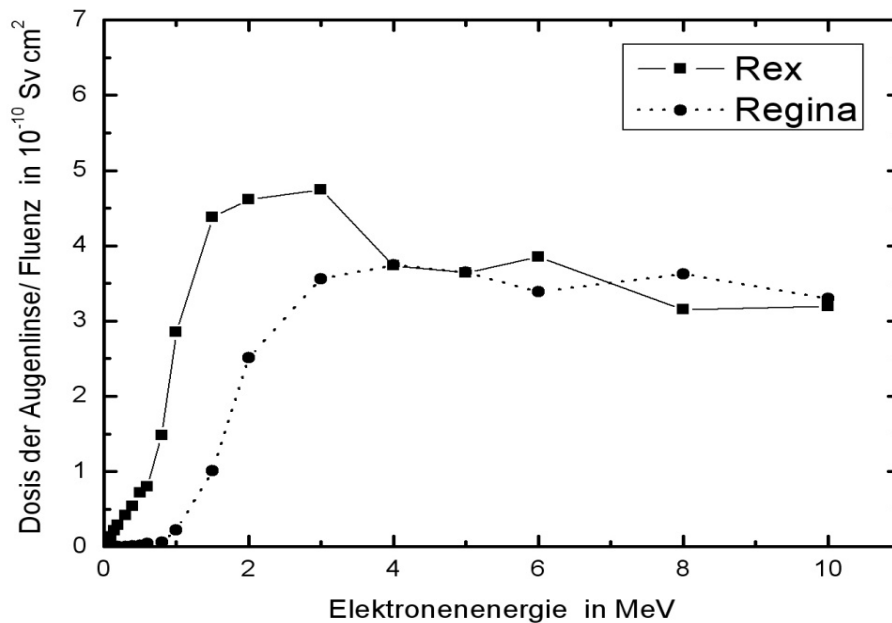


Abb. 6: Konversionskoeffizienten $H_{\text{Augenlinse}}/\Phi$ für monoenergetische Elektronen, berechnet mit den Voxel-Phantomen Rex (durchgezogene Linie) und Regina (gestrichelte Linie). Φ Fluenz der senkrecht einfallenden Elektronen (vorläufige Daten von Zankl 2008)

Die oben angeführten Rechnungen beziehen sich immer auf die über die gesamte Augenlinse gemittelte Dosis. Diese Vorgehensweise wurde auch für die epidemiologischen Studien verwendet (SSK 2009).

In einer kürzlich von R. Behrens, G. Dietze und M. Zankl publizierten Arbeit (Behrens et al. 2009) wird das Auge sehr viel realistischer simuliert und die mittlere Dosis in verschiedenen Teilbereichen der Augenlinse berechnet. Abbildung 7 zeigt Konversionskoeffizienten für die verschiedenen Bereiche. Insbesondere für Elektronenenergien zwischen 1 MeV und 4 MeV ergeben sich signifikante Unterschiede.

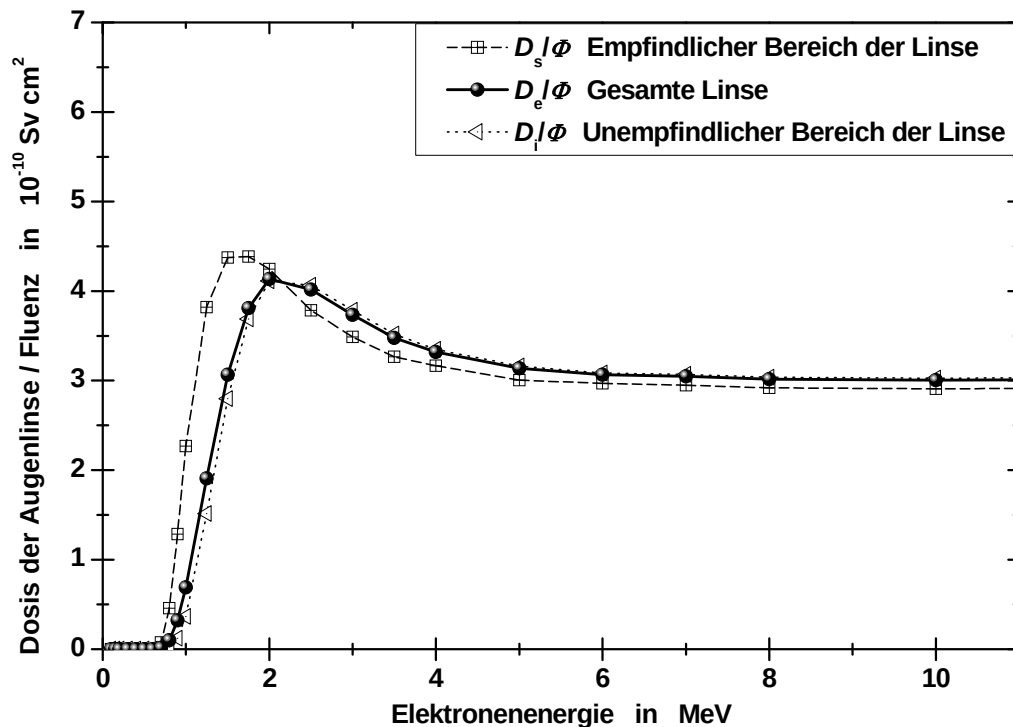


Abb. 7: Konversionskoeffizienten $D_{\text{Augenlinse}}/\Phi$ für monoenergetische Elektronen (dem Wert nach gleich $H_{\text{Augenlinse}}/\Phi$), berechnet mit einem realistischen Modell des Auges für verschiedene Bereiche der Augenlinse (Daten aus Behrens et al. 2009). Φ Fluenz der senkrecht einfallenden Elektronen

Abbildung 8 zeigt die Konversionskoeffizienten für $H'(0,07, 0^\circ)$, $H'(3, 0^\circ)$ und $H^*(10)$, die die Äquivalentdosis in den verschiedenen Tiefen (0,07 mm, 3 mm und 10 mm) des ICRU-Kugel-Phantoms charakterisieren, und die Daten für die Augenlinsendosis aus ICRU-Report 57 (ICRU 1998).

In der Praxis des Strahlenschutzes ist jedoch monoenergetische Elektronenstrahlung von geringer Bedeutung. Normalerweise resultiert die Exposition durch Beta-Strahlung aus Radionuklidquellen.

Während zahlreiche Radionuklide nur Beta-Strahlung mit Energien kleiner als 1,3 MeV emittieren, gibt es andere mit Beta-Strahlung höherer Energie (z. B. Rb-88, Zn-62/Cu-62, Ru-106/Rh-106 etc.).

Als typische Beispiele wurden die Beta-Spektren der Radionuklide von Re-186, P-32 und Ru-106/Rh-106 betrachtet² (s. Abb. 9) und mittlere Konversionskoeffizienten für die Organdosis der Augenlinse, für $H'(0,07, 0^\circ)$ sowie $H'(3, 0^\circ)$ berechnet (s. Tabelle 5) (Behrens 2009). In diesen Werten sind auch die Beiträge zur Dosis und zur Fluenz durch die Photonenemission aus den Radionukliden berücksichtigt. Bei den Berechnungen wurden Punktquellen angenommen, die sich in Luft auf der zentralen Achse in 50 cm Abstand von der Augenlinse befinden. Die Werte für $H_p(0,07)$ bzw. $H_p(3)$ unterscheiden sich kaum von den Werten für $H'(0,07, 0^\circ)$ bzw. $H'(3, 0^\circ)$, so dass auf ihre Betrachtung hier verzichtet wird.

² Radionuklide mit $E_{\text{Beta,max}} < 0,7$ MeV, wie z. B. I-131, brauchen nicht betrachtet zu werden.

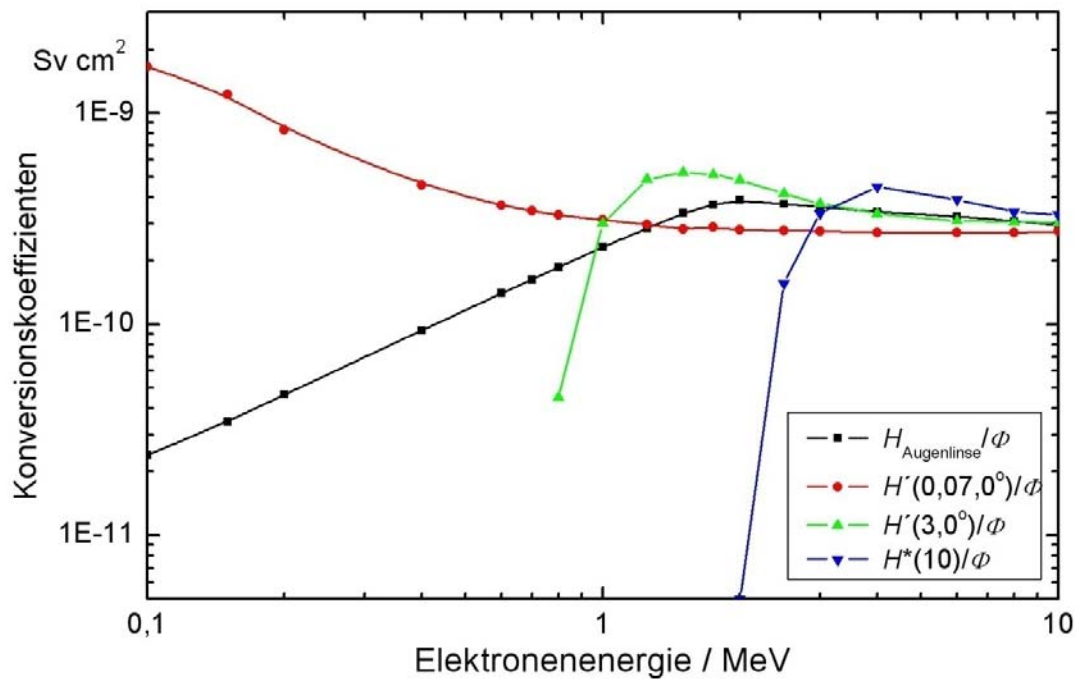


Abb. 8: Konversionskoeffizienten $H_{\text{Augenlinse}}/\Phi$, $H'(0,07, 0^\circ)/\Phi$, $H'(3, 0^\circ)/\Phi$ und $H^*(10)/\Phi$ für monoenergetische Elektronen. Φ Fluenz der einfallenden Elektronen (ICRP 1996).

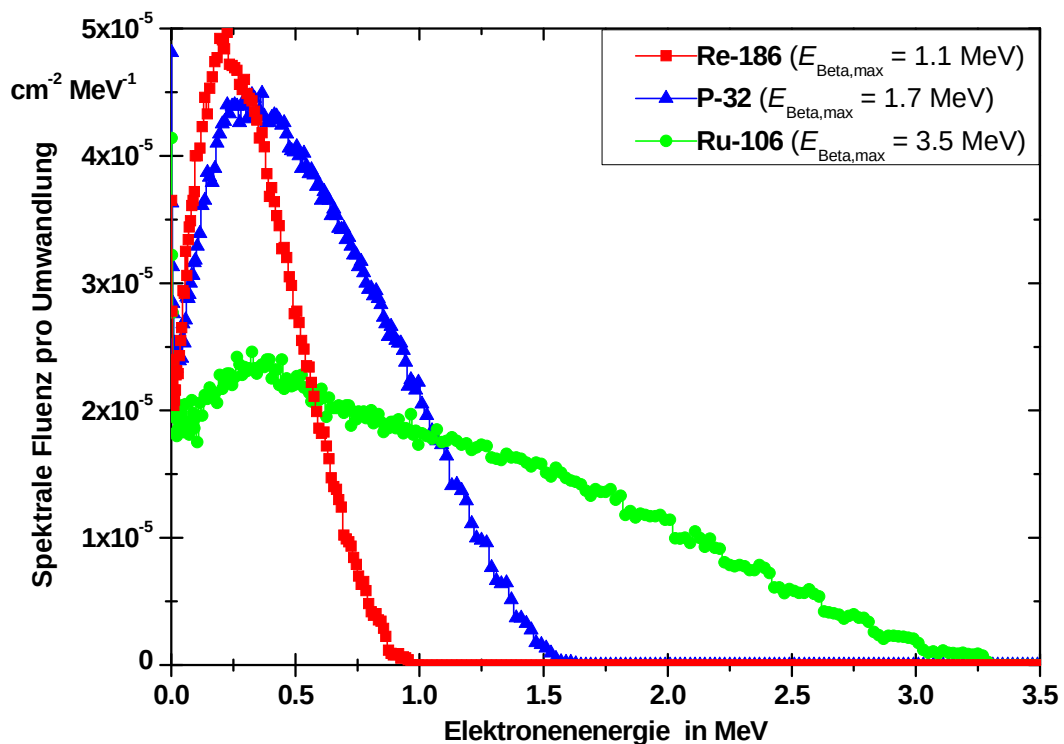


Abb. 9: Beta-Spektren von Re-186, P-32 und Ru-106/Rh-106 (Spektren von Punktquellen hinter 50 cm Luft und berechnet mit EGSnrc ausgehend von den theoretischen Beta-Spektren der Nuklide (Behrens 2009)).

Tab. 5: *Mittlere Konversionskoeffizienten H/Φ für die Dosis der Augenlinse (empfindlicher Bereich) und für verschiedene Messgrößen für die Strahlung der Radionuklide Re-186, P-32, Y-90 und Ru-106/Rh-106 (Beta- und Photonen-Strahlung; Radionuklidquelle im Abstand von 50 cm in Luft). Daten von Behrens 2009.*

Radionuklide	$E_{\max}$ in MeV	$H_{\text{Augenlinse}}/\Phi$ in Sv cm ²	$H'(0,07, 0^\circ)/\Phi$ in Sv cm ²	$H'(3, 0^\circ)/\Phi$ in Sv cm ²
Re-186	1,1	$1,6 \cdot 10^{-12}$	$4,5 \cdot 10^{-10}$	$1,5 \cdot 10^{-12}$
P-32	1,7	$6,0 \cdot 10^{-11}$	$4,8 \cdot 10^{-10}$	$7,5 \cdot 10^{-11}$
Y-90	2,3	$1,4 \cdot 10^{-10}$	$4,3 \cdot 10^{-10}$	$1,7 \cdot 10^{-10}$
Ru-106/Rh-106	3,5	$1,6 \cdot 10^{-10}$	$3,0 \cdot 10^{-10}$	$1,9 \cdot 10^{-10}$

Offensichtlich ist für Radionuklide der mittlere Konversionskoeffizient für die Messgröße $H'(0,07, 0^\circ)$ teilweise erheblich größer als der für die Dosis der Augenlinse. Diese Messgröße liefert damit zwar immer eine konservative Abschätzung der Augenlinsendosis, allerdings entspricht der Wert von $H'(3, 0^\circ)$ sehr viel genauer dem Wert der Augenlinsendosis (empfindlicher Bereich) als der von $H'(0,07, 0^\circ)$. Dabei ist für die betrachteten Radionuklide, bei denen der Beitrag der Beta-Strahlung zur Dosis der Augenlinse wesentlich ist, $H'(3, 0^\circ)$ konservativ oder angenähert gleich der Augenlinsendosis.

Daten für $H^*(10)$ bzw. $H_p(10)$ werden hier nicht angegeben, da im relevanten Beta-Energiebereich diese Messgrößen nicht geeignet sind.

Da die oben betrachteten Radionuklide durchaus als repräsentativ angesehen werden können für Radionuklide, die Beta-Strahlung mit Energien $> 0,7$ MeV emittieren (s. Cross et al. 1983), liefert die Messgröße $H'(0,07, \infty)$ bei derartigen Beta-Strahlern stets eine konservative Abschätzung der Organdosis der Augenlinse. Ebenso wie für die betrachtete Ortsdosis-Messgröße gilt dies auch für die Personendosis-Messgröße $H_p(0,07)$, da die Konversionskoeffizienten gleich groß sind.

Aus Tabelle 5 kann man ableiten, dass das Verhältnis von $H'(0,07, 0^\circ)$ zu $H'(3, 0^\circ)$ für große Beta-Energien kleiner als 2 wird. Dieser Wert ist erheblich niedriger als die in SSK-Band 43, Abschnitt 5.4.3 angegebenen Werte für eine unendlich ausgedehnte Flächenquelle in 60 cm Abstand oder für eine Exposition aus einer halbumendlich ausgedehnten Wolke.

Für den hier zu betrachtenden Fall einer beruflichen Strahlenexposition des Auges durch Beta-Strahlung sind die Expositionsszenarien aus dem SSK-Band 43 allerdings nicht sehr realistisch, da das dort angewendete Szenario einer unendlich ausgedehnten Quelle für Beta-Strahlung keine Rolle spielt. Hier sollte man von einer Exposition beim Umgang mit einer räumlich begrenzten Radionuklidquelle ausgehen und auch die reale Expositionssituation berücksichtigen. Darauf beziehen sich die in Tabelle 5 angegebenen Daten.

In jedem Fall kann aufgrund der nun vorliegenden neuen Daten die Argumentation in Abschnitt 5.4.3 des SSK-Bandes 43 (SSK 2006), dass für Beta-Strahlung der Grenzwert der Augenlinsendosis von 150 mSv für beruflich strahlenexponierte Erwachsene sicher eingehalten wird, wenn der Grenzwert der lokalen Hautdosis von 500 mSv eingehalten wird, nicht mehr aufrechterhalten werden.

Literatur

- Behrens et al. 2009 Behrens, R.; Dietze, G.; Zankl, M.: Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens. *Phys. Med. Biol.* 54, 4069-4087, 2009 und Corrigendum in *Phys. Med. Biol.* 55, 3937-3945, 2009
- Behrens und Dietze 2010 Behrens, R.; Dietze, G.: Monitoring the eye lens: Which dose quantity is adequate? *Phys. Med. Biol.* 55, 4047-4062, 2010
- Behrens 2009 Behrens, R.: Persönliche Mitteilung, 2009
- Berger et al. 2008 Berger, M.J.; Coursey, J.S.; Zucker, M.A.; Chang, J.: ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer Programs for Calculating Stopping-Power and Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions (version 1.2.3). National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 2005. Online Available: <http://physics.nist.gov/Star> [2008, September 5]
- Chodick et al. 2008 Chodick, G.; Bekiroglu, N.; Hauptmann, M.; Alexander, B.H.; Freedman, D.M.; Doody, M. M.; Cheung, L. C.; Simon, S. L.; Weinstock, R. M.; Bouville, A.; Sigurdson, A. J.: Risk of Cataract after Exposure to Low Doses of Ionizing Radiation: A 20-Year Prospective Cohort Study among US Radiologic Technologists. *Am. J. Epidemiol.* 168, 620-631, 2008
- Cross et al. 1982 Cross, W. G.; Ing, H.; Freedman, N. O.; Mainville, J.: Tables of Beta Ray Dose Distributions in Water, Air and Other Media. AECL-7617, Atomic Energy of Canada Ltd., Chalk River, Canada, 1982
- Cross et al. 1983 Cross, W. G.; Ing, H.; Freedman, N. O.: A short atlas of beta-ray spectra. *Phys. Med. Biol.* 28(11), 1251-1260, 1983
- Ferrari et al. 2007 Ferrari, P.; Gualdrini, G.; Bedogni, R.; Fantuzzi, E.; Monteventi, F.; Morelli, B.: Personal Dosimetry in Terms of $H_p(3)$: Monte Carlo and Experimental Studies. *Radiat. Prot. Dosim.* 125(1-4), 145-148, 2007
- Graw 2003 Graw, J.: The genetic and molecular basis of congenital eye defects. *Nature Rev. Genet.* 4, 876-88, 2003
- Hubbell und Seltzer 2004 Hubbell, J. H.; Seltzer, S. M.: Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4). National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 2004. Online Available: <http://physics.nist.gov/xaamdi>, 2009, July 20
- ICRP 1991 International Commission on Radiological Protection (ICRP): 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Annals of ICRP* 21 (1-3), 1991
- ICRP 1996 International Commission on Radiological Protection (ICRP): Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74, *Annals of ICRP* 26 (3/4), 1996

- ICRP 2008 International Commission on Radiological Protection (ICRP): The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Annals of ICRP 37 (2-4), 2008
- ICRU 1985 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources. ICRU Report 39, ICRU Bethesda, Maryland, 1985
- ICRU 1998 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU): Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. ICRU Report 57, ICRU Bethesda, Maryland, 1998
- ISO 1999 International Organisation of Standardisation (ISO): X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. ISO 4037-3, International Organisation for Standardisation, Genf, 1999
- Kramer 2008 Kramer, H.-M.: Private Mitteilung, 2008
- Schlattl et al. 2007 Schlattl, H.; Zankl, M.; Petoussi-Henss, N.: Organ dose conversion coefficients for voxel models of the reference male and female from idealized photon exposures. Phys. Med. Biol. 52, 2123-2145, 2007
- Schultz und Zoetelief 1996 Schultz, F. W.; Zoetelief, J.: Organ and effective doses in the male -Phantom ADAM exposed in AP direction to broad unidirectional beams of monoenergetic electrons. Health Phys. 70(4), 498-504, 1996
- SSK 2006 Strahlenschutzkommission (SSK): Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition. SSK-Band 43, 2. überarbeitete Auflage, Hoffmann GmbH - Fachverlag, Berlin, 2006
- SSK 2009 Strahlenschutzkommission (SSK): Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Strahleninduzierte Katarakte. Verabschiedet in der 234. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 14. Mai 2009, 2009
- Worgul et al. 2007 Worgul, B. V.; Kundiyeu, Y. I.; Sergiyenko, N. M.; Chumak, V. V.; Vitte, P. M.; Medvedovsky, C.; Bakhanova, E. V.; Junk, A. K.; Kyrychenko, O. Y.; Musijachenko, N. V.; Shylo, S. A.; Vitte, O. P.; Xu, S.; Xuef, X.; Shore, R. E.: Cataracts among Chernobyl Clean-up Workers: Implications Regarding Permissible Eye Exposures. Rad. Res. 167, 223-243, 2007
- Zankl 2008 Zankl, M.: Persönliche Mitteilung, Helmholtz Zentrum München, 2008