

Exposition der Augenlinse des Untersuchers und Effizienz der Strahlenschutzmittel bei fluoroskopischen Interventionen

Exposition of the Operator's Eye Lens and Efficacy of Radiation Shielding in Fluoroscopically Guided Interventions

Autoren

M. Galster¹, C. Guhl², M. Uder³, R. Adamus¹

Institute

¹ Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Klinikum Nürnberg-Nord, Nürnberg

² Institut für Medizinische Physik, Klinikum Nürnberg

³ Radiologisches Institut, Universität Erlangen

Key words

- eye lens dose
- interventional radiology
- radiation shielding
- lead glass goggles

Zusammenfassung



Ziel: Effizienz der Strahlenschutzmittel bezüglich der Augenlinsendosis des Untersuchers bei fluoroskopischen Interventionen.

Material und Methoden: Ein Patientenphantom wurde an einer DSA-Anlage exponiert. Dosismessungen erfolgten mittels Ionisationskammer in Augenposition des Untersuchers. Die Messungen imitierten fluoroskopische Interventionen, wobei die Reduktion der Streustrahlung durch den tischmontierten Strahlenschutz (Untertisch-Vorhang und Übertisch-Aufsatz) beurteilt wurde. Die Effizienz der deckenmontierten Bleiacrylglasplatte wurde im Streustrahlungsfeld eines Quaderphantoms bestimmt. Die Schutzwirkung verschiedener Bleiglasbrillen und Bleiacrylglasvisiere wurde durch Thermolumineszenzdosimetrie an einem Kopfphantom in Direktstrahlung evaluiert.

Ergebnisse: Die Exposition der Linse bei radiologischen Untersuchungen von ca. 110–550 μ Sv wird durch den Untertisch-Vorhang nur gering reduziert. Durch Vorhang plus Aufsatz kann die Linsendosis bei Interventionen am Abdomen in PA-Projektion etwa um den Faktor 2 reduziert werden. In 25°-LAO ergibt sich ein Reduktionsfaktor zwischen 1,2 und 5. Die AP-Projektion ergibt die höchsten Dosiswerte, auch ist die Wirkung des tischmontierten Strahlenschutzes minimal. Die deckenmontierte Bleiacrylglasplatte reduziert die Linsendosis bei optimaler Positionierung etwa um den Faktor 30. Die Bleiglasbrillen und -visiere reduzieren die Linsendosis maximal um den Faktor 8–10. Je nach Design der untersuchten Modelle ist die Schutzwirkung geringer, insbesondere für Strahlungen am Kopfphantom aus laterokaudaler Richtung. Teils werden sogar Erhöhungen der Linsendosis durch die Visiere beobachtet.

Schlussfolgerung: Die Exposition der Augenlinse kann bei konsequenter Anwendung der Strahlenschutzmittel auch unterhalb der neuen Grenzwerte der ICRP gehalten werden.

Abstract



Purpose: Efficacy of radiation protection tools for the eye lens dose of the radiologist in fluoroscopic interventions.

Materials and Methods: A patient phantom was exposed using a fluoroscopic system. Dose measurements were made at the eye location of the radiologist using an ionization chamber. The setting followed typical fluoroscopic interventions. The reduction of scattered radiation by the equipment-mounted shielding (undercouch drapes and overcouch top) was evaluated. The ceiling-suspended lead acrylic glass screen was tested in scattered radiation generated by a slab phantom. The protective properties of different lead glass goggles and lead acrylic visors were evaluated by thermoluminescence measurements on a head phantom in the primary beam.

Results: The exposition of the lens of about 110 to 550 μ Sv during radiologic interventions is only slightly reduced by the undercouch drapes. Applying the top in addition to the drapes reduces the lens dose by a factor of 2 for PA projections. In 25° LAO the dose is reduced by a factor between 1.2 and 5. The highest doses were measured for AP angulations furthermore the efficacy of the equipment-mounted shielding is minimal. The ceiling-suspended lead screen reduced scatter by a factor of about 30. The lead glass goggles and visors reduced the lens dose up to a factor of 8 to 10. Depending on the specific design, the tested models are less effective especially for radiation from lateral with cranial angulation of the beam. Occasionally the visors even caused an increase of dose.

Conclusion: The exposition of the eye lens can be kept below the new occupational limit recommended by the ICRP if the radiation shielding equipment is used consistently.

eingereicht 10.8.2012
akzeptiert 21.12.2012

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0032-1330728>
Online-Publikation: 25.2.2013
Fortschr Röntgenstr 2013; 185: 474–481 © Georg Thieme
Verlag KG Stuttgart · New York ·
ISSN 1438-9029

Korrespondenzadresse

Marco Galster
Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie,
Klinikum Nürnberg-Nord
Prof.-Ernst-Nathan-Str. 1
90419 Nürnberg
Tel.: ++49/9 11/3 98 25 40
Fax: ++49/9 11/3 98 20 73
Marco.Galster@klinikum-nuernberg.de

Einleitung

Interventionelle radiologische Verfahren sind klinisch etabliert und verzeichnen seit Jahren steigende Untersuchungszahlen [1, 2].

Das medizinische Personal, besonders der primäre Untersucher, ist während der Eingriffe durch die erforderliche Nähe zum Patienten der Streustrahlung ausgesetzt. Neue Erkenntnisse bezüglich einer strahlungsbedingten Induktion von Trübungen der Augenlinse bis hin zur Kataraktentstehung bereits nach Exposition mit nur 0,8 Gy rücken die Augenlinse des Untersuchers als Risikoorgan stärker in den Fokus der Diskussion [3, 4].

Ohne Verwendung geeigneter Strahlenschutzmaßnahmen ist von Linsendosen über 2 mSv während einer einzelnen Prozedur berichtet worden und es können Dosisleistungen von 10 mSv/h während der Durchleuchtung oder 50 mSv/h bei Aufnahmeserien überschritten werden [5, 6]. Die ICRP empfiehlt, den Grenzwert der Augenlinsendosis für beruflich strahlenexponierte Personen von 150 mSv/Jahr auf 20 mSv/Jahr gemittelt über 5 Jahre zu reduzieren, wobei 50 mSv in keinem Jahr überschritten werden sollten [7, 8]. Bei nicht optimierter Arbeitsweise ist eine Überschreitung dieser deutlich niedrigeren Grenzwerte jedoch zu befürchten. Vor diesem Hintergrund erlangen Strahlenschutzmaßnahmen eine besondere Bedeutung. In der vorliegenden Arbeit soll die Effizienz der geräteseitigen Strahlenschutzeinrichtungen und der personenbezogenen Strahlenschutz-ausrüstung anhand von Phantommessungen evaluiert werden und eine Abschätzung der Strahlenexposition der Augenlinse des primären Untersuchers bei ausgewählten fluoroskopischen Interventionen gegeben werden.

Material und Methoden

Die Messungen erfolgten an einer Angiografieeinheit (Artis zeego, Siemens, Erlangen, D). Der Flachdetektor der Anlage besitzt eine Bild diagonale von 48 cm. Es wurden Aufnahmeserien unter Einsatz der automatischen Belichtungskontrolle angefertigt, hierbei nutzen wir klinisch verwendete Untersuchungsprotokolle. Die spektrale Filterung der Nutzstrahlung erfolgte automatisiert durch die Anlage. Zur Erzeugung einer realistischen Streustrahlungsverteilung wurde ein anthropomorphes Patientenphantom verwendet (Alderson-Rando-Phantom, The Phantom Laboratory, Salem, NY), welches einem 175 cm großen Mann mit einem Gewicht von 73,5 kg entspricht. Adipöse Patienten wurden simuliert, indem zusätzlich eine 2 cm dicke Aluminiumplatte in den Strahlengang eingebracht wurde, die auf dem Untersuchungstisch unterhalb des Alderson-Phantoms platziert war bzw. neben dem Phantom bei seitlichem Strahlengang. Die Aufnahmespannung lag zwischen 67,4 kV und 76,4 kV für den PA-Strahlengang und zwischen 72,2 kV und 91,6 kV für seitliche Aufnahmen. Es wurde eine Zusatzfilterung von 0,1 mm Cu am Körperstamm und Kopf verwendet, für die 90°-RAO-Projektion des Abdomens des normgewichtigen Phantoms und den meisten Projektionen des dicken Patientenphantoms 0,0 mm Cu. Der Abstand zwischen Phantom und Detektor betrug 5–6 cm für die PA- und 25°-LAO/RAO-Projektionen, 9 cm für die 90°-RAO-Projektion und 10 cm für die AP-Projektion. Das Alderson-Phantom als Kopf-Torso-Phantom ergänzten wir zur Simulation angiografischer Untersuchungen der Beine mittels wasseräquivalenter Plattenphantome (Schichtdicke 18,5 cm für die Oberschenkel, 16,5 cm für die Unterschenkel). Die Schichtdicken sowohl der zur Variation der Patientendicke eingesetzten

Aluminiumplatte als auch der Beinphantome wurden so festgelegt, dass die resultierenden Aufnahmeparameter jeweils realen Untersuchungen entsprachen.

Als Ortsdosis-Messgerät diente eine Ionisationskammer (Röntgen-Gamma-Dosimeter, Herfurth GmbH, Hamburg, D.), welche vor jedem Einsatz gegen die Aktivität einer internen Strontium-Quelle kalibriert wurde. Die Kammer wurde in die Position des strahlungsnahen Untersucherauges gebracht. Die Messhöhe über dem Boden entsprach der Augenhöhe eines 180 cm großen Untersuchers (Augenhöhe 169 cm).

Ermittelt wurde die Photonäquivalentdosis H_x , welche sich in die Luftkerma K_a (Konversionsfaktor 0,876 Gy/Sv) und in die Teilkörperdosis $H_p(0,07)$ (Konversionsfaktor 1,134 bei Streustrahlung einer 70kV-Röntgenprimärstrahlung) [9, 10] umrechnen lässt. Die anatomisch sinnvollere, jedoch bei Photonenstrahlung wenig gebräuchliche $H_p(3)$ wurde nicht berücksichtigt [10]. Normiert wurden die Dosiswerte jeweils auf das während der Messung applizierte Dosisflächenprodukt DFP, welches durch das in der Anlage integrierte Dosisflächenprodukt-Messgerät bestimmt wurde. Für eine gegebene Untersuchungsgeometrie mit konstantem Abstand von der Strahlenquelle, Röhrenangulation und Strahlenqualität verhalten sich die gemessene Streustrahlung und das applizierte DFP proportional zueinander [11]. DFP-normierte Streustrahlungsmessungen ermöglichen daher, die Effekte von Strahlenschutzmaßnahmen zu beurteilen, falls die übrigen Parameter der Messanordnung konstant gehalten werden. Die DFP-normierten Dosiswerte (Quotient $H_p[0,07]/DFP$) werden nachfolgend als Scatter-Faktor bezeichnet [12].

Die Messanordnung imitierte typische fluoroskopische Interventionen. Die Untersucherposition orientierte sich an dem üblicherweise verwendeten Gefäßzugang über die rechte Leiste. Für Eingriffe an den Gallenwegen (PTCD) wurde ein transkostaler Zugang von rechts zugrunde gelegt. Für die TIPSS-Anlage ein jugulärer Zugang von rechts. Die Messungen am Beinphantom erfolgten in der klinisch meist verwendeten PA-Projektion.

Es erfolgten jeweils Messungen ohne und mit geräteseitiger Strahlenschutzeinrichtung, wobei entweder ein seitlicher Untertisch-Bleivorhang alleine verwendet wurde oder das gesamte tischmontierte Schutzsystem bestehend aus Untertisch-Vorhang und Übertisch-Aufsatz (beide mit einem Bleigleichwert BGW von 0,5 mm, Fa. Kenex, Harlow, Eng.).

Die Effizienz der deckenmontierten Bleiacrylglascheibe (BGW 0,5 mm, Fa. Mavig, München, D) wurde durch Messungen in Streustrahlung bestimmt, hierzu wurden wasseräquivalente Quaderphantome der Schichtdicke von 20 und 30 cm bestrahlt (Röhrenspannung 63,8 kV bzw. 82 kV). Die Messungen erfolgten lateral der Platten in 90°-Streustrahlung mittels Ionisationskammer.

Die Schutzwirkung von Bleiglasbrillen wurde durch gesonderte Messungen mittels LiF-Thermolumineszenzdosimetern (Harshaw TLD 100 rods, Thermo Fisher Scientific) bestimmt. Die TLDs wurden an einem Kopfphantom innerhalb einer Halterung im Bereich der Kornea beider Augen platziert. Anschließend wurde der Aufbau aus verschiedenen, für die Praxis relevanten Winkeln bestrahlt. Wir nutzen hierfür vorwiegend Primärstrahlung, da nur so für jede Einzelmessung eine ausreichende Exposition der TLDs erreicht werden konnte. Der Messbereich lag mit 7–200 mGy ca. um den Faktor 10^2 bis 3×10^3 über dem Leerwert. Insgesamt 4 verschiedene Modelle wurden vermessen, 2 Bleiglasbrillen mit Seitenschutz (Modell BR124, Fa. Mavig, München, BGW 0,5 mm; Modell GL3523, MD McCauley Co. Inc., Ontario, CA USA, BGW von 0,75 mm frontal, 0,5 mm Seitenschutz) und 2 großflächigere Bleiacrylglasvisiere (BRV 500 und BRV 501, Fa. Mavig, München,



Abb. 1 Messaufbau mit Alderson-Phantom im PA-Strahlengang. Das tischmontierte Strahlenschutzsystem aus Untertisch-Vorhang und Übertisch-Aufsatz (BGW jeweils 0,5 mm) sind im Einsatz. Rechts oben am Bildrand (Pfeil) die Ionisationskammer in Augenposition des Untersuchers bei femoralem Zugang.

BGW je 0,1 mm). Aus den DFP-normierten Dosiswerten der Messungen ohne und mit Strahlenschutzbrille wurde die Schutzwirkung bestimmt. Der Sensor der Belichtungskontrolle wurde so positioniert, dass die Messungen jeweils mit vergleichbaren Aufnahmeparametern erfolgten. Die TLDs wurden am Tag der Bestrahlung mit einem System der Firma Filmel ausgewertet (LTM-Reader, Fa. Filmel, Fontenay aux Roses, Fr). Das für einzelne TLD-Elemente normalerweise etwas unterschiedliche Dosis-Anspruchverhalten wurde durch Korrekturfaktoren berücksichtigt, welche sich aus den Ergebnissen einer homogenen Bestrahlung der TLDs in einem Irradiator ergaben.

Bezüglich der Energie- und Winkelabhängigkeit der Messungen ist von einem Zusatzfehler von ca. 10% auszugehen. Wiederholungen des Messaufbaus zur Fehlerabschätzung unter Verwendung des Alderson-Phantoms ergaben eine Standardabweichung von 5,2% des Mittelwerts der Einzelmessungen. Insgesamt ist davon auszugehen, dass statistisch auftretende Messfehler zum Beispiel durch Quantenrauschen einen geringeren Einfluss auf die Messergebnisse besitzen als Ungenauigkeiten des Messaufbaus. Zur Abschätzung der Linsendosis verschiedener Interventionen nutzten wir DFP-Daten der radiologischen Institute des Klinikums Nürnberg Nord aus den Jahren 2007–2010 und der Universität Erlangen aus den Jahren 2011/2012. Für die Berechnungen legten wir die klinisch häufig verwendeten PA-Projektionen und die Mittelwerte der DFP-Verteilung zugrunde. Berücksichtigt wurde sowohl die Verwendung als auch die Nicht-Verwendung der Strahlenschutzrüstung (• **Abb. 1**).

Ergebnisse

Die • **Tab. 1** zeigt die Werte des Scatter-Faktors $H_p(0,07)/DFP$ in Abhängigkeit von der Röhrenangulation und den geräteseitigen Strahlenschutzeinrichtungen. Ohne Strahlenschutzmaßnahmen erreichen die Streustrahlungswerte bei PA-Projektionen maximal $37,7 \text{ nSv}/\mu\text{Gym}^2$ (PTCD). Geringere Werte werden bei den 25° -RAO-Projektionen gemessen. Die 25° -LAO-Aufnahmen ergeben höhere Streustrahlungswerte bis $66,9 \text{ nSv}/\mu\text{Gym}^2$ (PTCD).

Die mit bis zu $212,7 \text{ nSv}/\mu\text{Gym}^2$ mit Abstand höchsten Messwerte werden bei AP-Projektionen des Beckens erreicht.

Die Linsendosis bleibt bei alleiniger Anwendung des Untertisch-Vorhangs gegenüber den Messungen ohne Strahlenschutz weitgehend konstant. Im Rahmen der Messunsicherheit ist auch der Wert bei der PA-Projektion am Oberbauch als konstant zu werten. Eine etwas höhere Effizienz erreichte der Untertischschutz bei Schrägprojektionen, insbesondere der 25° -LAO-Projektion der PTCD und der TIPSS (Reduktion von $H_p[0,07]/DFP$ um 24,4 bzw. 43,9%).

Gegenüber der alleinigen Verwendung des Untertisch-Vorhangs konnte bei Einsatz des kompletten tischmontierten Strahlenschutzes (Untertisch-Vorhang und Übertisch-Aufsatz) eine deutlichere Streustrahlungsreduktion dokumentiert werden. Für die PA-Projektion verringerte sich der Scatter-Faktor bei den Interventionen am Abdomen zwischen 17,3% (TIPSS) und 60,5% (Oberbauch). Das Ausmaß der Streustrahlungsreduktion war bei den 25° -RAO-Projektionen zwar etwas geringer als bei den jeweiligen LAO-Aufnahmen, allerdings blieben die absoluten Streustrahlungswerte der 25° -RAO-Projektion etwa um den Faktor 3–4 unter denen der LAO-Aufnahmen (maximal Faktor 15 bei der PTCD).

Die höchsten Linsendosen wurden in den AP-Projektionen gemessen. Durch das tischmontierte Strahlenschutzsystem ließen sich diese auch nicht relevant reduzieren.

• **Tab. 2** zeigt die DFP-normierten Streustrahlungswerte bei Interventionen am Abdomen/Becken unter Annahme eines korputulenten Patienten. Infolge der Anpassung der Aufnahmeparameter durch die Belichtungsautomatik stiegen für eine vergleichbare Aufnahmeserie die DFP-Werte gegenüber dem normgewichtigen Phantom etwa um den Faktor 3. Auch die Streustrahlungswerte stiegen an, allerdings in einem etwas geringeren Ausmaß, was insgesamt zu einer leichten Reduktion des Faktors $H_p(0,07)/DFP$ führte. Eine Ausnahme bilden wieder die AP-Projektionen, bei denen der Faktor im Rahmen der Messunsicherheit unverändert blieb.

Die Streustrahlungsreduktion durch den geräteseitigen Strahlenschutz war insgesamt vergleichbar mit den Ergebnissen am normgewichtigen Phantom. Bei den 25° -LAO-Projektionen wurde durch Untertisch-Vorhang und Übertisch-Aufsatz eine Reduktion des Streustrahlungswerts um 25,2–78,2% beobachtet, damit lag die Effizienz des Strahlenschutzes noch über den Messwerten am normgewichtigen Phantom. Mit 35,5% lag die Streustrahlungsreduktion für die PA-Angulation am Oberbauch etwas unter der Marke am normgewichtigen Phantom.

Die deckenmontierte Bleiglasscheibe konnte die Streustrahlungsdosis bei optimaler Positionierung um den Faktor 26–29 verringern (Streustrahlungsreduktion um 96,2% bei 82 kV und 96,6% bei 63,8 kV).

Bezüglich der Effizienz der Bleiglasbrillen und -visiere ergaben sich bei Bestrahlung des Kopfphantoms in AP-Projektion für alle untersuchten Modelle vergleichbare Ergebnisse mit einer Reduktion der Dosis gegenüber der Messung ohne Brille um 85,9–88% für beide Augen. Im exakt seitlichen Strahlengang konnten Dosisreduktionen zwischen 70,3% und 89,3% für beide Augen dokumentiert werden, lediglich die Brille BR124, welche eine Lücke zwischen dem Front- und Seitenschutz aufweist, erreichte eine Dosisreduktion von etwa 17% für beide Augen.

Bei angiografischen Interventionen am Körperstamm wird das Untersucherauge durch Streustrahlung mit seitlicher, kaudokranialer Einfallsrichtung exponiert. Bei einer derartigen Bestrahlung des Kopfphantomes (75° – 90° von links lateral, 20° – 30° kau-

Tab. 1 Effizienz des geräteseitigen Strahlenschutzes bezüglich der Linsendosis des Untersuchers bei Standardpatienten.

Interventionen	H _{p,0,07} /DFP in nSv/μGym ² bei verschiedenen Röhrenprojektionen													
	PA	25°-LAO			25°-RAO			90°-RAO			AP			
Kopf	11,3	11,0	10,5	22,9	20,7	13,1	4,3	4,1	3,9	15,3	15,3	29,7	29,7	29,5
		-2,3%	-4,5%		-9,6%	-36,7%		-3,0%	-4,9%		-0%		-0%	-0,7%
Thorax	15,3	14,8	14,2	10,7	10,1	8,8	4,2	3,9	3,5	nu.	55,0	55,1	54,8	54,8
		-3,4%	-4,1%		-6,0%	-12,9%		-9,1%	-10,3%			+0,2%	+0,2%	-0,5%
Oberbauch	20,9	21,5	8,5	25,0	24,2	19,8	6,3	5,6	4,6	51,4	49,5	137,9	141,6	140,9
		+3,1%	-60,5%		-3,1%	-18,2%		-10,4%	-17,9%		-3,8%	+2,6%	+2,6%	-0,5%
PTC(D)	37,7	37,1	20,4	66,9	50,6	42,0	4,4	3,8	2,7	nu.	207,0	207,3	206,0	206,0
		-1,7%	-45,0%		-24,4%	-17,0%		-11,8%	-38,9%			+0,1%	+0,1%	-0,6%
TIPSS	16,3	15,6	12,9	25,4	14,2	8,5	8,4	7,6	6,8	3,4	3,2	74,3	74,5	73,8
		-4,0%	-17,3%		-43,9%	-40,1%		-9,2%	-10,5%		-3,8%		+0,3%	-0,9%
Becken	16,3	15,9	10,3	41,1	40,9	19,3	7,1	6,7	6,0	nu.	212,7	212,7	212,5	212,5
		-2,4%	-35,2%		-0,6%	-52,8%		-5,5%	-10,4%			-0%	-0%	-0,1%
Bein, retrograd, Oberschenkel	33,5	33,1	31,8	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.
		-1,5%	-3,9%											
Bein, retrograd, Unterschenkel	29,6	28,8	28,4	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.
		-2,6%	-1,4%											
Bein, antegrad, Oberschenkel	15,6	15,5	6,4	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.
		-0,8%	-58,7%											
Bein, antegrad, Unterschenkel	11,6	11,3	9,3	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.	nu.
		-2,2%	-17,7%											

Messungen des Scatter-Faktors (H_{p,0,07}/DFP in nSv/μGym²) bei verschiedenen Interventionen.

Erster Wert: Ohne Strahlenschutzmittel.

Zweiter Wert: Untertisch-Bleivorhang als alleiniges Strahlenschutzmittel.

Dritter Wert: Untertisch-Bleivorhang mit dem Übertisch-Aufsatz. In Kursivschrift relative Dosisveränderungen in Prozent zum jeweils vorangehenden Wert.

Messung am Ort der strahlungsnahen Augenlinse des Untersuchers. Die Untersucherposition wird durch den Zugang über die rechte Leiste vorgegeben (TIPSS von rechts jugulär, PTC(D) von rechts transcostal). nu: nicht untersucht. Die Messungen am Kopf erfolgten in 35°-LAO/RAO.

Tab. 2 Effizienz des geräteseitigen Strahlenschutzes bezüglich der Linsendosis des Untersuchers beim dicken Patienten.

Interventionen	H _{p,0,07} /DFP in nSv/μGym ² bei verschiedenen Röhrenprojektionen												
	PA		25°-LAO			25°-RAO			90°-RAO			AP	
Oberbauch	17,6	16,6	10,7	21,3	16,4	5,9	2,3	2,0	39,7	37,8	145,5	151,4	151,1
		-5,9%	-35,5%		-33,0%	-64,0%	-5,3%	-13,0%		-4,9%		+4,1%	-0,2%
PTC(D)	24,1	23,6	7,8	31,5	12,7	9,5	2,5	1,9	nu.	nu.	210,3	210,2	210,2
		-1,6%	-66,9%		-59,8%	-25,2%	-13,6%	-24,0%				-0,1%	-0,0%
TIPSS	10,9	10,5	8,6	18,1	13,5	3,7	3,3	2,5	5,0	4,8	76,5	76,5	76,4
		-3,6%	-18,1%		-25,7%	-72,6%	-15,4%	-10,7%		-5,1%		-0%	-0,1%
Becken	15,3	12,4	9,5	29,9	29,8	6,5	5,4	4,0	nu.	nu.	194,6	194,1	194,1
		-18,6%	-23,4%		-0,3%	-78,2%	-19,0%	-11,1%				-0,3%	-0,0%

Messungen des Scatter-Faktors (H_{p,0,07}/DFP in nSv/μGym²) bei verschiedenen Interventionen.

Erster Wert: Ohne Strahlenschutzmittel.

Zweiter Wert: Unterbleivorhang als alleiniges Strahlenschutzmittel.

Dritter Wert: Unterbleivorhang mit dem Überbleivorhang. In Kursivschrift: relative Dosisveränderungen in Prozent zum jeweils vorangehenden Wert.

Messung am Ort der Strahlungs-nahen Augenlinse des Untersuchers. Die Untersuchersposition wird durch den Zugang über die rechte Leiste vorgegeben (TIPSS von rechts jugulär, PTC(D) von rechts transcostal). nu: nicht untersucht.

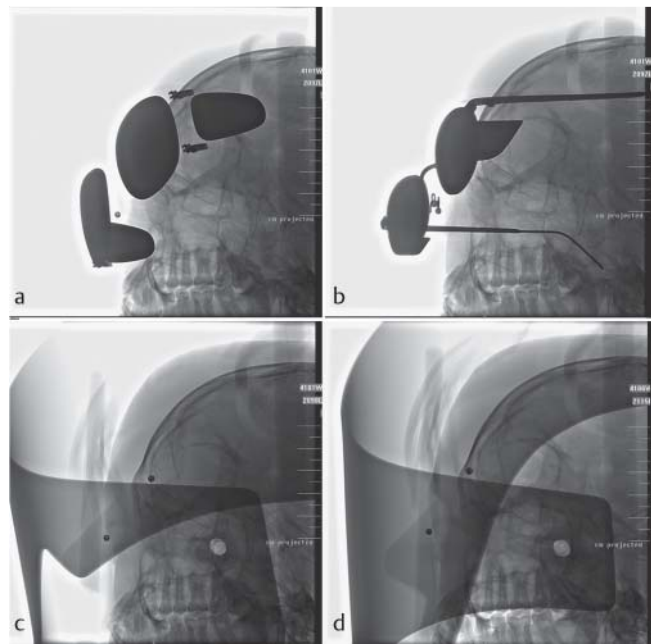


Abb. 2 Untersuchte Bleiglasbrillen und Bleiacrylglasvisiere, Radiografie des Kopfphantoms aus 75° LAO mit 30° kaudokranialer Angulation. Zur Verdeutlichung des TLD-Messorts wurden die Augen mit Metallkügelchen markiert. Modelle: **a** BR124, **b** GL3523, **c** BRV 501, **d** BRV 500.

dokranial) ist die Strahlungsreduktion für das strahlungsnahe, linke Auge meist besser als für das rechte Auge. Bei den 20° kaudokranial angulierten, seitlichen Bestrahlungen werden für das strahlungsnahe Auge Reduktionswerte zwischen 13% und 87,7% erreicht. Bei den 30° kaudokranial angulierten Einstellungen weist die Brille GL3523 mit einer Streustrahlungsreduktion von 4% (90° seitliche Einstellung) und 43,7% (75° seitliche Projektion) eine geringere Schutzwirkung auf. Mehrfach werden für die stärker kaudokranial angulierten Einstellungen bei den Bleiacrylglasvisieren Dosissteigerungen gegenüber der Messung ohne Schutzbrille dokumentiert (Abb. 2, Tab. 3).

Auf Grundlage der obigen Streustrahlungsmessungen gibt Tab. 4 eine Abschätzung der Linsendosis für verschiedene, typische Interventionen wieder.

Diskussion

Bei angiografischen Interventionen ist das medizinische Personal, besonders der primäre Untersucher, ionisierender Strahlung ausgesetzt und dies oft arbeitstäglich über viele Berufsjahre. Die Hauptquelle dieser Strahlung ist die vom Patienten ausgehende Streustrahlung. Im Gegensatz zur früheren Annahme, es gebe eine Schwellendosis bezüglich der Induktion von Linsentrübungen von mindestens 0,5–2 Gy bei akuter Exposition und 5–6 Gy bei Langzeitexposition [8], kommen neuere Untersuchungen zu dem Schluss, dass die Dosischwelle auch bei fraktionierter Exposition über einen längeren Zeitraum bei maximal 0,8 Gy liegt [3, 4]. Da die Konfidenzintervalle jeweils den 0 Gy-Wert miteinschließen, existiert eventuell auch keine Schwellendosis. Wirkungsvoller Strahlenschutz der Augenlinse ist daher von besonderer Bedeutung.

DFP-normierte Streustrahlungsmessungen am Phantom ermöglichen, die Effekte von Strahlenschutzmaßnahmen zu beurteilen.

Tab. 3 Effizienz der untersuchten Bleiglasbrillen und Bleiacrylglasvisiere bezüglich der Augenlinsendosis des Untersuchers.

Bestrahlungsprojektionen des Schädelphantoms	Bleiglasbrillen und Bleiacrylglasvisiere				
	Auge	Brille BR124	Brille GL3523	Visier BRV 501	Visier BRV 500
AP (0° lateral, 0° kaudokran.)*	R	-85,2 %			
	L	-86,2 %			
AP (0° lateral, 0° kaudokran.)	R	-87,6 %	-88,2 %	-86,3 %	-86,0 %
	L	-88,0 %	-87,0 %	-86,6 %	-85,9 %
90° von links, 0° kaudokranial	R	-17,5 %	-70,9 %	-89,3 %	-84,7 %
	L	-16,9 %	-74,9 %	-89,0 %	-84,7 %
90° von links, 20° kaudokran. Körperstamm, z. B. Thorax	R	-17,0 %	-10,2 %	-75,8 %	+ 14,6 %
	L	-71,9 %	-64,4 %	-88 %	-13,0 %
90° von links, 30° kaudokran. Körperstamm	R	-16,5 %	-11,8 %	-5,9 %	+ 13,1 %
	L	-10,7 %	-4 %	-82,1 %	+ 10,6 %
75° von links, 20° kaudokran. Körperstamm	R	-55,8 %	-37,5 %	-85,3 %	-90,6 %
	L	-86,9 %	-84,5 %	-87,7 %	-88,9 %
75° von links, 30° kaudokran. Körperstamm, z. B. Abdomen	R	-9,5 %	-15,4 %	-20,3 %	-87,6 %
	L	-81,8 %	-43,7 %	-86,9 %	-84,9 %
45° von links, 55° kaudokran., z. B. PTC D	R	-77,5 %	-6,5 %	+ 1,8 %	-86,1 %
	L	-86,7 %	-2,8 %	+ 2,0 %	-83,5 %
25° von links, 45° kaudokran.	R	-88,4 %	-88,6 %	-2,6 %	-92,2 %
	L	-88,0 %	-84,8 %	-83,7 %	-90,1 %
45° von rechts, 30° kaudokran. z. B. TIPSS	R	-83,9 %	-82,7 %	-86,1 %	-87,3 %
	L	-80,3 %	-81,5 %	-65,7 %	-90,0 %

Die Prozentangaben geben jeweils die Dosisänderung im Verhältnis zu einer Bestrahlung ohne Schutzbrille wieder, negative Werte zeigen dabei eine Schutzwirkung der Brille an. In der linken Spalte sind zu den Bestrahlungsprojektionen einige klinische Beispiele angegeben. Die Einstellungen mit Bestrahlung 75 – 90° von links lateral bei 20 – 30° kaudokranial anguliertem Strahlengang entspricht je nach bevorzugter Tischhöhe und Monitorstellung den Untersuchungen des Körperstamms bei Zugang von der rechten Leiste aus. Die Messungen erfolgten mittels TLDs an einem Kopfphantom in Primärstrahlung (bei 70 kV). Die mit * markierte Messung erfolgte in Streustrahlung (erzeugt durch 82kV-Bestrahlung eines wasseräquivalenten Plattenphantoms einer SD von 30 cm).

Tab. 4 Abschätzung der Linsendosis bei einer Auswahl fluoroskopischer Interventionen. Die DFP-Daten stammen aus einer RIS-Auswertung des Klinikums Nürnberg Nord (jeweils oben) und des Universitätsklinikums Erlangen (jeweils unten). Für den Strahlenschutz werden die obigen Scatter-Faktor-Daten des jeweiligen PA-Strahlengangs und die Daten des strahlungsnahen Auges des Brillenmodells GL3523, MD McCauley Co. Inc., zugrunde gelegt. Der geräteseitige Strahlenschutz umfasst den Untertisch-Bleivorhang mit Übertisch-Aufsatz. Für die Bleiglasscheibe wird ein konservativer Schutzfaktor von 7 angenommen [19]. In Klammern ist die maximale Untersuchungsanzahl pro Jahr bis zur Überschreitung des empfohlenen ICRP-Grenzwerts von 20 mSv/a angegeben.

Interventionen	Stichprobenumfang n	DFP in µGym ² , Mittelwert	Linsendosis H _p (0,07) in µSv, in Klammern max. mögliche Untersuchungsanzahl pro Jahr			
			nur Untertisch-Bleivorhang	Untertisch-Bleivorhang und Übertisch-Aufsatz	geräteseitiger SS (Bleivorhang und Aufsatz) + Bleiglasscheibe	geräteseitiger SS+ Bleiglasscheibe + Bleiglasbrille
Bronchialarterienembolisation	16	8 426,5	124,7 (160)	119,7 (167)	17,1 (1169)	6,1 (3278)
	4	15 304,3	226,5 (88)	217,3 (92)	31,0 (645)	11,1 (1801)
TIPSS	30	28 290,0	441,3 (45)	364,9 (54)	52,1 (383)	9,0 (2222)
	11	34 187,6	533,3 (37)	441,0 (45)	63,0 (317)	10,9 (1834)
transarterielle Leberembolisation	44	9 132,4	196,3 (101)	77,6 (257)	11,1 (1801)	6,2 (3225)
	11	16 884,3	363,0 (55)	143,5 (139)	20,5 (975)	11,5 (1739)
PTC(D)	32 k. A.	2 914,7	108,1 (185)	59,5 (336)	8,5 (2352)	8,3 (2409)
Blutungssuche abdominal	30	12 597,4	270,8 (73)	107,1 (186)	15,3 (1307)	8,6 (2325)
	11	28 193,1	606,2 (32)	239,6 (83)	34,2 (584)	19,3 (1036)
Embolisation Becken, z. B. Uterus	33	7 020,0	111,6 (179)	72,3 (276)	10,3 (1941)	5,8 (3448)
	4	9 089,3	144,5 (138)	93,6 (213)	13,4 (1492)	7,5 (2666)
antegrade PTA/Stent femoropopliteal	39	631,1	9,8 (2040)	4,0 (5000)	0,6 (33 333)	0,3 (66 666)
	16	504,8	7,8 (2564)	3,2 (6250)	0,5 (40 000)	0,3 (66 666)

Trotz des prinzipiellen Problems der Übertragbarkeit von Ergebnissen aus Phantomstudien auf die reale Untersuchung haben Messungen am Phantom einige Vorteile. Sie gestatten eine gute Reproduzierbarkeit des Messaufbaus und ermöglichen es, für jede Einzelmessung ein ausreichend hohes DFP zu applizieren mit entsprechend hohen Streustrahlungswerten. Wie in anderen Untersuchungen [13, 14] zeigt sich auch bei der Messung der Linsendosis eine starke Abhängigkeit der Streu-

strahlungsexposition von der Röhrenangulation. Je nach Untersuchungsregion ergibt sich gegenüber den jeweiligen PA-Projektionen eine Reduktion der Streustrahlungsdosis für die 25°-RAO-Projektionen um ca. 50 – 80%. Hingegen ist für die 25°-LAO-Projektionen mit einer um etwa 30 – 50% höheren Streustrahlungsdosis gegenüber dem PA-Strahlengang zu rechnen. Mit Abstand die höchste Streustrahlungsbelastung des Untersuchers zeigen die AP-Projektionen mit Dosissteigerungen um den Faktor 3 – 13

gegenüber dem PA-Strahlengang. Ursächlich ist in erster Linie die Rückstreuung des ungeschwächten und damit dosisintensiven Primärstrahlenbündels vom Patienten. Die Leckstrahlung der nahe dem Untersucherauge platzierten Röntgenröhre spielt eine geringere Rolle (ca. Faktor 0,25 des Streustrahlungsanteils).

An Strahlenschutzmitteln für die Augenlinse stehen dem Radiologen die persönliche Schutzausrüstung in Gestalt einer Bleiglasbrille, die deckenmontierte Bleiacrylglascheibe und der geräteseitige Untertisch-Bleivorhang mit Übertisch-Aufsatz zur Verfügung. Erwartungsgemäß zeigt hierbei der alleinige Untertisch-Vorhang nur eine minimale Schutzwirkung der Untersucherlinse. Er ist jedoch wichtig für den Strahlenschutz der Beine des Untersuchers [15, 16].

Eine relevante Reduktion der Linsendosis kann jedoch erzielt werden, wenn das komplette geräteseitige Schutzsystem bestehend aus Vorhang mit Aufsatz verwendet wird. Der Übertisch-Aufsatz bedeckt die Patientenflanke und reduziert die für die Streustrahlungsbelastung wichtige „Lücke“ zwischen dem Flachdetektor und Bleivorhang. Der RAO-Strahlengang ist auch bei Anwendung des tischmontierten Strahlenschutzes gegenüber der LAO-Projektion für die Untersucherdosis günstiger. Auch was die Effizienz des geräteseitigen Schutzsystems anbelangt, bilden die AP-Einstellungen mit Abstand die ungünstigste Konstellation. Anlagen mit Übertisch-montierter Röntgenröhre sind daher nicht für regelmäßige interventionelle Eingriffe geeignet [17].

Die deckenmontierte Bleiacrylglascheibe hat durch ihre große Fläche das Potenzial, Kopf und Oberkörper des Untersuchers zu schützen. Durch ihren Einsatz kann die Streustrahlungs-dosis um ca. den Faktor 30 gesenkt werden. Einen vergleichbaren Schutzfaktor von 27,5 ermittelte Eder für eine 0,5 mm Bleifolie bei 80 kV-Strahlung [18]. In der Realität liegt der Schutzfaktor der deckenmontierten Bleiglasscheibe jedoch niedriger und wird zwischen 3 und 11 angegeben [5, 19]. Das Problem liegt in der praktischen Verwendung, da die Scheibe während der Intervention den Zugang zum Patienten erschwert und wiederholt repositioniert werden muss, um ihre maximale Wirkung zu entfalten. Die Effizienz der Bleiacrylglascheibe ist daher abhängig vom korrekten Einsatz durch den Radiologen.

Bezüglich der persönlichen Strahlenschutz-ausrüstung erreichten alle getesteten Brillen und Visiere eine Reduktion der Linsendosis um etwa 85–90%. Die Ergebnisse sind damit vergleichbar mit früheren Untersuchungen [20, 21]. Allein aufgrund des Bleigleichwerts der getesteten Brillengläser von 0,5 bzw. 0,75 mm wären theoretisch bessere Schutzwirkungen erreichbar (Reduktion der Transmission um ca. 99% bei einem BGW von 0,5 mm und 70kV-Strahlung). Ursächlich für die geringere Schutzwirkung ist die vom Kopfphantom ausgehende Streustrahlung. Es überrascht daher nicht, dass Brillen und Visiere für die AP-Be-strahlung des Kopfes gleich abschneiden, obwohl der BGW der Visiere mit 0,1 mm Bleiäquivalent deutlich geringer ist. Der Vorteil der Visiere liegt in der größeren Fläche des Bleiacryl-glasses, die die Streustrahlungsbelastung der Augenlinse durch das Kopfphantom besser reduziert. Daneben ist anzumerken, dass nominelle BGW-Angaben die Schwächungseigenschaften verschiedener Materialien eventuell unzureichend beschreiben [22]. Gewöhnlich blickt der Untersucher während der Bildaufnahme oder der Durchleuchtung nicht auf den Patienten, als Hauptquelle der Streustrahlung, sondern auf den Monitor. Abhängig von der Positionierung des Monitors erreicht die Streustrahlung das Untersucherauge hierbei von ventrolateral bis lateral mit kaudokranial gerichtetem Verlauf [23]. Bestrahlungen des Kopfphantoms mit einer entsprechenden Projektion geben die Situation angio-

grafischer Interventionen somit realistischer wieder. Die teils deutlich unterschiedliche Schutzwirkung der getesteten Modelle ist hierbei abhängig vom spezifischen Design. Eine großflächige Blei-Abdeckung der Augenlinse, die nicht nur die Direktstrahlung, sondern auch die Streustrahlung der angrenzenden Abschnitte des Kopfphantoms reduziert, ergibt Schutzwirkungen um den Faktor 8–10. Schlechter schneiden die untersuchten Modelle bei stärker kaudokranial anguliertem Strahlengang ab, da die Linse zunehmend an den Bleiabschirmungen vorbei durch Direktstrahlung getroffen werden kann. Derartige Bestrahlungswinkel ergeben sich bei Untersuchungen des Abdomens oder Beckens mit femoralem Gefäßzugang oder bei perkutanen Galle-interventionen. Teilweise konnten hier sogar Dosissteigerungen durch die Schutzvisiere beobachtet werden, bedingt wahrscheinlich durch sekundäre Streuungseffekte von der augenzugewandten Rückseite des großflächigen Bleiacryl-glasses. Einen ähnlichen Effekt beobachtete Moore [24] bei Bleiglasbrillen ohne Seitenschutz. Einschränkend ist anzumerken, dass die Schutzwirkung der Bleiglasbrillen und -visiere anhand von Messungen in Primärstrahlung beurteilt wurde. Nötig war dies, um die TLDs bei jedem Messdurchgang mit einer ausreichenden Dosis zu bestrahlen. Aufgrund der zu erwartenden, höheren Transmission von Primärstrahlung durch das Bleiglas [25] stellen die vorliegenden Messungen eine konservative Abschätzung der Situation in Streustrahlung dar. Gegenüber einer Messung in Streustrahlung ergeben sich daneben Unterschiede im räumlichen Aufbau des Strahlenfeldes. Aufgrund ihres kleinen Fokus ist die Röntgenröhre als Punktquelle anzusehen. Entsprechend erzeugt die Bleiglas-brille in Primärstrahlung exakte Röntgenshatten und keine Halbschatteneffekte wie in Streustrahlung eines Patientenphan-toms. Betroffen sind hierbei jedoch vorwiegend Projektionen, bei denen sich TLDs jeweils nahe an die Kanten des Bleiglasses projizieren.

Zur Einhaltung der neuen, von der ICRP empfohlenen Dosis-grenzwerte der Augenlinse ist eine konsequente und kombinierte Anwendung der Strahlenschutzmittel anzuraten. Die alleinige Verwendung von Strahlenschutzbrillen könnte aus den genannten Gründen ein falsches Sicherheitsgefühl vermitteln. Künftig ist auch die Überwachung der Teilkörperdosis der Augenlinse an-zuregen, eventuell auch durch elektronische Personendosimeter mit akustischer Warnung bei hoher Dosisleistung [26]. In ihrer aktuellen Publikation ICRP 118 (Oktober 2012) wird für die Kata-raktbildung ein Schwellenwert von 500 mGy vorgeschlagen [27].

Literatur

- 1 Bhargavan M. Trends in the utilization of medical procedures that use ionizing radiation. *Health Phys* 2008; 95: 612–627
- 2 Mettler FA Jr, Bhargavan M, Faulkner K et al. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources –1950–2007. *Radiology* 2009; 253: 520–531
- 3 Worgul BV, Kundiyeve YI, Sergiyenko NM et al. Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures. *Radiation Research* 2007; 167: 233–243
- 4 Chodick G, Bekiroglu N, Hauptmann M et al. Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists. *Am J Epidemiol* 2008; 168: 620–631
- 5 Vañó E, González L, Guibelalde E et al. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *Br J Radiol* 1998; 71: 954–960
- 6 Vañó E, González L, Fernandez JM et al. Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient radiation doses in interventional cardiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2006; 118: 325–330

- 7 ICRP. ICRP Statement on tissue reactions. 2011 www.icrp.org/page.asp?id=123
- 8 ICRP. ICRP Publication 103. 2007. Recommendations of the ICRP. Annals of the ICRP Volume 37/2-4
- 9 Vogt HG, Schultz H (eds) Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes. München: Hanser; 2010, 61
- 10 SSK. Überwachung der Augenlinsendosis. Stellungnahme der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung. 2010, http://www.ssk.de/SharedDocs/Beratungsergebnisse_PDF/2010/2010_01.pdf?__blob=publicationFile
- 11 Schueler B, Vrieze T, Bjarnason H. An Investigation of operator exposure in interventional radiology. RadioGraphics 2006; 26: 1533 – 1541
- 12 Servomaa A, Karppinen J. The dose-area product and assessment of the occupational dose in interventional radiology. Radiat Prot Dosimetry 2001; 96: 235 – 236
- 13 Vañó E, González L, Fernandez JM et al. Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted. Radiology 2008; 248: 945 – 953
- 14 Kuon E, Dahm JB, Empen K et al. Identification of less-irradiating tube angulations in invasive cardiology. J Am Coll Cardiol 2004; 44: 1420 – 1428
- 15 Whitby M, Martin CJ. Radiation doses to the legs of radiologists performing interventional procedures: are they a cause for concern? Br J Radiol 2003; 76: 321 – 327
- 16 Hidajat N, Wust P, Felix R et al. Die Strahlendosis des Radiologen und des Assistenten bei der transarteriellen hepatischen Chemoembolisation – Vergleich mit Dosisgrenzwerten. Fortschr Röntgenstr 2006; 178: 185 – 190
- 17 Vañó E, González L, Beneytez F et al. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. Br J Radiol 1998; 71: 728 – 733
- 18 Eder H, Panzer W, Schöfer H. Ist der Bleigleichwert zur Beurteilung der Schutzwirkung bleifreier Röntgenschutzkleidung geeignet? Fortschr Röntgenstr 2005; 177: 399 – 404
- 19 Martin C. A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements. Radiat Prot Dosimetry 2009; 136: 140 – 157
- 20 Thornton RH, Dauer LT, Altamirano JP et al. Comparing strategies for operator eye protection in the interventional radiology suite. J Vasc Interv Radiol 2010; 21: 1703 – 1707
- 21 Nicholson RA. Technical note: the relationship between TV position and the effectiveness and comfort of protective spectacles in fluoroscopic procedures. Br J Radiol 1995; 68: 1021 – 1024
- 22 Pichler T, Schöpf T, Ennemoser O. Strahlenschutzkleidung in der Röntgendiagnostik- Vergleich der Schwächungsgleichwerte im schmalen Strahlenbündel und in inverser Breitstrahlgeometrie. Fortschr Röntgenstr 2011; 183: 470 – 476
- 23 Europäische Kommission. EC nuclear energy publication 119: Multimedia and audio-visual radiation protection training in interventional radiology. 2001, http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/publications_en.htm
- 24 Moore WE, Ferguson G, Rohrmann C. Physical factors determining the utility of radiation safety glasses. Med Phys 1980; 7: 8 – 12
- 25 Eder H, Schlattl H, Hoeschen C. X-ray protective clothing: does DIN 6857-1 allow an objective comparison between lead-free and lead-composite materials? Fortschr Röntgenstr 2010; 182: 422 – 428
- 26 Borowski M, Poppe B, Looe HK et al. Sind elektronische Personendosimeter in klinischen Expositionssituationen grundsätzlich nicht einsetzbar? Fortschr Röntgenstr 2010; 182: 773 – 779
- 27 ICRP. 2012 ICRP Statement on tissue reactions/ early and late effects of radiation in normal tissues and organs – threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 41 (1/2)