



Strål
säkerhets
myndigheten

Swedish Radiation Safety Authority

Författare: Viktor Sandblom
Charlotta Lundh
Anja Almén

Forskning

2013:11

Mätmetoder för bestämning av
stråldoser till ögats lins

SSM perspektiv

Bakgrund

Det är i strålskyddsammanhang viktigt att bestämma ekvivalent dos till organ som kan vara utsatta för höga stråldoser. I många bestrålnings-situationer är det framförallt huden och ögats lins som utgör dessa organ. Till följd av rapporter om katarakt, speciellt bland personal som arbetar med medicinska interventioner, beslutade ICRP 2011 att sänka tröskel-dosen för katarakt till 0,5 Gy. Beslutet medförde att ICRP nu rekommenderar en ekvivalent dosgräns till ögats lins på 20 mSv per år i genom-snitt under en 5 års period, där inget enskilt år överskrider 50 mSv. EU förväntas att följa ICRP:s rekommendation och därmed kommer även strålsäkerhetsmyndigheten (SSM) att sänka gränsen. Strålsäkerhetsmy-n-dighetens bedömning är att om man följer myndighetens föreskrifter och använder strålskärmar och skyddsglasögon bör ekvivalenta doser till ögats lins ligga under de nya rekommenderade värdena. Det är dock vik-tigt att verksamhetsutövarna mäter ögondoserna till personalen enligt SSM:s föreskrift för att säkerställa att så är fallet.

Syfte

Projektet syftar till att underlätta för sjukvården att välja mätmetod samt att öka förståelsen för de osäkerheter som finns vid mätningar av ekviva-lent dos till ögats lins.

Resultat

Projektet visar på svårigheterna och de stora osäkerheterna i mätningar av ekvivalent dos till ögats lins. Var och hur dosimetern placeras på personen är den enskilt största osäkerhetsfaktorn. Därför måste en utvärdering av hur och var dosimeter ska placeras genomföras vid varje unik mätsituation. Resultaten visar också att användning av strålskärmar reducerar ekvivalenta dosen till ögats lins. För att kunna utföra korrekta mätningar är det dessutom viktigt att använda dosimetrar/persondosi-metrisystem med spårbarhet till internationella normaler.

Projekt information

Kontaktperson SSM: Linda Persson

Referens: SSM 2012-2148



Strål
säkerhets
myndigheten

Swedish Radiation Safety Authority

Författare: Viktor Sandblom, Charlotta Lundh och Anja Almén
Göteborgs universitet, Göteborg

2013:11

Mätmetoder för bestämning av stråldoser till ögats lins

Datum: Februari 2013

Rapportnummer: 2013:11 ISSN:2000-0456

Tillgänglig på www.stralsakerhetsmyndigheten.se

Denna rapport har tagits fram på uppdrag av Strålsäkerhetsmyndigheten, SSM. De slutsatser och synpunkter som presenteras i rapporten är författarens/författarnas och överensstämmer inte nödvändigtvis med SSM:s.

Innehåll

Förkortningar	2
Sammanfattning.....	3
Generella slutsatser	4
1. Inledning	5
1.1. Projektbeskrivning	5
1.2. Sänkt rekommenderad dosgräns från ICRP	5
1.3. Uppskattningar av ekvivalent dos till ögats lins	6
2. Storheter vid uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins	7
3. Mätinstrument	8
3.1. Aktiva dosimetrar	9
3.2. Passiva dosimetrar	12
3.3. Jämförelse av mätinstrumenten	14
3.4. Möjlighet till spårbar kalibrering hos SSM	17
4. Osäkerheter	18
4.1. Analys av bestrålningssituationen	19
4.2. Positionering av mätinstrument	21
4.3. Val av mätinstrument	21
4.4. Kalibrering av mätinstrument	22
4.5. Bedömning av osäkerheter	23
Referenser	27
Appendix.....	33
Strålskyddsutrustning	33
Referenser	34

Förkortningar

BSS	Basic Safety Standards
DBR	Dosimeter Badge Reader
DIS	Direct Ion Storage
EDD	Educational Direct Dosimeter
EPD	Electronic Personal Dosimeter
EU	Europeiska unionen
EURADOS	European Radiation Dosimetry Group
GUM	Guide to the expression of Uncertainty in Measurement
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
ISO	International Organization for Standardization
JCGM	Joint Committee for Guides in Metrology
MC	Monte Carlo
MOSFET	Metal-oxide-semiconductor field-effect transistor
NED	Nuclear Educational Dosimeter
OSL	Optically stimulated luminescence
ORAMED	Optimization of Radiation Protection for Medical Staff
SSM	Strålsäkerhetsmyndigheten
TLD	Thermoluminescent dosimeter

Sammanfattning

I april 2011 sänkte International Commission on Radiological Protection (ICRP) sin rekommenderade dosgräns för ögats lins för arbetstagare vid verksamhet med joniserande strålning från 150 mSv/år till 20 mSv/år (ekvivalent dos). Under senare år har det i flera studier gjorts uppskattningar av ekvivalent dos till ögats lins för personal som arbetar med röntgenvägleda procedurer. Resultaten från de flesta av dessa tyder på att det finns risk att personal överskrider 20 mSv/år till ögats lins.

$H_p(3)$ (persondosekvivalenten på 3 mm djup i mjuk vävnad) är den, av International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), föreslagna storheten för att uppskatta ekvivalent dos till ögats lins. Konversionsfaktorer från luftkerma till $H_p(3)$ finns i dag inte tillgängliga i någon internationell standard. För mätningar av persondosekvivalent till ögats lins används därför ofta $H_p(0,07)$ istället.

Aktiva dosimetrar (exempelvis EDD-30, NED-30, RaySafe i2, DMC 3000 eller EPD) kan användas för grov initial uppskattning av ekvivalent dos till extremiteter eller ögats lins. För att minska osäkerheter i samband med mätning bör passiva dosimetrar användas (exempelvis DIS-1, EYE-DTM, Inlight[®] nanoDotTM eller ett TLD-system).

Om det tillgängliga mätinstrumentet inte är kalibrerat för relevant energi och djup samt med lämpligt fantom för den önskvärda tillämpningen bör det övervägas att utföra kalibreringen på annat sätt. Om lokal kalibrering av mätinstrument inte är möjligt kan de skickas in till SSM:s riksmätplats för joniserande strålning. SSM erbjuder spårbar kalibrering av mätinstrument i strålfält i ISO:s N-serie enligt ISO 4037.

Operatörens position i förhållande till patient och röntgenrör ser olika ut för olika typer av röntgenvägleda procedurer. Vid vissa typer av procedurer inom kardiologi träffar dock den spridda strålningen nästan uteslutande operatörens ögon snett nerifrån vänster. Energiintervallet för den spridda strålningen som träffar operatören vid en röntgenvägled procedure är ungefär 20–100 keV. Då primärstrålningen träffar patienten och sprids mot operatören vid röntgenvägleda procedurer förskjuts energispektrumet ungefär 10 keV mot lågenergiområdet.

Felaktig positionering eller kalibrering av en dosimeter avsedd för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins leder till mätfel. För personal som arbetar med röntgenvägleda procedurer bör dosimetern vara kalibrerad att mäta $H_p(0,07)$ eller $H_p(3)$. Att använda $H_p(10)$ leder till större osäkerheter. Vad gäller positioneringen bör dosimetern placeras på tinningen bredvid ögat, så nära ögat som möjligt, på den sida röntgenröret befinner sig.

Det är viktigt att vara medveten om vilka osäkerheter som förknippas med olika mätmetoder. Så länge man är medveten om osäkerheterna kan flera olika metoder användas för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins, det beror på vilket syfte mätningen har.

Under arbetet med denna rapport har en del forskningsbehov identifierats, enligt följande. För att få en ökad kunskap om samband mellan exponering och hälsoeffekter behövs sannolikt en ökad kunskap om energideponering i ögat som organ för

olika typer av strålningssituationer. De skyddsstorheter som beskrivs i denna rapport används ibland också i studier vars syfte är att kartlägga effekter av bestrålning, exempelvis i epidemiologiska studier. Skyddsstorheterna är en oexakt beskrivning av energideponering i olika delar av ögat. Rimligtvis kan en ökad kunskap om grundläggande dosimetri för olika energier och strålslag bidra till att osäkerheterna minskar i studier där effekter kartläggs. Även utredningsarbete om konsekvenser av en sänkt dosgränser behövs. Detta gäller såväl metoder för att kontrollera att dosimetrar uppfyller de krav som i dag ställs och att använda metoder i kliniken genererar tillräckligt noggranna värden för att säkerställa att dosgränser inte överskrids.

Generella slutsatser

Utifrån projektets resultat har följande generella slutsatser formulerats:

- Analys av bestrålningssituationen före mätning är mycket viktigt för att kunna minimera osäkerheterna i värdet på den uppmätta persondosekvivalenten till ögats lins. Detta bör göras för specifika arbetsplatser och procedurer.
- Att kalibrera sitt lokala TLD-system och använda detta för mätning, alternativt att använda en kommersiellt tillgänglig TLD-tjänst, är ett bra alternativ för att uppskatta ekvivalent dos till ögats lins.
- Specifikationer på mätinstrument är sällan kompletta och det som finns angivet är ofta svårt att tolka. Önskvärt vore att oberoende systematiska utvärderingar för specifika användningsområden gjordes.
- Resultat från studier där ekvivalent dos till ögats lins uppskattats är svårtolkade eftersom mätmetoderna inte presenteras tillräckligt noga. En standardiserad metod är nödvändig om nya lägre dosgränser införs, dels för att minimera osäkerheter och dels för att lättare kunna tolka resultaten från en mätning.
- Det är viktigt att vara uppmärksam på hur en kalibrering för mätning av persondosekvivalent egentligen är utförd. Beteckningen för persondosekvivalenten, $H_p(d)$, indikerar endast vilket djup, d , kalibreringen avser, inte vilket fantom eller vilken energi som använts vid kalibreringen. Fel fantom och fel energi är två faktorer som kan ge upphov till större osäkerheter än fel djup.

1. Inledning

1.1. Projektbeskrivning

Detta projekt har utförts på uppdrag av Strålsäkerhetsmyndigheten (SSM) och resultaten presenteras i denna rapport. Projektets syften och begränsningar är att:

- Utföra en värdering av tillgängliga mätinstrument för uppskattning av ekvivalent dos till extremiteter i allmänhet och till ögats lins i synnerhet, erhållna efter fotonbestrålning av personal som utför röntgenvägleda procedurer samt nuklearmedicinsk personal.
- Karakterisera bestrålningssituationen, med avseende på linsbestrålning, för personal som arbetar med röntgenvägleda procedurer.
- Utföra en analys av osäkerheter som uppstår i samband med en uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins för personal som arbetar med röntgenvägleda procedurer.
- Öka nationell kunskap om lämpliga dosimetriska storheter för att uppskatta ekvivalent dos till ögats lins.

1.2. Sänkt rekommenderad dosgräns från ICRP

I april 2011 sänkte International Commission on Radiological Protection (ICRP) sin rekommenderade dosgräns för ögats lins för arbetstagare vid verksamhet med joniserande strålning. Sänkningen innebär att ICRP nu rekommenderar en maximal ekvivalent dos på 20 mSv/år till ögats lins, som ett medelvärde över 5 år, där dosen inget enstaka år får överstiga 50 mSv [1]. ICRP:s tidigare rekommendation var 150 mSv/år [2].

Ny rekommenderad dosgräns för ögats lins: 20 mSv/år.

Många nyligen publicerade studier visar på en lägre tröskeldos för att utveckla katarakt (grå starr) än vad som tidigare antagits. Dessa studier baseras på data från bland annat personer som överlevt atombomber [3, 4], saneringsarbetare exponerade i samband med Tjernobylyolyckan [5] och astronauter [6] samt medicinsk personal [7, 8] och indikerar alla en ökad risk för att utveckla katarakt vid en absorberad dos till ögats lins på 1 Gy eller lägre. ICRP anser nu tröskeldosen vara 0,5 Gy istället för tidigare 5 Gy [1].

Förklaringen till sänkning av både tröskeldos och rekommenderat gränsvärde är att äldre studier generellt har haft en för kort uppföljningstid. Latenstiden för att utveckla katarakt ökar med minskad absorberad dos till ögats lins och för individer som erhållit låga absorberade doser till ögats lins var latenstiden längre än uppföljningstiden och således överskattades tröskeldosen [1].

ICRP:s nya rekommendationer har ännu inte haft genomslag i svenskt regelverk. Enligt gällande svenska föreskrifter är dosgränsen för ögats lins för arbetstagare vid verksamhet med joniserande strålning 150 mSv/år (ekvivalent dos) [9]. EU-kommissionen kom i maj 2012 ut med ett förslag till en ny version [10] av sin Basic

Safety Standards (BSS) från 1996 [11]. I detta förslag har dosgränsen sänkts för ögats lins enligt ICRP:s rekommendation. Om förslaget, i sin nuvarande version, godkänns kommer sänkningen att implementeras även i SSM:s föreskrifter.

1.3. Uppskattningar av ekvivalent dos till ögats lins

Personal inom sjukvården som utför röntgenvägleda procedurer kan erhålla relativt höga stråldoser [12, 13]. Vid röntgenvägleda procedurer förs katetrar genom ett litet snitt, vanligtvis i handled eller ljumske, via patientens blodkärl till aktuellt område i kroppen för att diagnostisera eller behandla olika medicinska tillstånd. Med hjälp av röntgen visualiseras kateterns position i kroppen på en monitor. Personalen som medverkar vid en röntgenvägled procedur står således nära bestrålad del av patienten och utsätts för höga nivåer av spridd strålning. Exempel på röntgenvägleda procedurer är angiografi och ballongvidgning av hjärtats kranskärl (coronary angiography, CA, respektive percutaneous coronary intervention, PCI). Angiografier och ballongvidgningar kan även användas för andra kärl i kroppen, exempelvis i hjärna, njurar eller extremiteter. Andra exempel på röntgenvägleda procedurer är radiofrequency ablation (RFA), endoscopic retrograde cholangiopancreatography (ERCP), percutaneous nephrolithotomy (PCNL), transjugular intrahepatic porto-systemic shunt (TIPS), pacemakerimplantation och olika typer av emboliseringsprocedurer.

Data från flera studier där ekvivalent dos till ögats lins, för operatörer som utför röntgenvägleda procedurer, har uppskattats finns tillgängliga i litteraturen [14-26]. Ett problem som uppkommer vid sammanställning av dessa studier är att resultaten presenteras på olika sätt. I vissa studier har individuella mätningar utförts, i andra har mätningar per procedur utförts. Även mätperiodens längd varierar mycket. Ibland presenteras värden för varje operatör, ibland gemensamma medel- eller medianvärden för alla operatörer. Vidare presenteras resultaten i vissa fall som uppskattade årsvärden medan de i andra fall presenteras som medelvärden per procedur. Dosimeterval, mätmetod och kalibrering varierar mellan studier och ibland utelämnas denna information helt. En sammanställning av data från mätningar kan ses i Tabell 1. För att kunna sammanställa denna tabell har ibland vissa subjektiva tolkningar av presenterade data behövt göras, se respektive referens för originaldata.

Resultat från studier där ekvivalent dos till ögats lins uppskattas är svårtolkade.

Tabell 1: Sammanställning av publicerade mätningar för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins. Siffrorna inom parentes är intervallet för de uppmätta värdena. Då data ej funnits tillgängliga har aktuellt fält lämnats tomt.

Studie	Antal sjukhus	Totalt antal operatörer	Medianvärde per procedur (μSv)	Medelvärde av uppskattade årsvärden (mSv)
Vanhavere et al. [14]	34	71	18 (0,9–720) ^{a,b}	15 (0,1–151) ^a
Donadille et al. [15]	56		26 (4–1083) ^{a,c}	
Østbye Lie et al. [16]	8	14	23 (10–223) ^b	38 (9–210)
Domienik et al. [17]	3	5	27 (4–1214) ^{a,c}	76 (1–247)
Andersen et al. [18]	2	13	64 (6–667) ^{a,b}	29 (0,8–192) ^a
Koukorava et al. [19]	1	2		61 (49–72)
Efstathopoulos et al. [20]	1	10	0 (0–1129) ^b	12 (0,5–28) ^{a,d}
Molyvda-Athanasopoulou et al. [21]		2		55 ^e
Vaño et al. [22]		10	148 (19–2103) ^{a,c}	
Janssen et al. [23]	1	1	20 (15–150) ^{a,c}	
Pratt et al. [24]	3	18	29 (9–113) ^{a,b}	20 (0,3–99) ^a
Harstall et al. [25]	1	1	84 ^b	12
Sandblom et al. [26]	1	10	36 (22–350) ^{a,b}	11 (1,9–33) ^a

^a Siffrorna finns ej presenterade i denna form i artiklarna utan har beräknats utifrån de data som finns tillgängliga.

^b Medianvärde av uppmätta medelvärden per procedur för respektive operatör. .

^c Medianvärde av uppmätta värden per procedur. Värden uppmättes per procedur och inte per operatör.

^d Årsuppskattningar presenteras endast för 3 av 10 operatörer.

^e Uppskattat utifrån medelvärde per procedur för två operatörer och antal procedurer "medeloperatören" utför per år.

Antal procedurer en operatör utför per år varierar kraftigt mellan olika avdelningar. Antalet procedurer är beroende av vilken typ av verksamhet det handlar om. Vanhavere et al. [14] har samlat in data från 34 europeiska sjukhus och presenterar antal procedurer per operatör och år. I studien ingår en mängd olika typer av röntgenvägleda procedurer och antalet procedurer per år varierar mellan 30 och 1281 med ett medianvärde på 160. Ett annat exempel är Østbye Lie et al. [16]. Här uppges att 900 procedurer per år är representativt för de 8 sjukhus som inkluderades i studien.

Uppskattade ekvivalenta doser till ögats lins i Tabell 1 varierar mellan olika sjukhus och operatörer och de allra flesta studier tyder på att det finns risk att operatörer som arbetar med röntgenvägleda procedurer överstiger ICRP:s nya rekommenderade dosgräns.

Det finns risk att personal överstiger 20 mSv/år.

2. Storheter vid uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins

Beroende på syftet med en mätning bör olika dosimetriska storheter användas. För bestämning av tröskeldos för att utveckla katarakt används absorberad dos, D . Om mätningar istället utförs på arbetstagare vid verksamhet med joniserande strålning och ett värde ska sättas i relation till dosgräns, är ekvivalent dos, H_T , mer aktuell. Denna rapport är inriktad på det senare av dessa två fall.

Dosgränser för arbetstagare vid verksamhet med joniserande strålning är definierade genom H_T eller effektiv dos, E , så kallade skyddsstorheter. Dessa går inte att mäta i praktiken men kan uppskattas med hjälp av persondosekvivalenten, $H_p(d)$, som är en operativ storhet. $H_p(d)$ är definierad som dosekvivalenten, H (D multiplicerat med

kvalitetsfaktorn, Q), i mjuk vävnad på ett lämpligt djup, d (mm), under en angiven punkt på kroppen [27, 28].

$H_p(3)$ – person-dosekvivalent för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins.

För att uppskatta E används $H_p(10)$. För att uppskatta H_T till hud och extremiteter används $H_p(0,07)$. För att uppskatta H_T till ögats lins har $H_p(3)$ föreslagits av International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). I dagsläget saknas dock en internationell standard för att kalibrera dosimetrar att mäta $H_p(3)$. Därför används istället vanligtvis $H_p(0,07)$ för att uppskatta H_T till ögats lins, något som rekommenderats av ICRP [2] och EU-kommissionen [29].

Saknas internationell standard för $H_p(3)$ -kalibrering.

ORAMED (Optimization of Radiation Protection for Medical Staff) var ett projekt som startades 2008 och inkluderade nio europeiska länder. Projektet hade som syfte att utveckla metoder för att bättre kunna kartlägga och minska exponeringen för joniserande strålning framförallt i samband med röntgenvägleda procedurer och inom nuklearmedicinsk verksamhet [30]. Alla resultat från projektet finns samlade i en rapport [31] från EURADOS (European Radiation Dosimetry Group). Inom ORAMED var ett delsyfte att utveckla en metod för att kalibrera dosimetrar att mäta $H_p(3)$ i samband med en uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins. Gualdrini et al. [32] har utvecklat ett kalibreringsfantom som ska efterlikna ett huvud. Behrens [33] och Daures et al. [34] har beräknat konversionsfaktorer från luftkerma, K_a , till $H_p(3)$ för detta fantom. Det finns således en hel del data som grund till en internationell standard för $H_p(3)$ -kalibrering men det är fortfarande oklart när och av vem en sådan kommer att publiceras.

En av de kalibreringsstandarder som finns tillgängliga i dag är ISO 4037 [35-38], publicerad av International Organization for Standardization (ISO). ISO 4037 innehåller bland annat konversionsfaktorer från K_a till $H_p(0,07)$ respektive $H_p(10)$ för olika serier av energispektrum. N-serien är den serie som vanligtvis används för kalibrering av dosimetrar avsedda för mätning i röntgenstrålfält. Olika filtrering och rörspänning har givit upphov till de olika spektrumen i N-serien, N-10 till och med N-300. Talet i anslutning till N är rörspänningen i kV.

3. Mätinstrument

Det finns många mätinstrument tillgängliga på den globala marknaden. Endast mätinstrument lämpliga för lins- och/eller extremitetsdosimetri, vid fotonbestrålning vid röntgenvägleda procedurer och/eller nuklearmedicinsk verksamhet, tas upp i denna rapport. För att välja ut dessa mätinstrument har hänsyn tagits till tillgänglighet i Sverige, användarvänlighet och lämplighet för ändamål. Urvalet baseras på en subjektiv bedömning av dessa parametrar. Genom kontakt med svenska sjukhus som använder samt företag som säljer och/eller tillverkar mätinstrument har mätinstrumentens tillgänglighet utvärderats. Användarvänlighet och lämplighet för ändamål har bedömts utifrån företagets specifikationer och genom studier av vetenskaplig litteratur. Det är inte möjligt att något mätinstrument av misstag har utlämnats genom urvalsprocessen.

Både aktiva och passiva dosimetrar beskrivs i denna rapport. De aktiva dosimetrarna ger, genom möjlighet till direktutläsning av mätvärde samt ljudalarm, användaren möjlighet till att i realtid ändra sitt arbetssätt och minska sin exponering. Passiva dosimetrar måste utläsas efter att mätningen är avslutad. Generellt är passiva dosimetrar associerade med mindre osäkerheter i samband med mätning än aktiva dosimetrar.

3.1. Aktiva dosimetrar

Alla bilder som används i rapporten är antingen egenproducerade eller så finns tillstånd från ägaren till rättigheterna för bilden.

3.1.1. Unfors EDD-30

EDD-30 (Educational Direct Dosimeter) (Unfors RaySafe, tidigare Unfors Instruments) består av en sensor (halvledardetektor) och en display-enhet sammankopplade med en 1,5 m lång sladd, se Figur 1. Tillverkaren beslutade våren 2012 att inte producera några nya EDD-30 men de finns fortfarande kvar på marknaden och dessutom inköpta hos många användare.



Figur 1: Unfors EDD-30. Sensorns mått är 22 x 11 x 6 mm.

EDD-30 mäter både ackumulerad persondosekvivalent och persondosekvivalentrat. Även total exponeringstid registreras. Sensorn är kalibrerad att mäta $H_p(0,07)$ i ett N-80-spektrum¹ på ICRU:s kroppsphantom enligt ISO 4037. EDD-30 är konstruerad för mätningar vid röntgenvägleda procedurer. EDD-30 kan ge ljudalarm vid vissa nivåer som finns fördefinierade i instrumentet. Dessa nivåer kan ändras manuellt av användaren.

3.1.2. Unfors NED-30

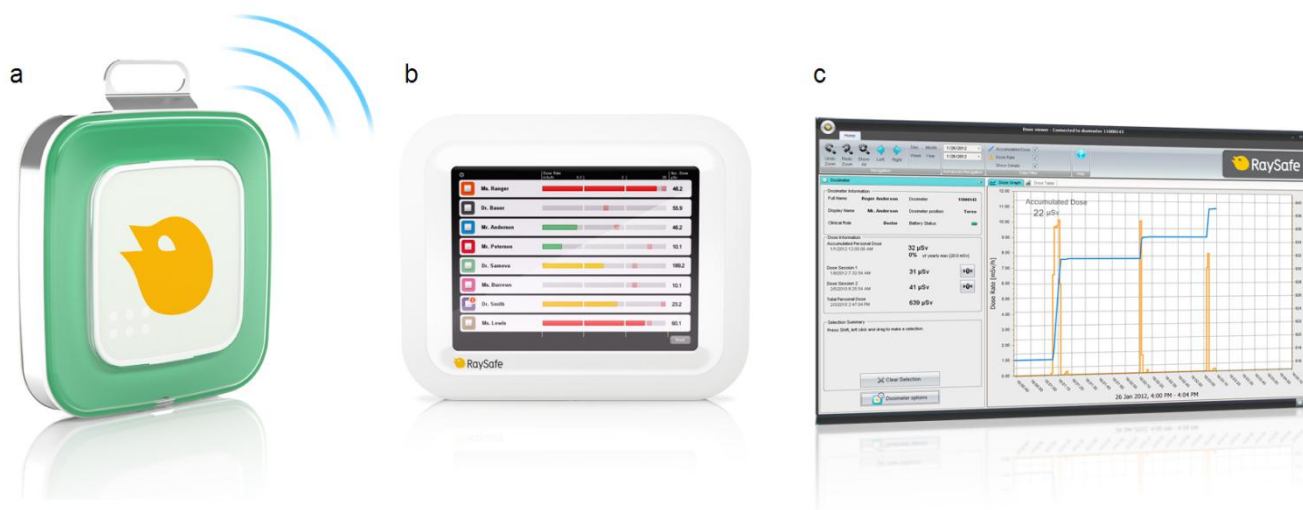
NED-30 (Nuclear Educational Dosimeter) är mycket lik EDD-30. Mätinstrumentens utformning och utseende är, förutom färgen, identiska.

NED-30 kalibreras på samma sätt som EDD-30. Skillnaden är att i NED-30 har en energikompenseringsfaktor lagts in efter kalibrering som gör att NED-30 i praktiken blir kalibrerad för mätning av fotoner från ^{99m}Tc och fotoner med högre energi. Detta innebär att persondosekvivalenten kraftigt överskattas vid lägre energier. NED-30 är anpassad för mätningar inom nukleärmedicinsk verksamhet.

¹ N-80 är ett röntgenspektrum definierat av International Organization for Standardization. Mer om dessa spektrum i kapitel 2 och kapitel 4.4.

3.1.3. RaySafe i2

RaySafe i2 är Unfors RaySafes eget varumärke för produkten Philips DoseAware. Båda produkterna finns på marknaden. Specifikationerna och egenskaperna hos systemen är identiska. Raysafe i2 består i huvudsak av en dosimeter, en monitor och en datormjukvara, se Figur 2.



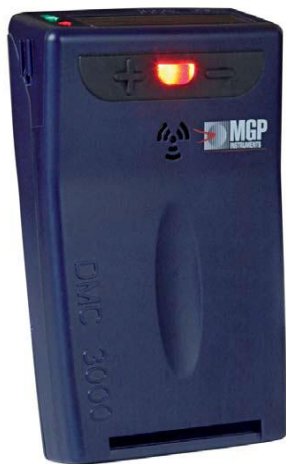
Figur 2: Huvudkomponenter i RaySafe i2: en dosimeter (a), en monitor (b) och en datormjukvara (c). Dosimetersn mått är 45 x 44 x 10 mm.

Dosimetern i systemet innehåller fyra halvledardetektorer med olika filtrering. Den är tänkt att bäras i brösthöjd utanpå blyförklädet av personal som arbetar med röntgenväggledda procedurer. Data skickas trådlöst till monitorn som sitter synligt för personalen i rummet och persondosekvivalentraten visualiseras där genom staplar i olika färger som indikerar olika risknivåer. Användaren har möjlighet att retrospektivt utvärdera personalens exponering med hjälp av datormjukvaran.

Det finns inget mättekniskt som hindrar användaren från att bära dosimetern på andra ställen på kroppen. Dosimetern kan således bäras på handled eller arm för att uppskatta ekvivalent dos till extremitet. Däremot kan sterilitetskravet vid röntgenväggledda procedurer vara ett hinder för detta. Dosimetern är, precis som EDD-30, kalibrerad enligt ISO 4037 i ett N-80-spektrum på ICRU:s kroppsfantom men är kalibrerad att mäta $H_p(10)$ istället för $H_p(0,07)$.

3.1.4. Mirion DMC 3000

MGPi, som är en del av Mirion Technologies, har tillverkat flera dosimetrar i DMC 2000-serien: DMC 2000S, DMC 2000X och DMC 2000XB och DMC 2000GN. Det som skiljer dessa åt är kalibrering samt mätbara strålslag och energiintervall. DMC 3000 (Figur 3) är en ny dosimeter från Mirion som, på sikt, ska ersätta alla modeller i 2000-serien. DMC 3000 innehåller två halvledardetektorer med olika filtrering. DMC 3000 är konstruerad både för mätningar vid röntgenväggledda procedurer och inom nukleärmedicinsk verksamhet.



Figur 3: Mirion DMC 3000. Dosimeterns mått är 86 x 56 x 21 mm.

Mirion DMC 3000 mäter $H_p(10)$. På ovansidan av DMC 3000 finns en display som kan visa ackumulerad persondosekvivalent eller persondosekvivalentrat. Dosimeterns varningslarm består av lampa, ljudsignal och vibration. Våren 2013 kommer Mirion troligtvis ut med en ny version av DMC 3000 som kommer att kunna mäta $H_p(0,07)$ och $H_p(10)$ samtidigt.

3.1.5. Thermo EPD

EPD (Electronic Personal Dosimeter) (Thermo Scientific) har stora likheter med Mirion DMC 3000, se Figur 4. Den stora skillnaden är att Thermo EPD kan mäta både $H_p(10)$ och $H_p(0,07)$ samtidigt. Thermo EPD innehåller tre halvledardetektorer. Thermo EPD har en display på ovansidan som kan visa både ackumulerad persondosekvivalent och persondosekvivalentrat i antingen $H_p(10)$ eller $H_p(0,07)$. Den har även varningslarm vid vissa nivåer. EPD är konstruerad både för mätningar vid röntgenvägda procedurer och inom nukleärmedicinsk verksamhet.



Figur 4: Thermo Scientific EPD. Dosimeterns mått är 85 x 63 x 19 mm.

3.2. Passiva dosimetrar

3.2.1. Mirion DIS-1

DIS-1 (Figur 5) innehåller flera detektorer: tre DISTM-detektorer (Direct Ion Storage) och två MOSFET-detektorer (Metal-oxide-semiconductor field-effect transistor). Detta gör att DIS-1 kan mäta både $H_p(0,07)$ och $H_p(10)$ samtidigt. Den är tillverkad av Rados, som är en del av Mirion Technologies. DIS-1 är konstruerad både för mätningar vid röntgenvägleda procedurer och inom nukleärmedicinsk verksamhet.

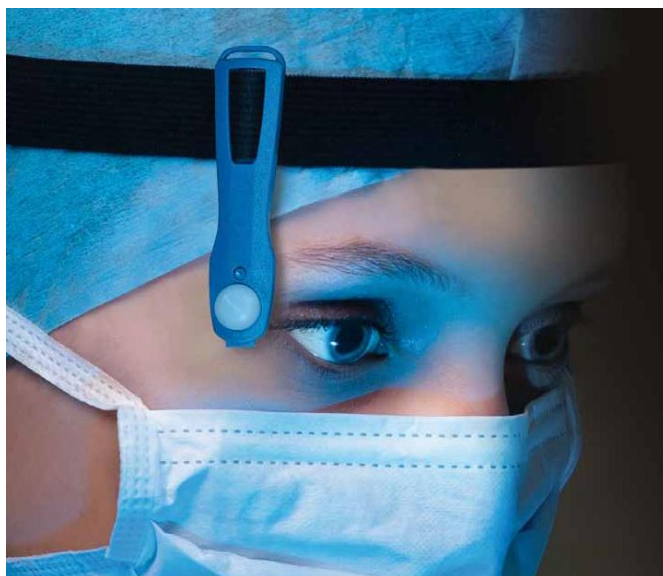


Figur 5: Mirion DIS-1. Dosimeterns mått (exklusive hållaren) är 44 x 41 x 12 mm.

Dosimetern kräver utläsning av mätvärde efter att mätningen är avslutad, vilket kan göras med Dosimeter Badge Reader (DBR). Utläsningen nollställer dock inte mätvärdet, vilket är fallet för en TLD (thermoluminescent dosimeter). Utläsningen kräver ingen upphettning och tar några sekunder.

3.2.2. Radcard EYE-DTM

EYE-DTM är en dosimeter som utvecklades inom ORAMED och är dedikerad för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins. Ett TLD-element av materialet LiF:Mg,Cu,P är inkapslat i en hållare fäst på ett pannband, se Figur 6. LiF:Mg,Cu,P har högre känslighet än LiF:Mg,Ti, som är ett annat vanligt förekommande TLD-material [39]. Den stora fördelen med EYE-DTM, jämfört med andra TLD, är hållarens utformning. Den kan enkelt placeras mycket nära ögat.

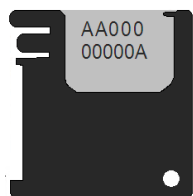


Figur 6: Radcard EYE-D™. Dosimeterns mått (inklusive hållare) är ungefär 70 x 10 x 10 mm. TLD-elementets mått är Ø4,5 mm x 0,9 mm.

Dosimetern tillverkas av Radcard och säljs av RadPro International GmbH. Den kan levereras både kalibrerad och okalibrerad, beroende på användarens önskemål. Det finns möjlighet att beställa EYE-D™ kalibrerad med ^{137}Cs att mäta $H_p(3)$. För denna kalibrering används konversionsfaktorerna beräknade inom ramen för ORAMED för det cylindriska fantomet utvecklat av Gualdrini et al. [31, 32]. Om användaren väljer att beställa dosimetern kalibrerad behöver den, efter mätning, skickas tillbaka till RadPro för utvärdering. Finns egen TLD-läsare, som kan läsa lösa/enstaka TLD-element, att tillgå kan egen utvärdering göras av EYE-D™ efter mätning. En förutsättning för detta är att möjlighet finns för lokal kalibrering av systemet, antingen med hjälp av konversionsfaktorerna för $H_p(3)$ från ORAMED eller enligt en internationell standard, exempelvis ISO 4037. Beroende på hur EYE-D™ kalibreras kan den användas för mätningar antingen vid röntgenvägleda procedurer eller inom nukleärmedicinsk verksamhet.

3.2.3. Landauer InLight® nanoDot™

InLight® nanoDot™ från Landauer baseras på OSL-teknik (optically stimulated luminescence). En stilistisk återgivning av dosimeterns utseende kan ses i Figur 7.



Figur 7: Stilistisk återgivning av utseendet hos Landauer InLight® nanoDot™. Dosimeterns mått är ungefär 10 x 10 x 2 mm.

Utläsning av dosimetern kan göras med utläsaren microStar®. Systemet (dosimeter och utläsare) kan beställas med olika kalibreringar. Alternativet som erbjuds för röntgenvägleda procedurer är att systemet kalibreras i 80 kV på ett ICRU-kroppsfantom att mäta $H_p(0,07)$. Den kan även beställas med kalibrering för mätningar inom nukleärmedicinsk verksamhet eller strålterapiverksamhet. InLight®

nanoDot™ kan, precis som Mirion DIS-1, utläsas flera gånger utan att den nollställs. På baksidan finns en streckkod som förenklar handhavandet av dosimetrarna.

3.2.4. Thermoluminescenta dosimetrar (TLD)

Delkapiteln under kapitel 3.1 och 3.2 har hittills varit baserade på specifika produkter. Detta delkapitel handlar istället mer allmänt om thermoluminescenta dosimetrar (TLD).

Det finns flera olika typer av TLD-material. Dessa har olika känslighet och är kopplade till olika grader av fading. Fading medför att dosimetern vid utläsning ger en lägre signal än förväntat. Material som har hög känslighet (och därmed kan mäta lägre absorberade doser) är ofta kopplade till högre grader av fading. Ett exempel på ett sådant material är $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ som kan användas för att mäta absorberade doser ner till ungefär $0,2 \mu\text{Gy}$ men som förlorar en betydande del av signalen på bara några dagar på grund av fading. $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$ är ett exempel på ett material som är mer lämpligt för längre mätperioder. Detta material klarar dock inte att mäta lägre absorberade doser än ungefär $100 \mu\text{Gy}$ [40].

Flera olika typer av TLD-system finns tillgängliga kommersiellt. TLD-tjänster kan även köpas externt, exempelvis från ett sjukhus som har ett TLD-system eller från Landauer Nordic. Landauer Nordic erbjuder helkropp-, finger- och bakgrundsosimetrar inklusive kalibrering och utvärdering.

En av de absolut främsta fördelarna med TLD är TLD-elementens ringa storlek. Genom att fästa ett TLD-element i en ring, ett armband eller ett pannband kan dosimetern placeras på en position mycket nära den punkt där uppskattning av ekvivalent dos till extremiteter eller ögats lins är som mest lämplig.

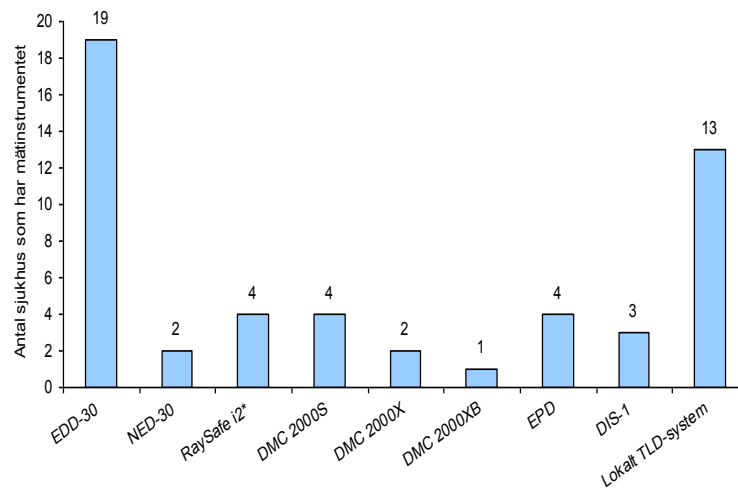
Att kalibrera sitt lokala TLD-system och använda detta är ett bra alternativ för mätning av persondosekvivalent till ögats lins.

Om tillgång finns till ett lokalt TLD-system och det finns möjlighet att tillverka det fantom som definierats av Gualdrini et al. [32] kan det lokala TLD-systemet kalibreras för $H_p(3)$ med hjälp av konversionsfaktorerna från ORAMED [31]. Vill man följa en internationell kalibreringsstandard kan systemet istället kalibreras för $H_p(0,07)$, exempelvis enligt ISO 4037. Att kalibrera sitt eget TLD-system och använda detta för mätning är ett bra alternativ för att minimera osäkerheter.

3.3. Jämförelse av mätinstrumenten

3.3.1. Förekomst på svenska sjukhus

För att undersöka förekomsten av mätinstrument i Sverige tillfrågades 33 svenska sjukhus, i juli 2012. Svar erhöles från 22 stycken. En sammanställning av svaren kan ses i Figur 8.



EDD-30 är vanligt förekommande på svenska sjukhus.

* Utöver de fyra sjukhus som svarade att de använder systemet i dag, svarade ett sjukhus att de inom kort kommer att ha det i bruk.

Figur 8: Tillgängliga mätinstrument på 22 svenska sjukhus.

Flera sjukhus svarade att de använder Landauer Nordics TLD-tjänst för personaldosimetri. Mätinstrument kopplade till denna tjänst inkluderas inte i Figur 8; figuren innehåller mätinstrument som är inköpta och finns tillgängliga lokalt på sjukhuset.

I Linköping finns ett, av SSM, godkänt persondosimetrlaboratorium där Mirion DIS-1 används, men TLD används fortfarande [41].

3.3.2. Tillverkarnas specifikationer

Tillverkarnas specifikationer för respektive mätinstrument i kapitel 3.1 och 3.2 kan ses i Tabell 2. Ofta är tillverkarna, i sina specifikationer, otydliga med vad som avses och ibland saknas vissa uppgifter helt. Flera fält i tabellen har lämnats tomma eftersom aktuella data ej funnits tillgängliga. För att kunna sammanställa tabellen har ibland vissa subjektiva tolkningar behövt göras.

I Tabell 2 ingår en kolumn som benämns ”Osäkerhet”. Vad tillverkaren egentligen menar med osäkerhet varierar. Vissa tillverkare avser vilken osäkerhet de har i sin kalibrering, andra avser istället vilket totalt mätfel ett godtyckligt mätvärde har och ibland framgår det inte. Även när det gäller innehållet i kolumnen ”Dosintervall” finns vissa oklarheter med vad tillverkarna avser. Ibland specificeras vilket intervall displayen kan visa men det framgår inte vad lägsta detekterbara persondosekvivalent är, något som är högst väsentligt då mätningar under korta perioder är intressanta.

Tabell 2: Respektive tillverkares specifikationer för mätinstrumenten som tagits upp i kapitel 3.1 och 3.2. Även specifikationer för några av instrumenten i Mirions DMC 2000-serie tas upp här. Då data ej funnits tillgängliga har aktuellt fält lämnats tomt. I kolumnen "Osäkerhet" innebär "(total)" att tillverkaren specificerat vilket totalt mätfel ett godtyckligt mätvärde har. Ibland har tillverkaren istället specificerat vilken osäkerhet de har i sin kalibrering, detta indikeras genom att det står vilket spektrum eller vilken nuklid som använts för bestämning av osäkerheten.

Mätinstrument	Tillverkare	Mått (mm)	Vikt (g)	Energirespons inom	Vinkelrespons inom	Dosratsrespons inom	Dosintervall	Osäkerhet	Storhet
EDD-30	Unfors RaySafe	22 x 11 x 6 ^a	200 ^b	+30%/-45% (20–65 keV) ^c	±10% (±60°) ^c ±20% (±75°) ^c	0,03 mSv/h – 2 Sv/h ^d	10 nSv – 9999 Sv	±6% för N-80	$H_p(0,07)$
NED-30	Unfors RaySafe	22 x 11 x 6 ^a	200 ^b	+450%/-0% (20–140 keV) ^c ±10% (140–1250 keV) ^c	±10% (±60°) ^c ±25% (±75°) ^c	0,18 mSv/h – 9 Sv/h ^d	50 nSv – 9999 Sv	±6% för N-80	$H_p(0,07)$
Raysafe i2	Unfors RaySafe	45 x 44 x 10	30	±20% (33–83 keV) ±30% (83–101 keV)	±5% (±5°) ±30% (±50°) +200%/-100% (±90°)	±10% (0,04–150 mSv/h) ±20% (150–300 mSv/h)	1 µSv – 10 Sv	±10% (total)	$H_p(10)$
DMC 2000XB	Mirion Technologies	87 x 48 x 28	59	20–6000 keV ^d		±20% (0,1 µSv – 1 Sv/h) ±30% (1 Sv – 10 Sv/h)	1 µSv – 10 Sv	±10% (total)	$H_p(0,07)$ $H_p(10)$
DMC 2000S	Mirion Technologies	87 x 48 x 28	56	50–6000 keV ^d		±20% (0,1 µSv – 1 Sv/h) ±30% (1 Sv – 10 Sv/h)	1 µSv – 10 Sv	±10% (total)	$H_p(10)$
DMC 2000X	Mirion Technologies	87 x 48 x 28	59	20–6000 keV ^d		±20% (0,1 µSv – 1 Sv/h) ±30% (1 Sv – 10 Sv/h)	1 µSv – 10 Sv	±10% (total)	$H_p(10)$
DMC 3000	Mirion Technologies	86 x 56 x 21	84	±20% (16–7000 keV)		±20% (0,1 µSv – 6 Sv/h)	1 µSv – 10 Sv	±10% (total)	$H_p(10)$
EPD [$H_p(0,07)$] ^e	Thermo Scientific	85 x 63 x 19	95	±30% (20–6000 keV) ±50% (6–10 MeV)	±30% (±55°)	±20% (<1 Sv/h)	1 µSv – 16 Sv	±20% (total)	$H_p(0,07)$
EPD [$H_p(10)$] ^e	Thermo Scientific	85 x 63 x 19	95	±50% (15–17 keV) ±20% (17–1500 keV) ±30% (1,5–6 MeV) ±50% (6–10 MeV)	±20% (±75°) för Cs-137 ±50% (±75°) för Am-241	±10% (<0,5 Sv/h) ±20% (0,5–1 Sv/h) ±30% (1–2 Sv/h)	1 µSv – 16 Sv	±10% (total)	$H_p(10)$
EYE-D TM	Radcard	70 x 10 x 10 ^{c,f}		±20% (30–1300 keV)	±20% (±80°) ^c		10 µSv – 10 Sv		$H_p(3)$ ^g
InLight [®] nanoDot TM	Landauer	10 x 10 x 2 ^c		±10% (70–140 keV) ^{h,i}			10 µSv – 3 Sv	±10% (total)	$H_p(0,07)$ ^j
DIS-1 [$H_p(0,07)$] ^e	Mirion Technologies	44 x 41 x 12 ^j	25 ^j	±30% (6–9000 keV)	±20% (±60°)	±20% (<0,1 mSv/h) ^c ±15% (0,1 mSv/h – 3 Sv/h) ^c	10 µSv – 40 Sv	±10% för ¹³⁷ Cs	$H_p(0,07)$
DIS-1 [$H_p(10)$] ^e	Mirion Technologies	44 x 41 x 12 ^j	25 ^j	±30% (15–9000 keV)	±20% (±60°)	±15% (<0,1 mSv/h) ^c ±10% (0,1 mSv/h – 3 Sv/h) ^c	1 µSv – 40 Sv	±5% för ¹³⁷ Cs	$H_p(10)$

^a Måtten för sensorn. Sensorn är kopplad till en display-enhet med en 1,5 m sladd. Display-enheten har måtten 82 x 98 x 21 mm.

^b Totalvikten för sensor, sladd och display-enhet. Själva sensorn är mycket lätt.

^c Data fanns endast tillgängliga i form av figur. Dessa siffror har uppskattats visuellt från figurer.

^d Ingen avvikelse angiven.

^e EPD och DIS-1 mäter både $H_p(0,07)$ och $H_p(10)$ samtidigt men med olika specifikationer. Därför är vardera av dessa instrument uppdelade som två mätinstrument i tabellen, ett med $H_p(0,07)$ -specifikationerna och ett med $H_p(10)$ -specifikationerna.

^f Mått inklusive hållare. TLD-elementets mått är Ø4,5 mm x 0,9 mm.

^g Kan beställas kalibrerad att mäta $H_p(3)$. Denna kalibrering görs ej efter en internationell standard. Dosimetern kan även beställas okalibrerad. Mer information i kapitel 3.2.2.

^h Energiresponsen angiven för rörspänning istället för energi i specifikationen.

ⁱ Dosimetern kan även fås med annan kalibrering och kan då mäta över annat energiintervall. I tabellen har Landauers kalibreringsalternativ för röntgenvägladda procedurer använts.

^j Mått/vikt utan hållare. Inklusive hållare: 47 x 49 x 13 mm respektive 43 g.

3.3.3. Utvärderingar av mätinstrument

Vissa av de aktiva dosimetrar som tagits upp i kapitel 3.1 återfinns i studier där mätinstrument har utvärderats [42-44]. Det handlar om Unfors EDD-30, RaySafe i2, Thermo EPD och Mirion DMC 2000XB.

Clairand et al. [42] har utvärderat EDD-30, RaySafe i2, EPD och DMC 2000XB genom fantommätningar. En slutsats var att alla hade en linjär dosrespons upp till 500 mSv. Vidare var energiresponsen för EPD och DMC 2000XB inom $\pm 30\%$ inom intervallet N-30–N-120 (medelenergi 24–100 keV). För EDD-30 respektive RaySafe i2 var energiresponsen inom $\pm 30\%$ för N-20–N-80 (medelenergi 16–65 keV) respektive N-40–N-120 (medelenergi 33–100 keV). För alla fyra mätinstrument uppmättes en dosratsrespons som var inom $\pm 25\%$ för persondosekvivalentrater under 4 Sv/h. Sammanfattningsvis anses dessa mätinstrument vara bra verktyg för att optimera och reducera strålningsexponeringen. Dock rekommenderas att en passiv dosimeter används för de mätningar som krävs i myndigheters föreskrifter.

Struelens et al. [43] har utvärderat EDD-30, EPD och DMC 2000XB. Fantommätningar för olika persondosekvivalentrater, rörspänningar och pulslängder har utförts. Här användes TLD som referens vid mätningarna. Alla tre mätinstrument gav värden inom $\pm 30\%$ av värdet från TLD-referensen för alla olika rörspänningar (60–100 kV) och pulslängder (5–2000 ms) som användes. Motsvarande värde för dosratsresponsen var $\pm 50\%$ (10–1080 mSv/h).

Chiriotti et al. [44] har utvärderat EDD-30, RaySafe i2, EPD och DMC 2000XB genom fantommätningar. Vid mätningarna mättes responsen för de aktiva dosimetrarna upp för olika filtrering, antal pulser per sekund, pulslängder och rörspänningar med en TLD som referens. Responsen i förhållande till TLD-referensen var inom $\pm 30\%$ för de aktiva dosimetrarna.

Sammanfattningsvis gäller att en mätning med en aktiv dosimeter innebär relativt stora osäkerheter. En passiv dosimeter är att föredra framför en aktiv då det gäller mätningar som krävs i myndigheters föreskrifter.

När det handlar om mätningar som krävs i myndigheters föreskrifter bör en passiv dosimeter användas istället för en aktiv.

3.4. Möjlighet till spårbar kalibrering hos SSM

Om tillgängligt mätinstrument inte är kalibrerat för relevant energi och djup samt med lämpligt fantom för den aktuella tillämpningen bör kalibrering på annat sätt övervägas. Ett exempel kan vara att tillgängligt instrument är kalibrerat med ^{137}Cs att mäta $H_p(10)$. Ett mer lämpligt alternativ för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins vid röntgenvägleda procedurer är en $H_p(0,07)$ -kalibrering i lägre energi.

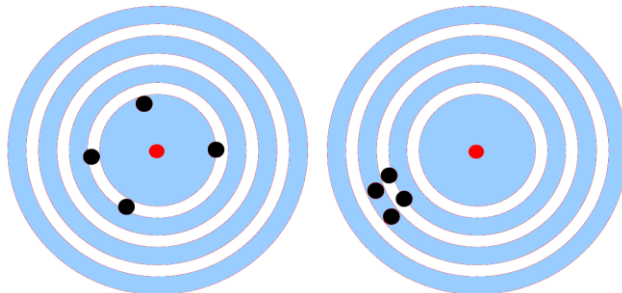
Om möjlighet inte finns för lokal kalibrering av mätinstrument och/eller om en spårbar kalibrering önskas kan mätinstrumenten skickas in till SSM:s riksmätplats för joniserande strålning [45]. SSM erbjuder spårbar kalibrering av mätinstrument för strålterapi-, röntgendiagnostik- och strålskyddsändamål. För mätinstrument avsedda för persondosimetri erbjuds spårbar kalibrering i strålfält i ISO:s N-serie enligt ISO 4037. SSM:s riksmätplats upprätthåller nationella normaler för kerma, absorberad dos och dosekvivalent som är spårbara till primärlaboratorier Bureau International des Poids et Mesures (Frankrike), National Physics Laboratory (England) och Physikalisch-Technische Bundesanstalt (Tyskland).

4. Osäkerheter

Detta kapitel är begränsat till linsbestrålning för personal som arbetar med röntgenvägleda procedurer.

Det finns flera faktorer som påverkar mätvärdet i samband med en uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins för personal som arbetar med röntgenvägleda procedurer. En sådan uppskattning är associerad med osäkerheter som fördelar sig på olika sätt. Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM) har formulerat en standard för hantering av dessa osäkerheter, Guide to the expression of Uncertainty in Measurement (GUM) [46]. Storleken på en osäkerhet kan uppskattas på olika sätt. I vissa fall kan den uppskattas genom upprepade mätningar. Denna metod benämns, i GUM, *Typ A*-utvärdering. I andra fall måste storleken på osäkerheten istället uppskattas på alternativa sätt, exempelvis baserat på data från tidigare utförda mätningar, på information i specifikationer från tillverkare av mätinstrument eller genom att basera uppskattningen på egna erfarenheter. Dessa metoder är exempel på *Typ B*-utvärdering.

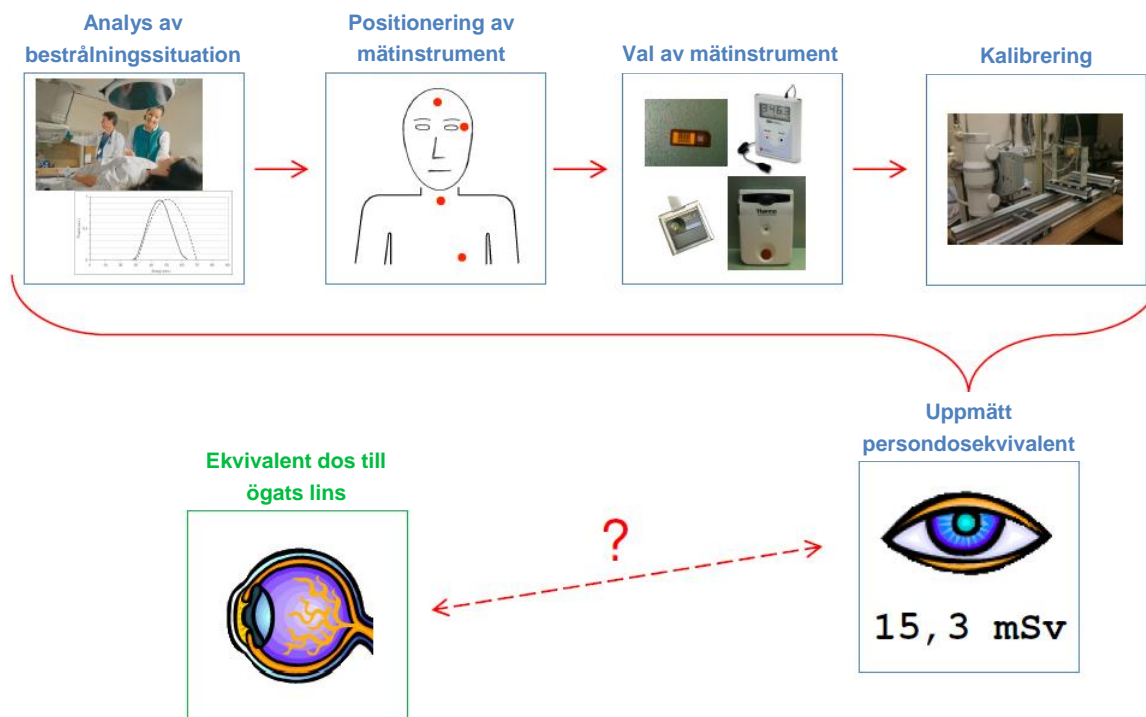
I detta kapitel används begreppen mätosäkerhet och mätfel. Mätosäkerheten är slumpmässig. Genom att exempelvis upprepa en mätning oändligt många gånger kan mätosäkerheten bestämmas. Det går inte att kompensera ett mätvärde för mätosäkerheten, däremot kan den ibland minskas genom upprepade mätningar. Ett mätfel är en förutsägbar osäkerhet. Det är möjligt att korrigera mätvärdet för mätfel. I rapporten används även termen osäkerhet, då i sin vardagliga betydelse eller för att beteckna både mätosäkerheter och mätfel. Figur 9 illustrerar skillnaden mellan mätosäkerhet och mätfel.



Figur 9: Den röda pricken i mitten representerar det sanna värdet. De svarta prickarna representerar datapunkter från en mätning. Måltavlan till vänster illustrerar hög mätosäkerhet och lågt mätfel. Måltavlan till höger illustrerar låg mätosäkerhet och högt mätfel.

Vid en mätning av persondosekvivalent till ögats lins kan osäkerheter introduceras under flera olika steg. Huvudsakliga potentiella källor till osäkerheter är mätinstrumentets kalibrering, mätinstrumentets position och mätinstrumentets egen osäkerhet (energirespons, vinkelrespons, dosratsrespons, osv.).

Figur 10 ger en överblick av de steg som leder fram till en uppmätt persondosekvivalent och hur denna förhåller sig till ekvivalent dos till ögats lins. För att kunna minimera osäkerheterna i uppmätt persondosekvivalent krävs först en analys av bestrålningssituationen och utifrån detta bestäms den mest lämpliga positionen för mätinstrumentet. Därefter kan det mätinstrument väljas som är mest lämpligt för det syfte mätningen har. Mätinstrumentet kan även kalibreras innan mätning för att ytterligare minska osäkerheterna.



Figur 10: Överblick av de steg som leder fram till en uppmätt persondosekvivalent. Det är möjligt att ange vilka osäkerheter som ingår i värdet på den uppmätta persondosekvivalenten, men hur förhåller sig uppmätt persondosekvivalent till ekvivalent dos till ögats lins?

Det är viktigt att vara medveten om att trots att osäkerheten i uppmätt persondosekvivalent är liten kan detta värde avvika avsevärt från ekvivalent dos till ögats lins. Genom exempelvis Monte Carlo-simuleringar kan det estimeras hur uppmätt persondosekvivalent förhåller sig till ekvivalent dos till ögats lins.

4.1. Analys av bestrålningsituationen

Personal som arbetar med röntgenvägleda procedurer utsätts för spridd strålning från patienten. För att kunna minimera osäkerheten är det viktigt att känna till operatörens bestrålningsituation, dvs. bestrålningsgeometri och fysikaliska egenskaper hos strålfältet.

Vid vissa typer av röntgenvägleda procedurer används ett rutinmässigt, nästan standardiserat, arbetssätt. Detta gäller exempelvis vissa typer röntgenvägleda procedurer inom kardiologi. Operatörens arbetsposition i förhållande till röntgenröret och patienten gör att den spridda strålningen från patienten som träffar hans/hennes ögon nästan uteslutande faller in snett nerifrån vänster. Att definiera en bestrålningsgeometri för andra typer av röntgenvägleda procedurer är inte alltid lika enkelt. Olika procedurer kräver olika arbetsposition och innebär därmed olika bestrålningsgeometri. Innan mätning påbörjas är det viktigt att studera personalens arbetsätt för att kunna definiera en bestrålningsgeometri och utifrån denna välja placering av dosimetern.

Bestrålningsgeometrin ser olika ut vid olika röntgenvägleda procedurer.

Det är vanligt att persondosimetrar kalibreras i strålfält motsvarande de primärstrålfält som används i verksamheten. När mätningen sedan görs i spridda strålfält kan osäkerheter introduceras. För att på ett så korrekt sätt som möjligt kunna uppskatta

ekvivalent dos till ögats lins är det viktigt att känna till de fysikaliska egenskaperna hos det spridda strålfältet, exempelvis energispektrumet som hädanefter benämns ”spritt spektrum”. Clairand et al. [42] presenterar typiska strålfält som påträffas i samband med röntgenvägledda procedurer, se Tabell 3.

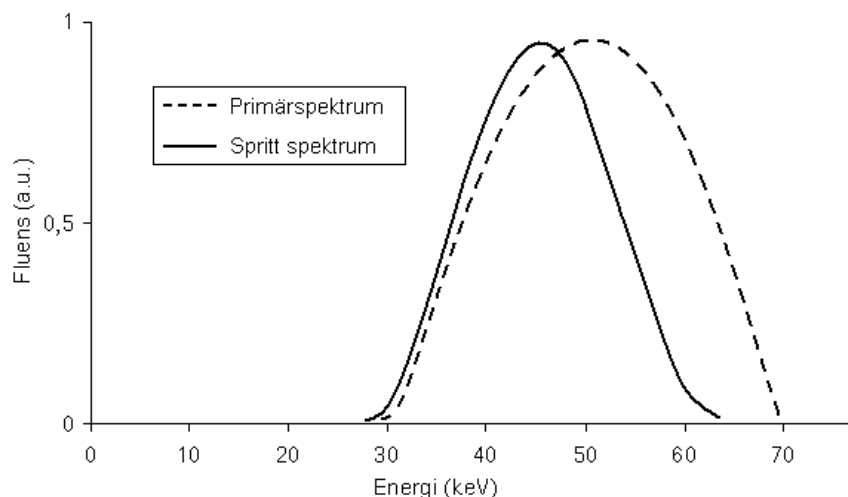
Tabell 3: Karakteristik för typiska strålfält vid röntgenvägledda procedurer. Tabellen är hämtad från Clairand et al. [42].

Parameter	Intervall
Rörspänning	60–120 kV
Rörström	5–1000 mA
Ekvivalent egenfiltrering	4,5 mm Al
Ytterligare filtrering	0,2–0,9 mm Cu
Pulslängd	1–20 ms
Pulsfrekvens	1–30 pulser/s
Ekvivalent dosrat i primärfältet ^a	2–300 Sv/h
Ekvivalent dosrat i det spridda fältet ^b	0,005–10 Sv/h
Energiintervall för det spridda fältets spektrum	20–100 keV

^a Vid patientbordet.

^b Vid operatörens position (30 cm från patienten).

I en annan artikel presenterar Clairand et al. [47] spridda spektrum vid operatörens position från fantommätningar och Monte Carlo-simuleringar (MC). I denna studie användes realistiska bestrålningsparametrar (70 kV, 4,5 mm Al + 0,2 mm Cu) och en försöksupställning representativ för en röntgenvägledd procedur. Uppmätta spridda spektrum men också primärspektrum och spritt spektrum beräknade med hjälp av MC-simuleringar redovisas. Slutsatsen var att det fanns stora likheter mellan primärspektrum och spritt spektrum; spektrumet försköts ungefär 10 keV mot lågenergiområdet då strålningen spreds i patienten. En stilistisk återgivning av resultatet kan ses i Figur 11. I figuren är de två spektrumen inte normerade till samma värde och det ser därför ut som att de två spektrumen har samma maxfluens, något som inte stämmer i praktiken. Fluensen i det spridda spektrumet är mindre än 1 % av fluensen i primärspektrumet [48].



Figur 11: Stilistisk återgivning av resultatet från Clairand et al. [47] visar att det fanns stora likheter mellan primärspektrum och spritt spektrum; spektrumet försköts ungefär 10 keV mot lågenergiområdet då strålningen spreds i patienten, för 70 kV med filtrering 4,5 mm Al + 0,2 mm Cu.

Behrens et al. [48] presenterar MC-simulerade primärspektrum och spridda spektrum för rörspänningar 40 kV, 100 kV och 250 kV samt ¹³⁷Cs. Det konstateras att det

spridda spektrumets relativa förskjutning mot lågenergiområdet är större för högre energier.

Det finns även publikationer från andra studier som innehåller spridda spektrum för liknande rörspänning [49-51]. Dessa publicerar inga primärspektrum att jämföra med men formen på publicerade spridda spektrum liknar formen på spritt spektrum publicerat av Clairand et al. [47]. Spektrumet påverkas minimalt av operatörens position och var på operatören mätningen sker [51].

Sammanfattningsvis gäller att skillnaden mellan primärspektrum och spektrum hos det spridda fältet, i vilket mätning utförs, är relativt liten vid röntgenväggledda procedurer. Det faktum att ett intervall av rörspänningar används ger upphov till större variationer i energi. Det är därför viktigt att aktuell bestrålningssituation analyseras innan mätning påbörjas, så att energin hos det spridda fältet kan bestämmas. Om detta inte är möjligt bör en dosimeter med liten variation i energirespons inom intervallet 20–100 keV användas.

Skillnaden mellan primärspektrum och spritt spektrum är relativt liten för röntgenväggledda procedurer.

4.2. Positionering av mätinstrument

Geber et al. [52] har studerat hur positionering av mätinstrumentet, vid en röntgenväggledd procedur, påverkar mätvärdet och hur detta förhåller sig till den absorberade dosen till ögats lins. Fantommätningar ger att då operatören har röntgenröret på sin vänstra sida bör dosimetern placeras på tinningen bredvid vänster öga, så nära ögat som möjligt. I denna position överskattades den absorberade dosen till ögats lins med 6 %. En dosimeter placerad på ögonbrynet underskattade, i medeltal, den absorberade dosen till ögats lins med 13 % och en dosimeter mellan ögonen underskattade samma dos med 20 %. Placeras dosimetern bredvid ögat är det viktigt att den placeras på den sida röntgenröret befinner sig; en dosimeter bredvid höger öga underskattade den absorberade dosen till ögats lins till vänster öga med 80 % (då operatören hade röntgenröret på sin vänstra sida).

Dosimetern bör placeras bredvid ögat på den sida röntgenröret befinner sig.

Vidare har även Domienik et al. [17] studerat dosimeterposition. Persondosekvivalentens fördelning längs pannan studerades genom mätningar på personal som arbetar med olika typer av röntgenväggledda procedurer. Fördelningar presenteras för sju olika fall och för alla utom ett stämmer resultaten överens med resultaten från Geber et al. [52]; dosimetern bör placeras bredvid ögat på den sida röntgenröret befinner sig. Då operatörens position i förhållande till patient och röntgenrör varierar kan det vara en fördel att använda sig av flera dosimetrar samtidigt.

I en studie av Sandblom et al. [26] har en kvot mellan persondosekvivalent i ögon- respektive brösthöjd för operatörer som utför röntgenväggledda procedurer uppskattats. Detta gjordes både genom fantom- och personalmätningar. Det ansågs svårt att ange ett specifikt värde på kvoten. Kvoten varierade kraftigt med längd på operatör och avstånd från bestrålad del av patienten och resultaten tyder på att en dosimeter i brösthöjd överskattar ekvivalent dos till ögats lins med mellan 50 och 400 %.

4.3. Val av mätinstrument

Vissa mätinstrument är konstruerade att uppskatta effektiv dos, andra är konstruerade att mäta persondosekvivalent till ögats lins. Oavsett hur ett visst instrument är konstruerat kan det användas för att uppskatta ekvivalent dos till ögats lins. Det handlar om vilka osäkerheter som tolereras i samband med mätningen.

För att på ett så korrekt sätt som möjligt kunna uppskatta ekvivalent dos till ögats lins är positioneringen och därmed mätinstrumentets storlek viktig. De flesta av de aktiva dosimetrarna är svåra att placera nära ögats lins på grund av sin storlek. De kan placeras i halshöjd för att få en uppfattning om ekvivalent dos till ögats lins men det är då viktigt att vara medveten om de stora osäkerheter som detta innebär.

Aktiva dosimetrar kan användas för en grov initial uppskattning. För vidare utredning bör passiva dosimetrar användas.

Ibland är inte minimering av osäkerheter högsta prioritet. Ett exempel kan vara då det på en avdelning, där ingen tidigare mätning gjorts, önskas en grov uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins hos personalen. Vid ett sådant tillfälle kanske snabb utläsning av mätvärdet prioriteras och då kan en aktiv dosimeter vara att föredra. Ju högre uppmätt persondosekvivalent är desto viktigare är det att minimera osäkerheterna, bland annat för att säkerställa att dosgränsen inte överskrids. Mätning med en passiv dosimeter innebär mindre osäkerheter. En mätning med en aktiv dosimeter kan, i vissa situationer, behöva följas upp av en mer noggrann mätning med en passiv dosimeter.

Unfors EDD-30 är ett bra alternativ för en grov initial uppskattning då enkel utläsning av mätvärdet prioriteras. Sensorns ringa storlek gör det möjligt att placera den nära ögat.

4.4. Kalibrering av mätinstrument

Vid kalibrering är främst två aspekter viktiga att ta hänsyn till. Kalibrering bör göras i motsvarande energi där mätningen skall utföras (alternativt korrigera mätvärdet). Det är också viktigt att vara medveten om vilka djup för persondosekvivalenten (dvs. $H_p(0,07)$, $H_p(3)$ eller $H_p(10)$) som är lämpliga för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins (och vilket fantom som bör användas för kalibrering av dessa).

Enligt ICRP och EU-kommissionen kan $H_p(0,07)$ användas för att uppskatta ekvivalent dos till ögats lins trots att $H_p(3)$ är den, av ICRU, föreslagna storheten. Behrens et al. [48] har använt MC-simuleringar för att försöka kvantifiera det mätfel som införs då $H_p(0,07)$, $H_p(3)$ respektive $H_p(10)$ används för att uppskatta ekvivalent dos till ögats lins. Alla tre storheter utvärderades för ett ICRU-kroppsfantom. För spridda fotoner från strålfält med en rörspänning på över 30 kV, överskattades ekvivalent dos till ögats lins med ungefär 10 % då $H_p(0,07)$ användes. Ungefär motsvarande resultat gällde för $H_p(3)$. Det mätfel som introducerades vid användandet av $H_p(10)$, var ungefär 20 % för vissa energier, men varierade kraftigt med fotonenergi. $H_p(10)$ innebar både över- och underskattning av ekvivalent dos till ögats lins, beroende på energi. Detta gör att det är svårt att kompensera sitt mätvärde för det mätfel som uppstår då $H_p(10)$ används. Resultaten från studien tyder på att både $H_p(0,07)$ och $H_p(3)$ kalibrerade på ett ICRU-kroppsfantom kan användas för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins vid röntgenvägleda procedurer, $H_p(10)$ ger större fel och bör undvikas.

För uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins bör $H_p(0,07)$ eller $H_p(3)$ användas istället för $H_p(10)$.

Konversionsfaktorer från K_a (luftkerma) till $H_p(d)$ kan användas för att teoretiskt visa på vilka mätfel som kan introduceras då fel djup för persondosekvivalenten används. Konversionsfaktorer för $H_p(3)$ finns inte i någon internationell standard. I Tabell 4 visas dessa faktorer för $H_p(10)$ respektive $H_p(0,07)$ för monoenergetiska fotoner och ICRU:s kroppsfantom (ett 30 x 30 x 15 cm fantom av vävnadsekvivalent material) [53]. ISO har publicerat motsvarande faktorer för olika röntgenspektrum [37], se Tabell 5. Behrens [54] har, för ICRU:s kroppsfantom, publicerat konversionsfaktorer från K_a till $H_p(3)$ för flera av de spektrum som definieras i ISO 4037. Även konversionsfaktorer från denna publikation inkluderas i Tabell 5.

Tabell 4: Konversionsfaktorer från K_a till $H_p(d)$ för monoenergetiska fotoner och ICRU:s kroppsfantom [53].

Fotonenergi (keV)	$H_p(0,07)/K_a$ (Sv/Gy)	$H_p(10)/K_a$ (Sv/Gy)	$H_p(10)/H_p(0,07)$
10	0,947	0,009	0,010
15	0,981	0,264	0,269
20	1,045	0,611	0,585
30	1,230	1,112	0,904
40	1,444	1,490	1,032
50	1,632	1,766	1,082
60	1,716	1,892	1,103
80	1,732	1,903	1,099
100	1,669	1,811	1,085
150	1,518	1,607	1,059
200	1,432	1,492	1,042

Tabell 5: Konversionsfaktorer från K_a till $H_p(d)$ för några av ISO:s röntgenspektrum i N-serien och ICRU:s kroppsfantom. Konversionsfaktorerna till $H_p(0,07)$ och $H_p(10)$ är hämtade från ISO 4037-3 [37]. Konversionsfaktorerna till $H_p(3)$ är hämtade från Behrens [54]. Talet i anslutning till N i kolumn 1 är rörspektret i kV.

Spektrum	$H_p(0,07)/K_a$ (Sv/Gy)	$H_p(3)/K_a$ (Sv/Gy) ^a	$H_p(10)/K_a$ (Sv/Gy)	$H_p(10)/H_p(0,07)$
N-30	1,10	1,04	0,79	0,72
N-40	1,27	1,29	1,17	0,92
N-60	1,55	1,63	1,65	1,06
N-80	1,72	1,80	1,88	1,09
N-100	1,72	1,81	1,88	1,09
N-120	1,67	1,74	1,81	1,08
N-150	1,61	1,66	1,73	1,07
N-200	1,49	1,53	1,57	1,05
N-250	1,42	1,46	1,48	1,04

^a Konversionsfaktorerna från K_a till $H_p(3)$ är inte hämtade från en internationell standard.

N-80 används ofta som kalibreringsspektrum för persondosimetrar avsedda för mätning i röntgensammanhang. Om ekvivalent dos till hud skulle uppskattas med en dosimeter kalibrerad att mäta $H_p(10)$ istället för $H_p(0,07)$ skulle denna dos överskattas med ungefär 10 %, om kalibrering utfördes i ett N-80 spektrum (enligt kvoten för N-80 i Tabell 5, kolumn 5).

Tabellerna visar även att det är viktigt att kalibrera en dosimeter i ett spektrum representativt för det strålfält där mätning skall utföras. Om en dosimeter exempelvis kalibreras att mäta $H_p(10)$ i ett N-80-spektrum och sedan används för att uppskatta en effektiv dos i ett strålfält vars spektrum liknar N-40 skulle den effektiva dosen teoretiskt överskattas med ungefär 60 %.

Felaktig energi vid kalibrering kan teoretiskt leda till relativt stora mätfel.

Slutligen bör påpekas att ekvivalent dos till ögats lins överskattas för alla fotonenergier som är aktuella vid röntgenvägleda procedurer då $H_p(0,07)$ används. I strålskyddssammanhang är en överskattning att föredra framför en underskattning. Detta är en av anledningarna till att både ICRP och EU-kommissionen rekommenderar användandet av $H_p(0,07)$ framför $H_p(10)$ så länge ingen kalibreringsstandard för $H_p(3)$ finns.

4.5. Bedömning av osäkerheter

Det kan vara svårt att bilda sig en uppfattning om hur stora osäkerheterna kan vara och vad de innebär för en specifik mätning. I ett försök att illustrera detta följer nedan två teoretiska typexempel (fall 1 och fall 2) där ekvivalent dos till ögats lins

uppskattas för operatörer som arbetar med röntgenvägleda procedurer. Mätosäkerheter och mätfel för dessa två fall hanteras först separat, varpå en total osäkerhet för respektive fall uppskattas. Fall 1 är tänkt att symbolisera en mätning där ytterst lite förarbete lagts ner. Fall 2 symboliserar istället en mätning där försök gjorts för att minimera osäkerheterna. De osäkerheter som uppskattas nedan gäller för värdet på den uppmätta persondosekvivalenten. Hur detta förhåller sig till ekvivalent dos till ögats lins är svårare att bestämma.

- **I fall 1** används en aktiv dosimeter avsedd att uppskatta effektiv dos. Dosimetern var vid inköp kalibrerad att mäta $H_p(10)$. Dosimetern placeras i brösthöjd på en operatör för att uppskatta ett årsvärde av ekvivalent dos till ögats lins. Förutom det faktum att operatören utför röntgenvägleda procedurer är bestrålningssituationen okänd. Mätningen utförs under en månad och huruvida antalet procedurer är representativt för resten av året utreds inte.
- **I fall 2** används en TLD (passiv dosimeter). Dosimetern kalibreras lokalt i ett N-80-spektrum att mäta $H_p(0,07)$. Den mätosäkerhet som uppkommer på grund av osäkerhet i given kerma vid kalibrering antas vara $\pm 5\%$. Mätningen sker i ett strålfält vars spektrum liknar N-60 (som har något lägre medelenergi än N-80) för en operatör som använder ett definierbart arbets sätt där strålningen träffar operatörens ögon snett nerifrån vänster. Dosimetern placeras på tinningen bredvid vänster öga, så nära ögat som möjligt, för att uppskatta ett årsvärde av ekvivalent dos till ögats lins. Mätningen utförs under en månad då antalet procedurer är representativt för medelantalet procedurer per månad under ett år.

Källor till mätfel är storhet vid kalibrering, energi vid kalibrering och dosimeters position. Källor till mätosäkerheter är osäkerhet i given kerma vid kalibrering, dosimeters egen osäkerhet samt mätperiodens längd och hur representativ denna är för resten av året (kallat "representativitet"). Med dosimeters egen osäkerhet avses vinkelrespons, dosratsrespons och energirespons.

4.5.1. Mätosäkerhet

Dosimeters egen osäkerhet

Eftersom bestrålningssituationen vid mätning och energi vid kalibrering är känd i fall 2 kan energiresponsen i dosimeters egen osäkerhet ignoreras och istället hanteras som ett känt mätfel. I fall 1 är både bestrålningssituationen och energin vid kalibrering okänd vilket innebär att energirespons här istället ingår i dosimeters egen osäkerhet. För fall 1 har dosimeters egen osäkerhet uppskattats utifrån Tabell 2 och resultaten från de studier [42-44] som tas upp i kapitel 3.3.3. De mätosäkerheter som energirespons, vinkelrespons och dosratsrespons (ϵ_e , ϵ_v respektive ϵ_d) ger upphov till antas vara oberoende av varandra och den totala mätosäkerheten som uppkommer på grund av dosimeters egen osäkerhet ($\epsilon_{dosimeter}$) har beräknats med ekvation (1).

$$\epsilon_{dosimeter} = \sqrt{\epsilon_e^2 + \epsilon_v^2 + \epsilon_d^2} \quad (1)$$

För fall 1 uppskattas $\epsilon_{dosimeter}$ till ungefär $\pm 65\%$.

I fall 2 har operatörens arbets sätt studerats och strålningen träffar operatörens ögon snett nerifrån vänster. Detta innebär att förutom energiresponsen kan även vinkelre-

sponsen ignoreras för fall 2, eftersom dosimetern placeras så att strålningen träffar dosimetern med försumbar vinkelspridning. TLD-material har generellt även mycket god dosratsrespons vilket innebär att $\varepsilon_{dosimeter}$ helt kan försummas för fall 2.

Osäkerhet i given kerma vid kalibrering

Den mätosäkerhet som uppkommer på grund av osäkerhet i given kerma vid kalibrering är $\pm 5\%$ för fall 2. För fall 1 är storleken på denna mätosäkerhet okänd men antas vara försumbart i förhållande till $\varepsilon_{dosimeter}$.

Mätperioden

Mätperiodens längd och representativitet ger upphov till mätosäkerheter som uppskattas vara ungefär $\pm 25\%$ för fall 1 och ungefär $\pm 10\%$ för fall 2.

Totalt mätosäkerhet

Den totala mätosäkerheten för fall 1 uppskattas till ungefär $\pm 70\%$ för fall 1 och ungefär $\pm 10\%$ för fall 2.

4.5.2. Mätfel

De mest lämpliga storheterna för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins är $H_p(0,07)$ eller $H_p(3)$. Eftersom det saknas en kalibreringsstandard för $H_p(3)$ används här, för uppskattning av storleken hos mätfel, $H_p(0,07)$. Vidare antas den mest lämpliga positionen för dosimetern vara på tinningen bredvid ögat på den sida röntgenröret befinner sig, för att uppskatta mätfelens storlek.

Fall 1

Faktorer som ger upphov till mätfel i fall 1 är storhet vid kalibrering och dosimeterns position. Eftersom bestrålningssituationen är okänd får det antas att den spridda strålningen som träffar operatören har ett energispektrum som är ungefär någonstans mellan N-60 och N-120 (enligt Tabell 3, som innehåller karakteristik för typiska strålfält vid röntgenvägleda procedurer). Enligt Tabell 5, kolumn 5 varierar kvoten mellan $H_p(10)/H_p(0,07)$ mellan 1,06 och 1,09 för N-60–N-120. Därför uppskattas mätfel som introduceras på grund av att dosimetern mäter $H_p(10)$ istället för $H_p(0,07)$ innebära en överskattning på ungefär 5–10 %. Det mätfel som introduceras på grund av att dosimetern placerades i brösthöjd istället för på tinningen bredvid ögat är mycket svårt att bestämma storleken på. Storleken på mätfel detta leder till uppskattas vara mellan 50–400 % överskattning (enligt Sandblom et al. [26]).

Fall 2

Det som ger upphov till mätfel i fall 2 är storhet vid kalibrering och dosimeterns position samt energi vid kalibrering. I fall 2 sammanfaller både storhet vid kalibrering och dosimeterns position med de mest lämpliga alternativen, därför innebär dessa inga mätfel. Eftersom det i fall 2 är känt att ett N-80 spektrum användes för kalibrering och mätning sedan gjordes i ett N-60 uppskattas mätfel innebära en överskattning på ungefär 10 % (enligt kvoten mellan konversionsfaktorerna för $H_p(0,07)$ för N-80 respektive N-60 i Tabell 5).

4.5.3. Sammanställning av uppskattade mätfel

En sammanfattning av de mätfel som förknippas med de två fallen kan ses i Tabell 6. Även den totala mätosäkerheten och det totala mätfel inkluderades i tabellen.

Tabell 6: Uppskattade mätfel för de två typexempel som presenterats. Ett "+" framför mätfelets storlek markerar att det innebär en överskattning. Dosimeterns position ger upphov till både det dominerande och det mest svårbestämda mätfelet. Även den totala mätosäkerheten och det totala mätfelet inkluderas i tabellen.

Källa till mätfel	Mätfel fall 1	Mätfel fall 2
Storhet vid kalibrering	+5–10%	+0%
Energi vid kalibrering	-	+10%
Dosimeterns position	+50–400%	+0%
Totalt mätfel	+55–410%	+10%
Total mätosäkerhet	±70%	±10%

4.5.4. Total osäkerhet

Uppdelningen i mätosäkerheter respektive mätfel gjordes i pedagogiskt syfte för att teoretiskt visa läsaren vilka osäkerheter det är möjligt att korrigera mätvärdet för. I en praktisk situation är det dock ovanligt att mätvärdet korrigeras. Då mätvärdet ej korrigeras bör, enligt GUM, mätfel hanteras som mätosäkerheter. Alla ingående mätosäkerheter bör sedan räknas om till en total osäkerhet. I de två teoretiska typexempel som presenterats här beräknades den totala osäkerheten hos respektive mätvärde utifrån uppskattningar av de mätosäkerheter som energirespons (σ_e), vinkelrespons (σ_v), dosratsrespons (σ_d), osäkerhet i given kerma vid kalibrering (σ_{kk}), mätperiodens längd (σ_{ml}) och representativitet (σ_{mr}), storhet vid kalibrering (σ_{sk}), energi vid kalibrering (σ_{ek}) respektive dosimeterns position (σ_p) ger upphov till. Dessa osäkerheter antas vara oberoende av varandra och den totala osäkerheten (σ_{tot}) har beräknats med ekvation (2).

$$\sigma_{tot} = \sqrt{\sigma_e^2 + \sigma_v^2 + \sigma_d^2 + \sigma_{kk}^2 + \sigma_{ml}^2 + \sigma_{mr}^2 + \sigma_{sk}^2 + \sigma_{ek}^2 + \sigma_p^2} \quad (2)$$

Storleken hos respektive osäkerhet som beräkningen av den totala osäkerheten baseras på har uppskattats på samma sätt som beskrivits i kapitel 4.5.1. och 4.5.2. Det mätfel som uppkommer på grund av dosimeterns position angavs, för fall 1, som ett intervall baserat på mätningar utförda av Sandblom et al. [26]. För att kunna beräkna en total osäkerhet för fall 1 har resultaten från dessa mätningar värderats och mätosäkerheten som uppkommer från att dosimetern placeras i brösthöjd uppskattas vara ±50 %. De totala osäkerheterna beräknades till:

- Fall 1: ±125 %.
- Fall 2: ±15 %.

De totala osäkerheter som uppskattats för de två teoretiska typexemplen visar tydligt hur viktigt det är att vara medveten om vilka osäkerheter som förknippas med olika mätmetoder. Så länge man är medveten om osäkerheterna kan flera olika metoder användas för uppskattning av ekvivalent dos till ögats lins, det beror på vilket syfte mätningen har. Analysen av osäkerheter i de två typexemplen visar även hur viktigt det är att analysera bestrålningssituationen före mätning, för att kunna minska osäkerheterna.

Slutligen konstateras att osäkerheterna i fall 1 är mycket stora. En sådan mätmetod bör endast användas för grov initial uppskattning på en kollektiv nivå. För individuella uppskattningar av ekvivalent dos till ögats lins behöver osäkerheterna minskas för att mätvärdet ska vara användbart.

Referenser

- [1] International Commission on Radiological Protection. *Publication 118: 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*. 2012. Annals of the ICRP, 41(1/2).
- [2] International Commission on Radiological Protection. *Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. 2007. ISSN 0146-6453. Annals of the ICRP, 37(2-4).
- [3] Nakashima, E; Neriishi, K; Minamoto, A. *A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000-2002: a threshold analysis*. Health Physics. 2006;90:154-160.
- [4] Neriishi, K; Nakashima, E; Minamoto, A. *Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold*. Radiation Research. 2007;168:404-408.
- [5] Worgul, BV; Kundiyev, YI; Sergiyenko, NM; Chumak, VV; Vitte, PM; Medvedovsky, C; Bakhanova, EV; Junk, AK; Kyrychenko, OY; Musijachenko, NV; Shylo, SA; Vitte, OP; Xu, S; Xue, X; Shore, RE. *Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures*. Radiation Research. 2007;167(2):233-243.
- [6] Cucinotta, FA; Manuel, FK; Jones, J; Iszard, G; Murrey, J; Djojonegro, B; Wear, M. *Space radiation and cataracts in astronauts*. Radiation Research. 2001;156(5):460-466.
- [7] Chodick, G; Bekiroglu, N; Hauptmann, M; Alexander, BH; Freedman, DM; Doody, MM; Cheung, LC; Simon, SL; Weinstock, RM; Bouville, A; Sigurdson, AJ. *Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists*. American Journal of Epidemiology. 2008;168(6):620-631.
- [8] Vaño, E; Kleiman, NJ; Duran, A; Rehani, MM; Echeverri, D; Cabrera, M. *Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel*. Radiation Research. 2010;174(4):490-495.
- [9] Strålsäkerhetsmyndigheten. *SSMFS 2008:51 Strålsäkerhetsmyndighetens föreskrifter om grundläggande bestämmelser för skydd av arbetstagare och allmänhet vid verksamhet med joniserande strålning*. 2008. Tillgänglig på: <http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Global/Publikationer/Forfattning/SSMFS/2008/SSMFS2008-51.pdf>.

- [10] Council of the European Union. *Proposal for a Council Directive laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation*. 2012. COM(2012)242. Tillgänglig på: http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/2012_com_242.pdf.
- [11] Council of the European Union. *Council Directive laying down basic safety standards for the health protection of the general public and workers against the dangers of ionizing radiation*. 1996. 96/29/EURATOM. Tillgänglig på: http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9629_en.pdf.
- [12] Kim, KP; Miller, DL; Balter, S; Kleinerman, RA; Linet, MS; Kwon, D; Simon, SL. *Occupational radiation doses to operators performing cardiac catheterization procedures*. Health Physics. 2008;94(3):211-227.
- [13] Kim, KP; Miller, DL; Berrington de Gonzalez, A; Balter, S; Kleinerman, RA; Ostroumova, E; Simon, SL; Linet, MS. *Occupational radiation doses to operators performing fluoroscopically-guided procedures*. Health Physics. 2012;103(1):80-99.
- [14] Vanhavere, F; Carinou, E; Domienik, J; Donadille, L; Ginjaume, M; Gualdrini, G; Koukorava, C; Krim, S; Nikodemova, D; Ruiz-Lopez, N; Sans-Merce, M; Struelens, L. *Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1243-1247.
- [15] Donadille, L; Carinou, E; Brodecki, M; Domienik, J; Jankowski, J; Koukorava, C; Krim, S; Nikodemova, D; Ruiz-Lopez, N; Sans-Merce, M; Struelens, L; Vanhavere, F; Zaknounge, R. *Staff eye lens and extremity doses in interventional cardiology: Results of the ORAMED project*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1203-1209.
- [16] Østbye Lie, Ø; Uthaug Paulsen, G; Wøhni, T. *Assessment of effective dose and dose to the lens of the eye for the interventional cardiologist*. Radiation Protection Dosimetry. 2008;132(3):313-318.
- [17] Domienik, J; Brodecki, M; Rusicka, D. *A study of the dose distribution in the region of the eye lens and extremities for staff working in interventional cardiology*. Radiation Measurements. 2012;47(2):130-138.
- [18] Andersen, T; Højgaard, B; Roed, H; Berg, K; Waltenburg, HN. *Staff doses in interventional cardiology*. 2011. Tillgänglig på: <http://www.nsf.org/NSFS-2011/documents/session-06/S6-P1.pdf>.
- [19] Koukorava, C; Carinou, E; Simantirakis, G; Vrachliotis, TG; Archontakis, E; Tierris, C; Dimitriou, P. *Doses to operators during interventional radiology procedures: focus on eye lens and extremity dosimetry*. Radiation Protection Dosimetry. 2011;144(1-4):482-486.

- [20] Efsthathopoulos, EP; Pantos, I; Andreou, M; Gkatzis, A; Carinou, E; Koukorava, C; Kelekis, NL; Brountzos, E. *Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures*. British Journal of Radiology. 2011;84(997):70-77.
- [21] Molyvda-Athanasopoulou, E; Karlatira, M; Gotzamani-Psarrakou, A; Koulouris, C; Siountas, A. *Radiation exposure to patients and radiologists during interventional procedures*. Radiation Protection Dosimetry. 2011;147(1-2):86-89.
- [22] Vaño, E; Gonzalez, L; Guibelalde, E; Fernandez, JM; Ten, JI. *Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology*. British Journal of Radiology. 1998;71(849):954-960.
- [23] Janssen, RJJN; Hadders, RH; Henkelman, MS; Bos, AJJ. *Exposure to operating staff during cardiac catheterization measured by thermoluminescence dosimetry*. Radiation Protection Dosimetry. 1992;43(1-4):175-177.
- [24] Pratt, TA; Shaw, AJ. *Factors affecting the radiation dose to the lens of the eye during cardiac catheterization procedures*. British Journal of Radiology. 1993;66(784):346-350.
- [25] Harstall, R; Heini, PF; Mini, RL; Orlor, R. *Radiation exposure to the surgeon during fluoroscopically assisted percutaneous vertebroplasty: a prospective study*. Spine. 2005;30(16):1893-1898.
- [26] Sandblom, V; Lundh, C; Cederblad, Å; Jonasson, P. *Evaluation of eye lens doses received by medical staff working in interventional radiology at Sahlgrenska University Hospital*. M.Sc. Thesis. 2012. Tillgänglig på: http://www.radfys.gu.se/digitalAssets/1360/1360091_viktor-sandblom-rapport.pdf.
- [27] International Commission on Radiation Units and Measurements. *ICRU Report 51: Quantities and units in radiation protection dosimetry*. 1993. ICRU Publications, Bethesda.
- [28] Statens strålskyddsinstitut. *SSI-rapport 1997:08 Storheter för strålskyddsarbete*. 1997. Tillgänglig på: <http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Global/Publikationer/Rapport/Stralskydd/1997/SSI-rapp-97-08.pdf>.
- [29] European Commission. *Radiation protection no 160: Technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation*. 2009. Tillgänglig på: http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/160.pdf.

- [30] Vanhavere, F; Ginjaume, M; Carinou, E; Gualdrini, G; Clairand, I; Sans-Merce, M. *International workshop on Optimization of Radiation Protection of Medical Staff, ORAMED 2011*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1195-1196.
- [31] European Radiation Dosimetry Group. *EURADOS Report 2012-02: ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff*. 2012. ISSN 2226-8057. ISBN 978-3-943701-01-2.
- [32] Gualdrini, G; Mariotti, F; Wach, S; Bilski, P; Denozziere, M; Daures, J; Bordy, JM; Ferrari, P; Monteventi, F; Fantuzzi, E; Vanhavere, F. *A new cylindrical phantom for eye lens dosimetry development*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1231-1234.
- [33] Behrens, R. *Air kerma to $H_p(3)$ conversion coefficients for a new cylinder phantom for photon reference radiation qualities*. Radiation Protection Dosimetry. 2012;151(3):450-455.
- [34] Daures, J; Gouriou, J; Bordy, JM. *Monte Carlo determination of the conversion coefficients $H_p(3)/K_a$ in a right cylinder phantom with 'PENELOPE' code. Comparison with 'MCNP' simulations*. Radiation Protection Dosimetry. 2011;144(1-4):37-42.
- [35] International Organization for Standardization. *ISO 4037-1: X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters for determining their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods*. 1996. Tillgänglig på: http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=20781.
- [36] International Organization for Standardization. *ISO 4037-2: X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges from 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV*. 1997. Tillgänglig på: http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=23726.
- [37] International Organization for Standardization. *ISO 4037-3: X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters for determining their response as a function of photon energy – Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence*. 1999. Tillgänglig på: http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=23727.
- [38] International Organization for Standardization. *ISO 4037-4: X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 4: Calibration of area and personal dosimeters in low energy X reference*

radiation fields. 2004. Tillgänglig på:
http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=32192.

- [39] Bilski, P; Bordy, JM; Daures, J; Denoziere, M; Fantuzzi, E; Ferrari, P; Gualdrini, G; Kopeck, M; Mariotti, F; Monteventi, F; Wach, S. *The new EYE-DTM dosimeter for measurements of H_p(3) for medical staff*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1239-1242.
- [40] Knoll, G.F. *Radiation detection and measurement. Third edition*. 2000. ISBN 0-471-07338-5. John Wiley & Sons, Inc.
- [41] Gårdestig, MR; Pettersson, HBL. *Approved personal dosimetry for medical personnel using Direct Ion Storage dosimeters*. O. Dössel, W.C. Schlegel (Eds.): WC 2009, IFMBE Proceedings 25/III. 2009:352-354.
- [42] Clairand, I; Bordy, JM; Carinou, E; Daures, J; Debroas, J; Denoziere, M; Donadille, L; Ginjaume, M; Itie, C; Koukorava, C; Krim, S; Lebacqz, AL; Martin, P; Struelens, L; Sans-Merce, M; Vanhavere, F. *Use of active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology: Tests in laboratory conditions and recommendations - ORAMED project*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1252-1257.
- [43] Struelens, L; Carinou, E; Clairand, I; Donadille, L; Ginjaume, M; Koukorava, C; Krim, S; Mol, H; Sans-Merce, M; Vanhavere, F. *Use of active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology: Tests in hospitals - ORAMED project*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1258-1261.
- [44] Chiriotti, S; Ginjaume, M; Vaño, E; Sanchez, R; Fernandez, JM; Duch, MA; Sempau, J. *Performance of several active personal dosimeters in interventional radiology and cardiology*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1266-1270.
- [45] Strålsäkerhetsmyndigheten. *Riksmätplatsen*. 2012. Tillgänglig på:
<http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Yrkesverksam/Riksmatplatsen/>.
- [46] Joint Committee for Guides in Metrology. *Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement*. 2008. Tillgänglig på:
http://www.bipm.org/utis/common/documents/jcgm/JCGM_100_2008_E.pdf.
- [47] Clairand, I; Struelens, L; Bordy, JM; Daures, J; Debroas, J; Denoziere, M; Donadille, L; Gouriou, J; Itie, C; Vaz, P; d'Errico, F. *Intercomparison of active personal dosimeters in interventional radiology*. Radiation Protection Dosimetry. 2008;129(1-3):340-345.
- [48] Behrens, R; Dietze, G. *Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate?* Physics in Medicine and Biology. 2010;55(14):4047-4062.

- [49] Rossi, PL; Bianchini, D; Corazza, I; Compagnone, G; Ferrari, P; Gualdrini, G; Zannoli, R. *Medical staff radiation exposure in electrophysiology procedures: First results during biventricular ICD implantation*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1228-1230.
- [50] Paolucci, M; Battisti, D; Biasini, M; Checcucci, B; Di Lorenzo, R; Esposito, A; Fano, L; Passeri, D; Placidi, P; Servoli, L. *A real time active pixel dosimeter for interventional radiology*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1271-1276.
- [51] Bordy, JM; Daures, J; Clairand, I; Denoziere, M; Donadille, L; d'Errico, F; Gouriou, J; Itie, C; Struelens, L. *Evaluation of the calibration procedure of active personal dosimeters for interventional radiology*. Radiation Protection Dosimetry. 2008;131(1):87-92.
- [52] Geber, T; Gunnarsson, M; Mattsson, S. *Eye lens dosimetry for interventional procedures – Relation between the absorbed dose to the lens and dose at measurement positions*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1248-1251.
- [53] International Commission on Radiation Units and Measurements. *ICRU Report 57: Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation*. 1998. ICRU Publications, Bethesda.
- [54] Behrens, R. *Air kerma to dose equivalent conversion coefficients not included in ISO 4037-3*. Radiation Protection Dosimetry. 2011;147(3):373-379.

Appendix

Strålskyddsutrustning

Användandet av strålskyddsutrustning, som till exempel tak- eller bordshängda blyskärmar och blyglasögon, kan avsevärt minska exponeringen för arbetstagare vid verksamhet med joniserande strålning. Takhängda blyskärmar är transparenta skärmar som innehåller blyekvivalent glas. Dessa kan placeras mellan patienten och operatören vid röntgenvägledda procedurer för att minska operatörens exponering. Bordshängda blyskärmar behöver däremot inte vara transparenta. Dessa hänger från patientbordet för att skydda operatörens ben från spridd strålning. Blyglasögon innehåller, precis som de takhängda blyskärmarna, transparent blyekvivalent glas. De kan bäras av personal för att minska den absorberade dosen till ögats lins.

Strålskyddsförmågan hos olika typer av strålskyddsutrustning har uppskattats i flera studier [1-6]. Resultaten baseras på personalmätningar, fantommätningar och teoretiska beräkningar utförda med hjälp av MC-simuleringar. En sammanställning av resultaten kan ses i Tabell 7.

Tabell 7: Sammanställning av resultat från studier av strålskyddsutrustning innehållande författare, dosreduktion i %, vilket organ och vilken typ av strålskyddsutrustning dosreduktionen uppskattats för samt vilken typ av mätning eller simulering som utförts.

Studie	Dosreduktion (%)	Organ	Strålskyddsutrustning	Studietyper
Vaño et al. [1]	98,5 ^a	Ögats lins	Takhängd blyskärm	Fantommätning
Vaño et al. [1]	97 ^b	Ögats lins	Blyglasögon	Fantommätning
Koukorava et al. [2]	72–92 ^c	Ögats lins	Blyglasögon	MC-simulering
Koukorava et al. [2]	93 ^a	Ögats lins	Takhängd blyskärm	MC-simulering
Koukorava et al. [2]	4–68 ^c	Armar och händer	Takhängd blyskärm	MC-simulering
Koukorava et al. [2]	83–99 ^c	Ben och fötter	Bordshängd blyskärm	MC-simulering
Vanhavere et al. [3]	33–87 ^c	Ögats lins	Takhängd blyskärm	Personalmätning
Nikodemova et al. [4]	47–57 ^c	Fingrar och handleder	Takhängd blyskärm	Personalmätning
Nikodemova et al. [4]	78–85 ^c	Ben och fötter	Bordshängd blyskärm	Personalmätning
Maeder et al. [5]	95 ^b	Ögats lins	Takhängd blyskärm	Personalmätning
Shortt et al. [6]	64 ^b	Ben och fötter	Bordshängd blyskärm	Personalmätning

^a Maxvärde.

^b Medelvärde.

^c Intervall.

Det finns stora variationer i dosreduktionsförmåga för strålskyddsutrustning rapporterat i litteraturen, resultaten ovan är bara några exempel på detta. Det är således svårt att ange ett värde på hur mycket en viss typ av utrustning kan minska operatörens exponering under en röntgenvägledd procedur. Generellt minskar dock exponeringen kraftigt då strålskyddsutrustning används och all tillgänglig strålskyddsutrustning ska användas i den mån det är möjligt.

Referenser

- [1] Vaño, E; Gonzalez, L; Fernandez, JM; Haskal, ZJ. *Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted*. Radiology. 2008;248(3):945-953.
- [2] Koukorava, C; Carinou, E; Ferrari, P; Krim, S; Struelens, L. *Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1216-1222.
- [3] Vanhavere, F; Carinou, E; Domienik, J; Donadille, L; Ginjaume, M; Gualdrini, G; Koukorava, C; Krim, S; Nikodemova, D; Ruiz-Lopez, N; Sans-Merce, M; Struelens, L. *Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1243-1247.
- [4] Nikodemova, D; Brodecki, M; Carinou, E; Domienik, J; Donadille, L; Koukorava, C; Krim, S; Ruiz-Lopez, N; Sans-Merce, M; Struelens, L; Vanhavere, F; Zaknune, R. *Staff extremity doses in interventional radiology. Results of the ORAMED measurement campaign*. Radiation Measurements. 2011;46(11):1210-1215.
- [5] Maeder, M; Brunner-La Rocca, HP; Wolber, T; Ammann, P; Roelli, H; Rohner, F; Rickli, H. *Impact of a lead glass screen on scatter radiation to eyes and hands in interventional cardiologists*. Catheterization and Cardiovascular Interventions. 2006;67(1):18-23.
- [6] Shortt, CP; Al-Hashimi, H; Malone, L; Lee, MJ. *Staff radiation doses to the lower extremities in interventional radiology*. Cardiovascular and Interventional Radiology. 2007;30(6):1206-1209.



2013:11

Strålsäkerhetsmyndigheten har ett samlat ansvar för att samhället är strålsäkert. Vi arbetar för att uppnå strålsäkerhet inom en rad områden: kärnkraft, sjukvård samt kommersiella produkter och tjänster. Dessutom arbetar vi med skydd mot naturlig strålning och för att höja strålsäkerheten internationellt.

Myndigheten verkar pådrivande och förebyggande för att skydda människor och miljö från oönskade effekter av strålning, nu och i framtiden. Vi ger ut föreskrifter och kontrollerar genom tillsyn att de efterlevs, vi stödjer forskning, utbildar, informerar och ger råd. Verksamheter med strålning kräver i många fall tillstånd från myndigheten. Vi har krisberedskap dygnet runt för att kunna begränsa effekterna av olyckor med strålning och av avsiktlig spridning av radioaktiva ämnen. Vi deltar i internationella samarbeten för att öka strålsäkerheten och finansierar projekt som syftar till att höja strålsäkerheten i vissa östeuropeiska länder.

Strålsäkerhetsmyndigheten sorterar under Miljödepartementet. Hos oss arbetar drygt 250 personer med kompetens inom teknik, naturvetenskap, beteendevetenskap, juridik, ekonomi och kommunikation. Myndigheten är certifierad inom kvalitet, miljö och arbetsmiljö.

Strålsäkerhetsmyndigheten
Swedish Radiation Safety Authority

SE-171 16 Stockholm
Solna strandväg 96

Tel: +46 8 799 40 00
Fax: +46 8 799 40 10

E-mail: registrator@ssm.se
Web: stralsakerhetsmyndigheten.se