

Statens strålevern
Norwegian Radiation Protection Authority



STRÅLEVERN RAPPORT 2017:4



Stråledoser til øyelinsen for intervensjonspersonell

Kartlegging av stråledoser til øyelinsen for radiologer og kardiologer
2011–2012

Referanse:

Wikan K, Silkoset R, Widmark A, Bjerke H og Friberg EG. Stråledoser til øyelinsen for intervensjonspersonell – Kartlegging av stråledoser til øyelinsen for radiologer og kardiologer som utfører intervensjonsprosedyrer, samt utprøving av et nytt dosimetrisystem
StrålevernRapport 2017:4. Østerås: Statens strålevern, 2017.

Emneord:

Stråledoser. Øyelinsen. Intervensjonsprosedyrer. Personlig doseekvivalent Hp[3].

Resymé:

Stråledosen til øyelinsen for kardiologer og radiologer som utfører intervensjonsprosedyrer kan overskride 20 mSv i året. Ny viten indikerer også at stråleindusert katarakt kan utvikles ved lavere doser enn tidligere antatt. Derfor er det viktig med et økt fokus på arbeidsmetoder og bruk av personlig verneutstyr, spesielt ved kardiologisk og radiologisk intervensjon. En studie av typiske nivåer for øyelinsedoser har blitt gjennomført i fire helseforetak.

Reference:

Wikan K, Silkoset R, Widmark A, Bjerke H og Friberg EG. Radiation doses to the lens of the eye for interventional personnel – A survey regarding radiation doses to the lens of the eye for radiologists and cardiologists performing interventional procedures, and evaluation of a new dosimetry system.
StrålevernRapport 2017:4. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2017.
Language: Norwegian.

Key words:

Radiation doses. The lens of the eye. Interventional procedures. Personal dose equivalent Hp[3].

Abstract:

Radiation doses to the lens of the eye for cardiologists and radiologists performing interventional procedures might exceed 20 mSv a year. New knowledge indicates that radiation induced cataract can arise at lower dose levels than previous known. Therefore it is important with an increased focus on working technique, including personal protective equipment, especially in interventional cardiology and radiology. A study at four different health trusts has been performed, with the aim to reveal typical eye lens doses.

Prosjektleder: Kristine Wikan

Godkjent:



Hanne Kofstadmoen, avdelingsdirektør, Avdeling strålebruk

32 sider.

Utgitt 2017-02-15.

Form, omslag: 07 Media.

Forsidefoto: Kristine Wikan, Statens strålevern

Statens strålevern, Postboks 55, No-1332 Østerås, Norge.

Telefon 67 16 25 00, faks 67 14 74 07.

E-post: nrpa@nrpa.no

www.nrpa.no

ISSN 1891-5205 (online)

StrålevernRapport 2017:4

Stråledoser til øyelinsen for intervensjonspersonell

Kartlegging av stråledoser til øyelinsen for radiologer og kardiologer som utfører intervensjonsprosedyrer, samt utprøving av et nytt dosimetrisystem og anbefalinger for å redusere personells stråledoser.

2011 – 2012

Kristine Wikan, Reidun Silkoset,
Anders Widmark, Hans Bjerke og Eva Friberg

Statens strålevern
Norwegian Radiation
Protection Authority
Østerås, 2017

Forord

I forbindelse med denne studien rettes en takk til følgende personer: Gudrun Uthaug Paulsen for deltakelse i klargjøringen av linsedosimetrene, tilpasning av dosimeterholderne og avlesning av dosimetrene. Per Otto Hetland for bidrag til kalibreringen av linsedosimetrene og informasjon om usikkerheten knyttet til avlesning. Tor Wøhni for sitt bidrag med informasjon om usikkerhetsanalyser tilknyttet avlesningen av linsedosimetrene.

Til slutt rettes en stor takk til helseforetakene som deltok i studien, både legene som bar dosimetrene og bidro til data, samt våre kontaktpersoner.

Sammendrag

Hensikten med denne studien er å kartlegge stråledosen til øyelinsen for primært kardiologer og radiologer som utfører intervensjonsprosedyrer. Disse yrkesgruppene står ofte inne hos pasienten ved gjennomlysning og eksponering, og kan derfor risikere å motta betydelig dose til øyelinsen fra spredt stråling. Den internasjonale strålevernkommisjonen (ICRP) har senket dosegrensen til øyelinsen fra 150 mSv per år til 20 mSv per år, fordi nyere forskning viser at øyelinsen er mer strålefølsom enn tidligere antatt. På bakgrunn av dette ville Stråleverket kartlegge stråledosen til øyelinsen for kardiologer og radiologer, se på sammenhengen mellom kjente parametere og linsedosen, samt vurdere sannsynligheten for om de kan overskride en linsedose på 20 mSv i året. Til dette formålet ble det brukt et dosimetrisystem som var spesialtilpasset for å måle den personlige doseekvivalenten $H_p[3]$. Denne dosestørrelsen tilsvarer den ekvivalente dosen bak 3 mm bløtvev, tilsvarende linsens plassering i øyet.

Studien startet høsten 2011, og ble avsluttet våren 2012. Fire helseforetak med til sammen 27 personer, hvorav 17 kardiologer, 8 radiologer og 2 sykepleiere, bidro til resultatene. Alle deltakerne fikk utdelt hvert sitt termoluminescens dosimeter som ble festet i en holder nær øyet nærmest pasient og røntgenrør. For de fleste var dette ved venstre øye. Dosimeteret ble plassert uskjernet i forhold til eventuelle blybriller og ble båret ved alle prosedyrene deltakeren utførte, i en måleperiode på 3-4 uker. Den registrerte dosen i denne perioden til hver enkelt deltaker ble korrigert for bakgrunnsstråling, og representerer den estimerte linsedosen uten bruk av blybriller. I måleperioden ble data fra hver enkelt prosedyre registrert. Andre opplysninger om bl.a. bruk av verneutstyr og yrkeshistorie ble også samlet inn.

Resultatene viser at det var store variasjoner blant deltakernes linsedoser. Dette indikerer at mange faktorer har innvirkning på linsedosen. Blant de viktigste er type prosedyre og tilhørende arbeidsteknikk, prosedyrens kompleksitet, type røntgenapparat og hvordan en eventuell blyglasskjem benyttes. Generelt fikk kardiologene de høyeste linsedosene i løpet av måleperioden, og ca. 30 % av dem vil kunne overskride en årlig linsedose på 20 mSv dersom blybriller ikke benyttes. En radiolog var nær denne grensen. Blant radiologene og kardiologene som utførte intervensjonsprosedyrer, svarte 60 % at de ikke brukte blybriller rutinemessig under prosedyrene.

Kardiologer som i hovedsak utførte ablasjonsprosedyrer, hadde de høyeste linsedosene per akkumulert dose areal produkt (DAP), samt høyest gjennomsnittlig linsedose per prosedyre. Dette tyder på at ablasjonsprosedyrer er særlig dosebelastende for personell. Denne yrkesgruppen hadde en tilnærmet lineær sammenheng mellom linsedose og akkumulert DAP, noe som kan forklares ved at de utførte samme type prosedyre og derfor hadde likere arbeidsteknikk. I tillegg benyttet de stort sett samme type røntgenapparat fra samme produsent.

Det bør etableres metoder for estimering av linsedosen, for eksempel ved bruk av persondosimeteravlesningen. For arbeidstakere som kan overskride en estimert årlig linsedose på 6 mSv, bør det iverksettes tiltak for å redusere linsedosen. Viktige tiltak inkluderer korrekt bruk av blybriller og blyglasskjem, samt optimalisering av arbeidsteknikk og undersøkelsesprotokoller.

Innhold

	Innledning	7
1	Strålingsinduserte linseskader og dosegrenser til øyelinsen	8
1.1	Strålingsinduserte linseskader	8
1.2	Dosegrenser og terskeldoser knyttet til øyelinsen	9
2	Material og metode	10
2.1	Deltakere i kartleggingen	10
2.2	Innhenting av data	10
2.3	Måling av linsedose og bakgrunnsdose	10
2.4	Bearbeiding av data	11
3	Resultater	12
3.1	Deltakere og røntgenapparat	12
3.2	DAP og gjennomlysningstid knyttet til prosedyrene	13
3.3	Linsedoser	13
3.4	Bruk av verneutstyr	14
3.5	Linsedoser og sammenheng med DAP, gjennomlysningstid og antall prosedyrer	15
4	Diskusjon	18
4.1	Faktorer som påvirker linsedosen	18
4.2	Linsedoser og dose areal produkt (DAP)	18
4.3	Avgrensninger og feilkilder	19
5	Anbefalinger og oppsummering	20
5.1	Opplæring og kompetanse i strålevern	20
5.2	Optimalisering av arbeidsteknikk og undersøkelsesprotokoller	20
5.3	Bruk av verneutstyr	21
5.4	Bruk av dosimetre	22
5.5	Dosemonitorering av pasient	23
5.6	Oppsummering	23
	Vedlegg A: Dosedefinisjoner og dosebegreper	24
	Vedlegg B: Skjemaer	25
	Vedlegg C: Linsedosimeteret og kalibrering	27
	Vedlegg D: Usikkerheter knyttet til linsedosimetrene	31
6	Kilder	32

Innledning

Øyelinsen er en av de mest strålefølsomme vevene i kroppen og ioniserende stråling kan føre til at opasiteter og katarakt oppstår. Flere studier viser at øyelinsen er mer strålefølsom enn tidligere antatt, og at strålingsinduserte linseforandringer kan forekomme under de tidligere antatte terskeldosene [1-7]. På bakgrunn av dette har blant annet EU og den internasjonale strålevernkommisjonen (ICRP) redusert dosegrensen til øyelinsen for yrkeseksponerte fra 150 mSv per år, til 20 mSv per år, der linsedosen kan være maksimalt 50 mSv i ett enkelt år i løpet av en femårsperiode [8, 9].

I Norge vil en reduksjon av dosegrensen til øyelinsen spesielt ha betydning for kardiologer og radiologer som utfører intervensjonsprosedyrer. Intervensjonsprosedyrene gjennomføres ved bruk av gjennomlysning og ofte flere bildeserier, hvor stråledosen til pasient kan bli høy. Personell står inne i behandlingsrommet under eksponering av pasient, og spredt stråling fra pasient kan føre til at legens linsedose kan bli betydelig.

Intervensjonsprosedyrer kan i flere tilfeller erstatte operasjoner, noe som medfører lavere risiko og kortere sykemelding for pasienten samt bedre utnyttelse av ressurser. Intervensjonsprosedyrene øker i antall og blir stadig mer komplekse. På grunn av den økende kompleksiteten sentreres ofte intervensjonsprosedyrene hos et mindre antall leger, slik at disse opprettholder sin kompetanse. Utfordringen med dette er at den akkumulerte strålebelastningen kan bli stor for disse legene. Kardiologene, etterfulgt av radiologene, har de høyeste persondosimeteravlesningene blant yrkeseksponerte i Norge [10]. Internasjonale studier har i tillegg vist at disse yrkesgruppene kan få strålingsinduserte linseskader i form av opasiteter og katarakt [6-7,11-12].

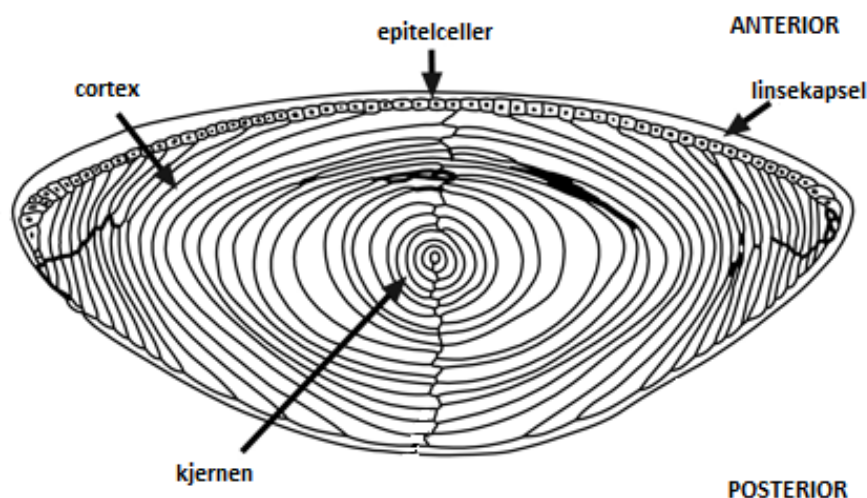
Hovedhensikten med denne studien var derfor å kartlegge linsedosene for primært kardiologer og radiologer som utfører intervensjonsprosedyrer, og se om disse yrkesgruppene kan overskride den nye reduserte dosegrensen til øyelinsen. Andre hovedmål var å se om det var sammenheng mellom linsedosen og tilgjengelige parametere relatert til prosedyrene, samt kartlegge radiologenes og kardiologenes bruk av verneutstyr. Et eget kapittel tar for seg dosereduserende tiltak i forbindelse med intervensjonsprosedyrer.

Linsedosene ble målt med et dosimetrisystem som målte $H_p[3]$. Dosimetrien for linsedosimetrene som ble brukt i denne kartleggingen presenteres i vedlegg B og C.

1 Strålingsinduserte linseskader og dosegrenser til øyelinsen

1.1 Strålingsinduserte linseskader

Øyelinsens hovedoppgave er å fokusere lysstrålene til netthinnen, og en skjematisk fremstilling av øyelinsen ses i Figur 1.1. Linsekapselen er en membran som omslutter linsen og holder den på plass. På fremre side av linsen (anterior), er det et enkelt lag med epitelceller. Gjennom hele livet differensierer epitelcellene til linsefibrer, som er lange og gjennomsiktige. Modne linsefibrer mangler cellekjerne og mitokondrier, og er avhengig av epitelcellene for næringstransport, energiproduksjon og beskyttelse.



Figur 1.1: Skjematisk oversikt over øyelinsens oppbygging. Figur modifisert fra J.E. Roberts [13].

For å danne et klart bilde på netthinnen, må linsen være klar og gjennomsiktig. Forstadiet til katarakt er linseskader i form av små vakuoler (væskefylte hulrom) og diffuse punktliknende opasiteter (fordunklinger). Senere kan opasitetene utvikle seg til synshemmende katarakt. Katarakt er den vanligste årsak til blindhet i verden [14], og behandlingen for synshemmende katarakt er operasjon.

Katarakt kan klassifiseres etter tre hovedtyper, alt etter hvor i linsen de er lokalisert [15]:

- **Kjernekatarrakt** er lokalisert i linsens kjerne og er primært et resultat av aldring. Dette er en svært vanlig form for katarakt, og de fleste over 70 år har slik katarakt i noen grad. Ingen studier har funnet at ioniserende stråling forårsaker denne katarakttypen.
- **Posterior subkapsulær katarakt** er lokalisert bak på linsen, på selve linsekapselen. Ioniserende stråling er generelt assosiert med denne katarakttypen [1-7,10-11], men også diabetes, bruk av steroider eller ekstrem nærsynthet kan forårsake denne typen katarakt.
- **Kortikal katarakt** er lokalisert i linsens cortex, altså et område nært linsens ytterside (se Figur 1.1) som består av relativt unge linsefibrer. Katarakten kan spre seg innover mot linsens kjerne i et mønster som minner om eikene på et hjul. Årsaken kan blant annet være diabetes, men enkelte studier viser at også denne katarakttypen kan skyldes ioniserende stråling.

Latenstiden for å utvikle strålingsindusert katarakt er omvendt proporsjonal med stråledosen og kan variere fra noen få år til flere tiår [15].

1.2 Dosegrenser og terskeldoser knyttet til øyelinsen

For definisjoner på ulike dosebegreper, se vedlegg A. Tidligere dosegrense til øyelinsen var 150 mSv (ekvivalent dose) og var basert på anbefalingene fra den internasjonale strålevernkommisjonen (ICRP) fra 2007 [16]. I revidert strålevernforskrift (ikrafttredelse 1.1.2017) er dosegrensen til øyelinsen i tråd med ICRP sine nye anbefalinger, dvs. 20 mSv per år, eller 100 mSv for en sammenhengende periode på fem år så lenge stråledosen i et enkelt år ikke overstiger 50 mSv [17].

Reduksjon av dosegrensen

I 2011 kom ICRP med en kunngjøring der de anbefalte en reduksjon av dosegrensen til øyelinsen, fra 150 mSv til 20 mSv per år, der linsedosen kan være maksimalt 50 mSv i ett enkelt år i løpet av en femårsperiode [8]. EU og det internasjonale atomenergibyrået (IAEA) har implementert den nye dosegrensen i sine direktiv og standarder [18, 9].

Strålingsindusert katarakt er en vevsreaksjon som kan inntre over en viss terskeldose [19]. Tidligere anga ICRP en terskeldose for målbare opasiteter på 0,5 – 2 Gy dersom hele dosen blir gitt i på en gang, og 5 Gy dersom dosen blir gitt fraksjonert [16]. Ved kunngjøringen i 2011 reduserte ICRP terskeldosen til 0,5 Gy, uavhengig om dosen er gitt på en gang eller om det er fraksjonert eksponering. Den nye terskeldosen gjelder for både opasiteter og katarakt, men enkelte studier har imidlertid funnet opasiteter og katarakt under den nye terskeldosen [1, 2]. ICRP anser katarakt fortsatt som en vevsreaksjon med terskeldose, siden det ikke er funnet noen direkte bevis på at en enkelt skadet epitelcelle i linsen kan føre til katarakt, noe som ville ha vært et kjennetegn på en stokastisk effekt [19].

Bakgrunnen for reduksjonen av dosegrensen og terskeldosen, skyldes nyere funn i blant annet Life Span studien fra Hiroshima og Nagasaki samt studier på Tsjernobyls innsatspersonale, pasienter som har mottatt strålebehandling, astronauter, radiologer og kardiologer [1-6, 19]. Disse epidemiologiske studiene på mennesker, samt nyere eksperimentelle data fra dyreforsøk, tyder på at terskeldosen for utvikling av katarakt er vesentlig lavere enn før antatt. De eldre studiene av strålingsindusert katarakt hadde generelt korte oppfølgingsperioder som ikke tok hensyn til økende latenstider ved lavere linsedoser. Sensitiviteten til å detektere tidlige linseskader var heller ikke tilstrekkelig, samtidig som det var få personer i studiene som fikk linsedoser under et par Gy [19]. De nyere studiene inkluderer lavere linsedoser og lengre latenstider enn de eldre, og finner linseforandringer og katarakt under de tidligere terskeldosene. For eksempel ble det funnet katarakt hos personell som ryddet etter Tsjernobylulykken 12 til 14 år etter eksponering, selv om linsedosene var under 1 Gy [4].

2 Material og metode

Dette kapittelet tar for seg innhenting av data og gjennomføring av dosemålinger i forbindelse med kartleggingen av linsedoser. I tillegg presenteres kort dosimetrien brukt til kartleggingen, samt valg av metode for bearbeiding av dosedata.

2.1 Deltakere i kartleggingen

Fire helseforetak med geografisk variasjon deltok i kartleggingsstudien. Ved hvert helseforetak ble det etablert et samarbeid med en kontaktperson.

Primært var det ønskelig å kartlegge linsedosene til kardiologer og radiologer som utførte intervensjonsprosedyrer. Rammebetingelser på type intervensjonsprosedyrer ble ikke satt. Dersom ikke alle 18 linsedosimetrene ble brukt av radiologer og kardiologer, eller benyttet til bakgrunnsmålinger, kunne helseforetaket selv velge ytterligere personellgrupper til å delta i studien. Helseforetak nr. 1 fungerte som en pilotstudie for å kvalitetssikre dosimetrien, derfor ble bare radiologisk avdeling invitert fra dette helseforetaket.

2.2 Innhenting av data

To skjemaer ble utarbeidet, et «yrkesskjema» og et «prosedyreskjema», som hver deltaker skulle fylle ut (se Vedlegg B). I «prosedyreskjemaet» ble det etter hver prosedyre notert bl.a. labnr., dato, type prosedyre, prosedyrens samlede dose-areal produkt (DAP) og gjennomlysningstid. Skjemaet ble revidert etter helseforetak nr. 2 for å inkludere avkrysningsmuligheter for bruk av blyglasskjerm. For helseforetak 1 og 2 ble arbeidsvaner knyttet til bruk av blyglasskjerm besvart av helseforetakets kontaktperson. I «yrkesskjemaet» besvarte deltakeren yrkesrelaterte spørsmål, eksempelvis hvilken prosedyre han/hun utfører mest og antall år deltakeren har jobbet innen intervensjon. Hyppigheten av bruk av verneutstyr, som blybriller, blyfrakk og thyroideakrage, ble også registrert i dette skjemaet.

2.3 Måling av linsedose og bakgrunnsdose

Hver deltaker i studien fikk utdelt et linsedosimeter. Linsedosimeteret var spesialtilpasset for å måle den personlige doseekvivalenten $H_p[3]$, den ekvivalente dosen bak 3 mm bløtvev som tilsvarer linsens plassering i øyet. Linsedosimeteret besto av en holder med dosimeter og et pannebånd til å feste holderen på. Dosimeterholderen med tilhørende pannebånd betegnes EYE-D™ (Radcard s.c. Krakow, Polen). EYE-D™ ble valgt på grunn av det har blitt utprøvd i tidligere studier, blant annet i EU prosjektet ORAMED [20]. Dosimeterholderen ble modifisert til å passe et termoluminescens dosimeter (TLD) av typen DXT-RAD Extremity Dosimeters, TLD-100 (Saint-Gobain Crystals, OH, USA). Sekundærstandardlaboratoriet ved Statens strålevern utviklet og utførte kalibreringen av linsedosimetrene, mens persondosimetritjenesten ved Statens strålevern leste av dosimetrene. Detaljer knyttet til kalibrering og avlesning er beskrevet i vedlegg C og D.

Linsedosimeteret skulle bæres under alle prosedyrene deltakeren gjennomførte i løpet av måleperioden. Når linsedosimeteret ikke var i bruk, lå det enten på deltakerens kontor eller på det aktuelle kontrollrommet i tilknytning til røntgenlaboratoriet. Måleperioden måtte passe overens med perioden dosimetrene var kalibrert for, dvs. 3-4 uker. Helseforetaket kunne selv velge om måleperioden skulle være nærmere tre eller fire uker, avhengig av hvilken dag dosimetrene kom i posten og for at måleperioden skulle være mest mulig representativ for hver lege med hensyn til antall prosedyrer i perioden.

Hvert helseforetak som ble med i studien fikk tildelt en instruks for hvordan linsedosimeteret skulle brukes. Linsedosimeteret skulle plasseres ved det øyet som er nærmest røntgenrøret, dvs. stort sett venstre øye, se Figur 2.1. Linsedosimeteret skulle videre plasseres uskjermet i forhold til eventuelle

blybriller, slik at dosen som ble registrert representerte linsedosen uten bruk av blybriller, men med eventuell annen skjerming slik som blyglasskjerm.



Figur 2.1: Linsedosimeteret plasseres ved øyet nærmest pasient og røntgenrør, uskjermet av eventuelle blybriller. Foto: Statens strålevern.

Hvert helseforetak fikk tildelt rundt fem dosimetre for måling av bakgrunnsstråling. Ved helseforetak nr. 1 ble disse oppbevart på kontrollrommet tilknyttet røntgenlaboratoriet. På grunn av store variasjoner i doseavlesningene ble instruksjonen endret til at alle dosimetrene skulle oppbevares samlet inne på det kontrollrommet hvor det utføres mest prosedyrer, og med samme side opp.

2.4 Bearbeiding av data

Linsedosen ble funnet ved å lese av linsedosimeteret etter måleperioden, og trekke fra den gjennomsnittlige bakgrunnsstrålingen detektert av dosimetrene som lå i kontrollrommet i måleperioden. Estimerte årsdoser til øyelinsen for hver deltaker ble funnet ved å normere måleperioden til hvert enkelt sykehus til 300 dager:

$$\text{Årsdose} = \frac{\text{linsedose}}{\text{måleperiode}} \times 300$$

Dersom den enkelte deltakeren ikke jobber på lørdager og søndager under måleperioden, vil han heller ikke jobbe lørdager og søndager i den normerte måleperioden. Den normerte måleperioden er en videreføring av måleperioden linsedosimetrene ble båret, og dersom deltakeren jobbet en «typisk» turnus i måleperioden, vil normert måleperiode være et godt estimat.

Total DAP og gjennomlysningstid for hver prosedyre ble registrert i «prosedyreskjemaet». Enheten på registrerte DAP-verdier ble ofte dobbeltsjekkert av vår kontaktperson dersom verdien så usannsynlig ut, f.eks. veldig lang gjennomlysningstid kombinert med veldig lav DAP. Akkumulert DAP, linsedose per akkumulert DAP og gjennomsnittlig linsedose per prosedyre ble beregnet per deltaker.

3 Resultater

3.1 Deltakere og røntgenapparat

Totalt deltok 30 personer fra fire forskjellige helseforetak. Tre ble utelatt, fordi de fikk registrert svært få prosedyrer i løpet av måleperioden (en urolog, en kardiolog og en radiolog). Deltakerne ble delt inn i følgende tre hovedkategorier ut i fra hvilke prosedyrer de utførte:

Radiologene utførte mange ulike intervensjonsprosedyrer, bl.a. innsetting av stent, embolisering, perkutan transluminal angioplastikk og trombolyse.

De invasive kardiologene (I-kardiologene) utførte stort sett koronare angiografier og perkutan koronar intervensjon (PCI). En av kardiologene i denne gruppen utførte også en del pacemaker innleggelser, men jobbet på samme laboratorier som de som utførte koronare angiografier og PCI.

Ablasjonskardiologene (A-kardiologene) utførte stort sett elektrofysiologiske undersøkelser av hjerterytmen, etterfulgt av radiofrekvent ablasjon (avbrytelse/fjerning av en uønsket elektrisk ledningsvei i hjertet).

Videre i rapporten brukes forkortelsene for de to hovedgruppene av kardiologer (I-kardiologer og A-kardiologer). Måleperioden og oversikt over deltakerne som bidro til resultatene vises i Tabell 3.1. To operasjonssykepleiere som assisterte I-kardiologene ble også med i studien.

Tabell 3.1: Måleperioden tilknyttet hvert helseforetak, samt oversikt over deltakerne som deltok i kartleggingen.

Helseforetak (H)	Måleperiode (dager)	Radiologer	I-kardiologer	A-kardiologer	Sykepleiere
H1	22	3	-	-	-
H2	29	-	-	6	-
H3	21	3	3	2	2
H4	25	2	6	-	-
Totalt		8	9	8	2

Deltakerne jobbet på gjennomlysningslaboratorier med stasjonære C-buer. Radiologene benyttet kun apparatur med ett røntgenrør (monoplan) mens enkelte kardiologer benyttet apparatur med to røntgenrør (biplan), se Tabell 3.2 for en oversikt. Biplan ble særlig benyttet av A-kardiologene, men det ble ikke registrert for hver prosedyre om begge røntgenrørene var i bruk samtidig. På hvert røntgenlaboratorium var det takhengte blyglasskjermer tilgjengelig for skjerming mot spredt stråling.

Tabell 3.2: Oversikt over andelen av laboratorier ved de fire helseforetakene som var utstyrt med monoplan eller biplan røntgenapparat.

Laboratorium	Monoplan	Biplan
Radiologi	7 ¹	-
Koronar angiografi /PCI	5	2
Elektrofysiologi/ablasjon	1	4

¹ Ved helseforetak 4 var det et laboratorium med biplan system, men der ble alltid bare det ene røntgenrøret benyttet.

3.2 DAP og gjennomlysningstid knyttet til prosedyrene

De åtte radiologene utførte til sammen 123 prosedyrer i løpet av måleperioden. De ni I-kardiologene og åtte A-kardiologene utførte henholdsvis 377 og 134 prosedyrer. De to operasjonssykepleierne assisterte ved til sammen 56 prosedyrer. I-kardiologene utførte klart flest prosedyrer per operatør. DAP og gjennomlysningstid knyttet til de radiologiske og kardiologiske prosedyrene ses i Tabell 3.3. DAP verdiene var ikke normalfordelt og gjennomsnittlig DAP er høyere enn median DAP fordi noen få prosedyrer med veldig høy DAP trekker gjennomsnittet opp. Median DAP per prosedyre vil derfor representere et bedre mål på en typisk DAP verdi enn gjennomsnittsverdien.

Tabell 3.3: Statistisk fordeling av DAP og gjennomlysningstid for de ulike yrkeskategoriene.

Deltakere	DAP (Gycm ²)				Gj. lysningstid (min)	
	Gj.snitt	St. avvik	Median	Min.-max	Gj.snitt	St. avvik
Radiologer	99	133	46	0,2-680	24	20
I-kardiologer ¹	48	41	36	0,4-374	8	8
A-kardiologer	42	65	20	0,5-404	32	29

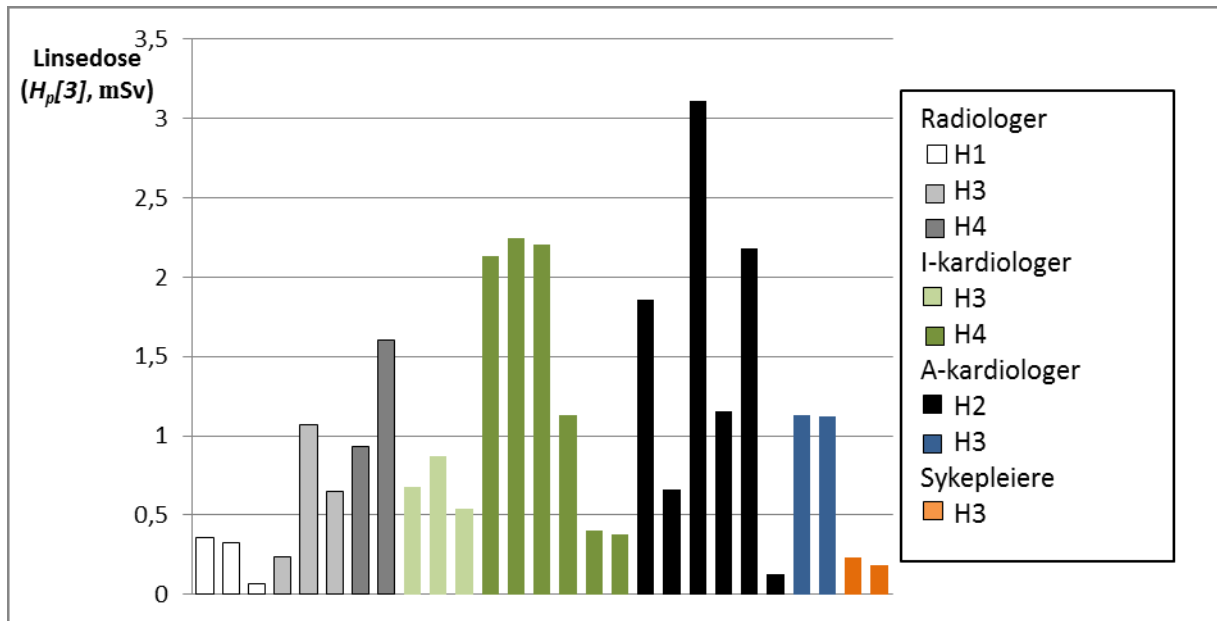
1: En kardiolog fra helseforetak 4 bidrar ikke med data om DAP og gjennomlysningstid pga. feilregistreringer.

Det var store variasjoner mellom prosedyrenes DAP verdi. Ut i fra tabellen ses det at kardiologene generelt utførte prosedyrer med lavere DAP verdier enn radiologene. Ablasjonskardiologene utførte prosedyrer med de lengste gjennomlysningstidene, og enkelte prosedyrer hadde en gjennomlysningstid på over 100 min.

3.3 Linsedoser

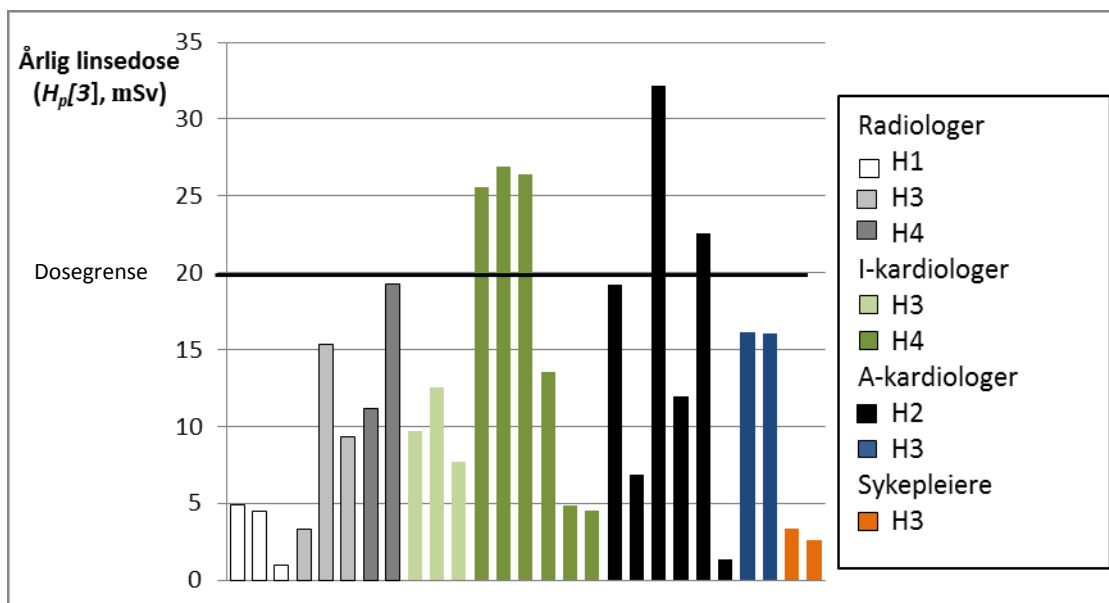
En oversikt over målt linsedose for hver enkelt deltaker i løpet av måleperioden ses i Figur 3.1. Det er en usikkerhet i avlesningene til dosimetrene på 20 % (se vedlegg D). Det er stor variasjon i dosene til den enkelte deltaker, men til tross for ulik måleperiode fikk kardiologene generelt høyere linsedoser enn radiologene. En A-kardiolog fra helseforetak 2 fikk den høyeste linsedosen, 3,1 mSv i løpet av 29 dager.

De tre radiologene fra helseforetak 1, fikk detektert lave doser sammenliknet med radiologene fra helseforetak 3 og 4 selv om de utførte de samme prosedyrene. Operasjonssykepleierne som assisterte I-kardiologene fikk detektert relativt lave linsedoser, men linsedosene var likevel høyere enn for to av legene som begge utførte få prosedyrer.



Figur 3.1: Linsedoser til alle de 27 deltakerne fra de fire ulike helseforetakene (H1-H4) i løpet av måleperioden.

De estimerte årlige linsedosene for alle deltakerne, ses i Figur 3.2. Figuren antyder at tre I-kardiologer og to A-kardiologer kan overskride en linsedose på 20 mSv i året, dersom blybriller ikke benyttes. I tillegg er en radiolog og en A-kardiolog svært nærme denne grensen.



Figur 3.2: Estimerte årlige linsedoser for deltakerne fra de fire ulike helseforetakene (H1-H4).

3.4 Bruk av verneutstyr

Linsedosene i forrige avsnitt vil være realistiske dersom deltakerne ikke brukte blybriller. Tabell 3.4 viser en oversikt over deltakernes bruk av blybriller. 60 % av radiologene og kardiologene brukte ikke blybriller rutinemessig mens sykepleierne brukte aldri blybriller. Blant de fem kardiologene som fikk estimerte

årlige linsedoser over 20 mSv, rapporterte fire at de alltid brukte blybriller under intervensjonsprosedyrer, mens en rapporterte at han noen ganger brukte dem. De tre radiologene fra helseforetak nr. 1 som fikk detektert lave linsedoser (se Figur 3.1) brukte alltid blybriller. Bortsett fra de tre radiologene, var det ikke sammenheng mellom bruk av blybriller og hvilket helseforetak deltakerne jobbet på.

Tabell 3.4: Bruk av blybriller blant kardiologene og radiologene under intervensjonsprosedyrer.

Deltakere	Alltid	Noen ganger	Aldri
Radiologer	3	2	3
I-kardiologer	4	2	3
A-kardiologer	3	3	2
Totalt	10	7	8

Alle deltakerne brukte blyfrakk, mens thyroideakrage ble brukt av alle deltakerne bortsett fra to A-kardiologer fra helseforetak 2.

Alle røntgenlaboratoriene hadde installert en takhengt blyglassjerm som var tilgjengelig for bruk. En I-kardiolog med lav arbeidsbelastning og lav linsedose brukte ikke blyglassjermen ved innsetting av pacemakere, mens de andre deltakerne brukte blyglassjerm ved de fleste intervensjonsprosedyrene.

3.5 Linsedoser og sammenheng med DAP, gjennomlysningstid og antall prosedyrer

Basert på hva deltakerne registrerte i «prosedyreskjemaet», er det i dette avsnittet sett på mulige sammenhenger mellom linsedosen og DAP, gjennomlysningstid og antall prosedyrer.

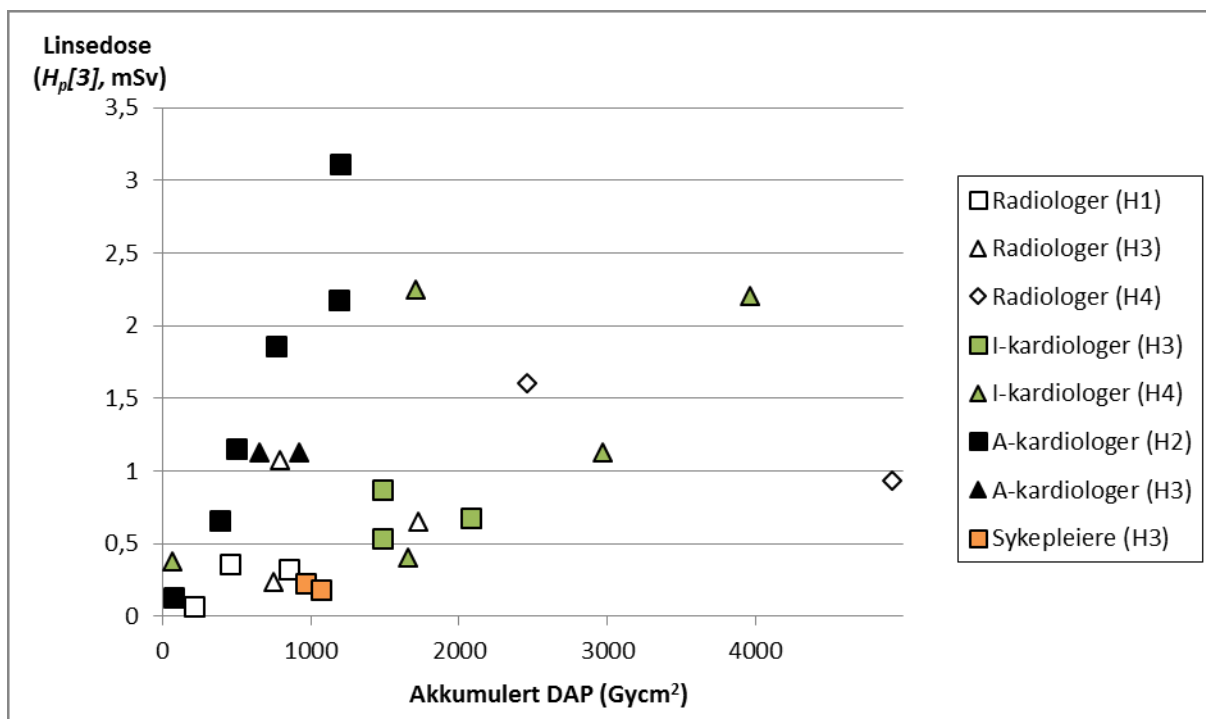
Linsedoser som funksjon av akkumulert DAP, vises i Figur 3.3. Ut i fra figuren kan vi se at en radiolog fra helseforetak nr. 4 utførte prosedyrer med høyest akkumulert DAP. Denne radiologen hadde jobbet ett år innen intervensjon, i motsetning til de andre deltakerne som hadde jobbet fire år eller mer innen intervensjon.

Ut i fra figuren kan vi ane en lineær sammenheng mellom linsedose og akkumulert DAP for A-kardiologene fra helseforetak 2. Ved lineær regresjon (minste kvadraters metode) finner vi at linsedosen (μSv) som funksjon av akkumulert DAP (Gycm^2) er:

$$\text{Linsedose (DAP)} = 2,3 * \text{DAP} - 60, \quad R^2 = 0,92$$

Dersom A-kardiologene fra helseforetak nr. 3 også blir med i regresjonen, blir kvadrert korrelasjonskoeffisient 0,8. For de andre deltakerne er det generelt dårlig lineær korrelasjon mellom disse parametrene. Typiske linsedoser per akkumulert DAP for hver yrkesgruppe, er derfor presentert ved både 1. kvartil og 3. kvartil, se Tabell 3.5. I-kardiologene og radiologene er slått sammen til en gruppe, fordi fordelingen av linsedoser per akkumulert DAP var relativt like i disse to gruppene.

Både ut i fra Tabell 3.5 og Figur 3.3 ses det at A-kardiologene hadde de høyeste linsedosene per akkumulert DAP. Denne yrkesgruppen benyttet også oftest biplan røntgenapparat. Operasjonssykepleierne fikk lave linsedoser per akkumulert DAP, noe lavere enn kardiologene fra samme helseforetak, men likevel sammenlignbart med hva enkelte leger fikk.



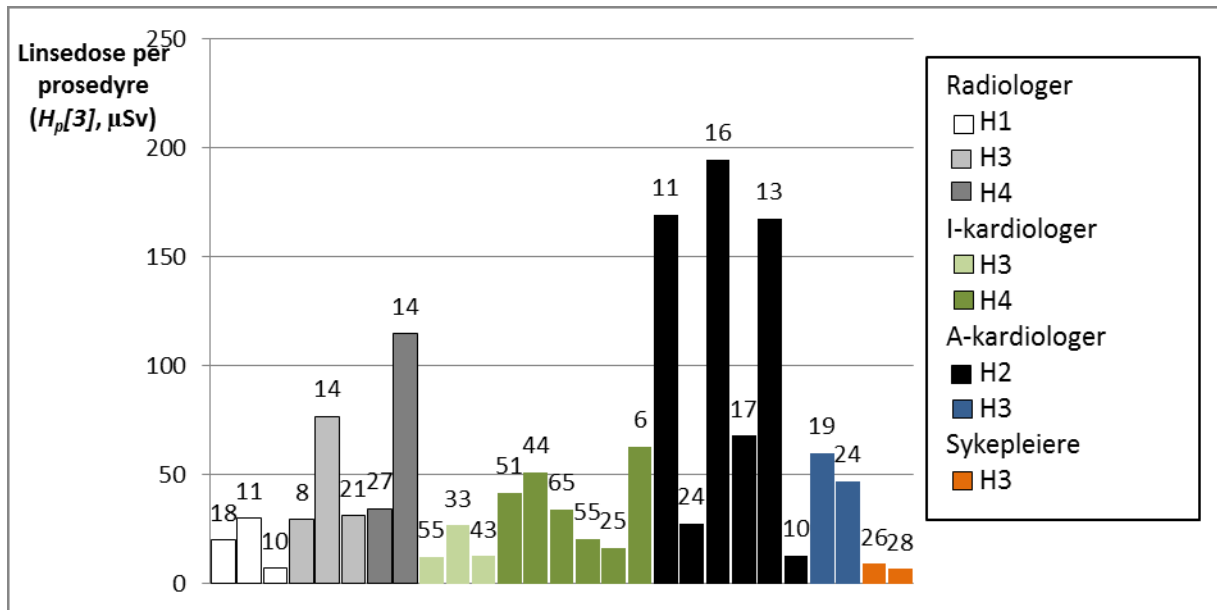
Figur 3.3: Linsedose per akkumulert DAP for hver deltaker fra de fire ulike helseforetakene (H1-H4).

Tabell 3.5: Typiske verdier for linsedose per akkumulert DAP ($\mu\text{Sv}/\text{Gycm}^2$) presentert ved median og kvartilverdier.

Deltakere	Median	1. kvartil	1. kvartil
Radiologer	0,4	0,3	0,8
I-kardiologer	0,5	0,3	1,1
A-kardiologer	1,8	1,7	2,4

Det var ingen korrelasjon mellom linsedosen og akkumulert gjennomlysningstid. Det var heller ikke sammenheng mellom linsedosen i måleperioden og antall utførte prosedyrer. A-kardiologen med den høyeste linsedosen (3,1 mSv) utførte 16 prosedyrer, mens en A-kardiolog fra samme helseforetak utførte 24 prosedyrer og fikk en linsedose på 0,66 mSv.

Beregnet gjennomsnittlig linsedose per prosedyre for hver deltaker, presenteres i Figur 3.4. Figuren viser at det er store variasjoner mellom linsedose per prosedyre for deltakerne, men generelt har I-kardiologene de laveste linsedosene per prosedyre, og de har også utført flest antall prosedyrer. I-kardiologen med den høyeste linsedosen per prosedyre, er kardiologen som utfører pacemakerinnleggelser uten å bruke blyskjerm. Tre ablasjonskardiologer har de høyeste linsedosene per prosedyre.



Figur 3.4: Gjennomsnittlig linsedose per prosedyre for deltakerne fra de fire helseforetakene (H1-H4). Antall prosedyrer står oppført over hver søyle.

4 Diskusjon

Det ble kartlagt linsedoser av ulik størrelse, men generelt fikk kardiologene høyere linsedoser enn radiologene. Flere faktorer påvirker linsedosen og kan forklare hvorfor noen fikk høyere linsedoser enn andre. Disse faktorene er presentert i kapittel 4.1. Videre diskuteres DAP-verdiene og akkumulert DAP i forhold til linsedoser og til slutt diskuteres kartleggingens avgrensninger og feilkilder.

4.1 Faktorer som påvirker linsedosen

Målte linsedoser for deltakerne i denne studien er forbundet med store variasjoner. Ulike faktorer påvirker linsedosen og kan være med på å forklare den store variasjonen. Type prosedyre, pasientstørrelse, prosedyrens kompleksitet, samt tilhørende arbeidsteknikk og legens arbeidsbelastning er viktige faktorer som kan tenkes å påvirke linsedosen. Arbeidsteknikk kan igjen avhenge av legens erfaring, posisjonering i forhold til pasient og røntgenrør samt apparatspesifikk opplæring. Uerfarne leger kan bruke lengre tid og dermed lengre gjennomlysningstider på å plassere et kateter enn erfarne leger [21]. Dette kan forklare hvorfor legen med kortest erfaring i denne studien, utførte prosedyrer med størst akkumulert DAP selv om prosedyrene var av samme type som de andre radiologene fra samme helseforetak. Dosereduserende teknikker kan redusere dosen til legen ved reduksjon av gjennomlysningstiden eller økning av avstand til pasient. Et eksempel er en fjernstyrt mekanisk pumpe/trykksprøyte for kontrastinjeksjon som tillater legen å trekke seg lengre unna. Siden lengre avstand til pasient er viktig for lavere personeldoser, er legens høyde av betydning. En studie har vist at doseraten til øyelinsen minsker med en faktor to ved underbordsrør, dersom legens øyenivå øker fra 1,6 m til 1,8 m over gulvet [22]. Ved et av helseforetakene brukte en lav lege, både av praktiske formål samt strålevern hensyn, å stå på en tilpasset kasse under prosedyrene. Hvordan takhengt blyglasskjerm benyttes er av stor betydning for linsedosen og optimal bruk kan redusere doseraten til linsen med en faktor 5-25 [15]. Bruk av både skjerm og blybriller kan redusere doseraten til linsen med en faktor 25 eller mer.

I denne kartleggingen hadde A-kardiologene de høyeste linsedosene, de høyeste estimerte årsdosene til linsen og de høyeste gjennomsnittlige linsedosene per prosedyre, noe som indikerer at ablasjonsprosedyrer er særlig dosebelastende for personell. Type røntgenutstyr kan også påvirke linsedosen, og Lie et al. fant at kardiologene som benyttet biplan apparatur, hadde de høyeste linsedosene [23]. Dette sammenfaller med resultatene i denne studien, hvor biplan apparatur ble brukt av A-kardiologene, og disse legene fikk de høyeste linsedosene per akkumulert DAP.

4.2 Linsedoser og dose areal produkt (DAP)

DAP-verdiene for hver prosedyre viste store variasjoner, særlig innen radiologenes prosedyrer, og kan forklares med at prosedyrene de utførte var veldig ulike. Videre vil DAP påvirkes av mange av de samme faktorene som påvirker linsedosen (beskrevet i 4.1).

I denne studien ble det funnet at A-kardiologene fra helseforetak nr. 2 hadde en tilnærmet lineær sammenheng mellom linsedose og akkumulert DAP. Grunnen til det kan være at disse seks utførte mye av de samme type prosedyrene og dermed hadde mer lik arbeidsteknikk og brukte verneutstyr på samme måte. På to av tre laboratorier de jobbet på, var dessuten utstyret av samme type modell, og det ble installert samtidig. Disse kardiologene kan bruke den lineære funksjonen til å estimere linsedosen etter et visst antall prosedyrer, forutsatt at de vet akkumulert DAP for de gjennomførte prosedyrene, og arbeidsteknikk og røntgenapparater er lik som i kartleggingen. En lineær sammenheng mellom linsedose og akkumulert DAP ble også funnet av Jensen et al, for radiologer som utførte samme type prosedyrer på samme utstyr [24]. De fleste kardiologer og radiologer utfører ulike prosedyrer med ulik arbeidsteknikk og på laboratorier med ulikt utstyr, noe som kan forklare hvorfor flere andre studier heller ikke finner en

korrelasjon mellom linsedose og akkumulert DAP [23] [22]. Typiske verdier for linsedose per akkumulert DAP for I-kardiologene og radiologene i kartleggingen, presenteres derfor heller ved 1. og 3. kvartil som er på henholdsvis 0,3 og 0,8 $\mu\text{Sv}/\text{Gycm}^2$.

4.3 Avgrensninger og feilkilder

Avgrensninger og utfordringer

Kartleggingsstudien er basert på data fra 2011 og 2012. Ny, dosereduserende teknologi kan være tatt i bruk siden 2012. Blant annet har kardiologene som utfører ablasjoner ved helseforetak nr. 3, tatt i bruk magnetstyrt ablasjonsbehandling som kan redusere strålebelastningen til pasient og operatør betraktelig. Imidlertid har ikke alle radiologiske og kardiologiske avdelinger tatt i bruk ny dosereduserende teknologi siden 2012, og enkelte kardiologer og radiologer har i dag fortsatt høye persondosimeteravlesninger ($> 20 \text{ mSv}$ i året), noe som tyder på at de vil kunne overskride den nye, reduserte dosegrensen til linsen dersom blybriller ikke benyttes. Resultatene vil derfor fortsatt kunne være aktuelle, og anbefalingene gitt i kapittel seks vil være nyttige for alle som er involvert i kardiologiske og radiologiske intervensjonsprosedyrer uansett linsedose.

Det er også en svakhet at det kun er målt akkumulerte linsedoser i en måleperiode og ikke per prosedyre. Dette gjør det vanskelig å fange opp enkeltparametere som kan påvirke linsedosen for akkurat en bestemt prosedyre. Likevel hadde det vært nyttig å innhente noe mer data fra hver prosedyre, inkludert innstikksted og bruk av biplan, for å se etter sammenheng med linsedosen slik det er funnet indikert i andre studier. Det er ikke kartlagt persondosimeteravlesninger i perioden linsedosimetrene ble båret, og det kunne ha vært interessant å sammenlikne linsedoser med persondoser.

Kartleggingsstudien hadde få deltakere i hver yrkesgruppe. Dette gjør at en ikke kan generalisere resultatene. Det var også utfordrende å kategorisere deltakerne i disse yrkesgruppene og kategoriene inneholder noe blanding av prosedyrer.

Feilkilder og usikkerheter

Estimerte årlige linsedoser ble funnet ved å normalisere måleperioden til 300 dager, og estimatet er derfor sterkt avhengig av at deltakerens normale turnus og typiske arbeidshverdag ble fanget opp i måleperioden. Med dette menes at antall dager på jobb i måleperioden, samt antall prosedyrer og forholdet mellom enkle og kompliserte prosedyrer som ble utført i måleperioden, må være typiske for deltakeren. Estimatet er også avhengig av at hver deltaker jobber i ca. 43 uker (300/7) i året.

Estimer på årlig linsedose kan også beregnes ved å multiplisere linsedose per prosedyre med antall prosedyrer i året. Denne metoden er også avhengig av at måleperioden er typisk med hensyn på deltakerens turnus og arbeidshverdag, samt at deltakeren utførte nok prosedyrer i måleperioden. Denne metoden ble ikke valgt fordi enkelte deltakere utførte få prosedyrer, begrepet «dose per prosedyre» er usikkert fordi hver deltaker ofte utførte flere typer prosedyrer. Dessuten ga denne metoden flere ekstremverdier enn metoden der måleperioden ble normalisert.

Avlesningene av linsedosimetrene er assosiert med en relativ usikkerhet på 20 % (to standardavvik). For mer informasjon rundt usikkerhetsbudsjettet knyttet til dosimetrien, se vedlegg D. Den gjennomsnittlige bakgrunnen som ble trukket fra de målte dosene, introduserer også usikkerhet fordi bakgrunnsdosimetrene på enkelte helseforetak viste stor variasjon.

5 Anbefalinger og oppsummering

Dette kapittelet presenterer tiltak som kan bidra til å redusere stråledosen til intervensjonspersonell, med særlig fokus på linsedosen og evt. forebygging av strålingsindusert katarakt. Det er også presentert generelle dosereduserende tiltak, da en generell reduksjon i dosen til pasient og personell, også vil redusere linsedosen.

5.1 Opplæring og kompetanse i strålevern

Økt strålevernkompetanse er identifisert som ett av de viktigste tiltakene for å optimalisere bruken av røntgenstråling innen medisin. Strålevernforskriften stiller krav til kompetanse og årlig opplæring samt apparatspesifikk opplæring. Den apparatspesifikke opplæringen skal være relevant i forhold til den enkeltes arbeidsoppgaver, og må minimum inkludere hvilke forhold ved det aktuelle apparatet som påvirker stråledosen og bildekvaliteten. Strålevernforskriften stiller også krav om at personell som arbeider med strålekilder eller kan bli eksponert for stråling, skal ha tilstrekkelig kompetanse innen strålevern. Den generelle opplæringen i strålevern bør informere om mulige risikoer knyttet til ioniserende stråling, for eksempel utvikling av katarakt. Avdelinger bør også ha superbrukere på utstyret som kjenner alle funksjoner ekstra godt og kan gjennomføre opplæring av nytt personell.

Strålevernet anbefaler at

- det utarbeides en plan for gjennomføring og dokumentasjon av opplæring i strålevern og strålebruk
- strålevern og strålebruk er tema på interne fagmøter
- avdelingen har superbrukere på røntgenutstyret

For videre lesning, se Strålevernets rapport om strålevern i utdanningene for helsepersonell [25].

5.2 Optimalisering av arbeidsteknikk og undersøkelsesprotokoller

Kunnskap om røntgenapparatet er viktig for å fremstille bilder med tilfredsstillende kvalitet og utnytte alle funksjoner og dosereduserende verktøy optimalt.

Personells plassering i forhold til pasient og røntgenrør vil ha betydning for linsedosen. Avstanden fra strålekilden (pasienten) er omvendt proporsjonal med kvadratet av avstanden, og derfor bør avstanden til pasient økes når dette er mulig. Ved lateral vinkling av den stasjonære C-buen, er det mer spredt stråling ved røntgenrørsiden enn ved detektorsiden, fordi mesteparten av strålingen som treffer pasient blir tilbakespredt. Det er derfor viktig at legen har et bevisst forhold til valg av orientering av røntgenrør og detektor. Bruk av overbordsrør er også en uønsket praksis, fordi mye av den spredte strålingen da blir orientert oppover mot legens hode og overkropp i stedet for ned mot gulvet. I tillegg er det slik at dersom stråledosen til pasient reduseres, vil også legens stråldose reduseres [26]. Dette understreker viktigheten av å optimalisere undersøkelsesprotokollene.

Strålevernet anbefaler:

- Øk avstanden fra pasient dersom mulig.
- Ha et bevisst forhold til vinkling/orientering av røntgenrør/detektor og ha detektor nærmest mulig pasient.
- Minimer gjennomlysningstiden og bruk så lav pulsrate som mulig.
- Vurder og bruk lavdoseinnstillinger som default og bruk lav dose der det gir god nok bildekvalitet.
- Minimer antall bildeserier og antall bilder i hver serie når dette er hensiktsmessig.
- Lagre gjennomlysningsbilder som dokumentasjon istedenfor å ta eksponeringer når det er mulig.
- Blende inn/kollimere til bare det området du trenger å visualisere.
- Bruk tilgjengelige dosereduserende teknikker på røntgenapparatet.
- Bare bruk forstørrelse dersom det er nødvendig.
- Ikke ha hendene i primærstrålefeltet.
- Vurder bruk av tilleggsfilter.
- Optimaliser undersøkelsesprotokollene.

5.3 Bruk av verneutstyr

Bruk av blyfrakk er et effektivt beskyttelsestiltak mot ioniserende stråling som reduserer strålebelastningen til personell betraktelig. Intervensjonspersonell anbefales å bruke blyfrakker med 0,35 mm blyekvivalens, eventuelt blyfrakker med 0,25 mm blyekvivalens som er overlappende på fremsiden. Leger og sykepleiere som jobber med intervensjon til daglig bruker ofte blyfrakk, og det er derfor viktig at den er individuelt tilpasset. En tilpasset blyfrakk gir bedre beskyttelse mot stråling enn en som ikke er det, blant annet vil en blyfrakk med for store ermehull gi uhenksommessig eksponering av thorakale organer som lungene og spiserøret. En blyfrakk som er tilpasset er også bedre å ha på seg og minimerer risikoen for belastningsskader. Med individuell tilpasning menes å vurdere lengden, størrelsen og tykkelsen på blyfrakken, bruk av blyfrakk som er dobbel foran eller har todelt løsning, opp mot hver enkelt bruker. Bruk av thyroideakrage samtidig som blyfrakk, vil redusere den effektive dosen til personell ytterligere.

Bruk av takhengt blyglasskjerm reduserer doseraten til linsen med en faktor 5 til 25 [15]. Design, hvordan den brukes under prosedyrene og hvordan den er plassert i forhold til øynene påvirker hvor mye linsedosen blir redusert. Skjermen bør være så nært pasienten som mulig, og vippt svakt vekk fra operatøren slik at den kaster størst mulig «skygge» på operatøren. ICRP påpeker at når biplan røntgenapparatet brukes, er det viktig med riktig bruk av lateral skjerming for beskyttelse av øyet [26]. Dersom type prosedyre eller prosedyrens kompleksitet fører til at det er uhenksommessig å jobbe bak blyglasskjermen, er det ekstra viktig å bruke blybriller. Bruk av blybriller og blyglasskjerm samtidig kan redusere doseraten til linsen med en faktor 25 eller mer [15].

Blybriller reduserer doseraten til linsen med en faktor 5-10 [15]. De kan fås med styrke i glassene og kan dermed tilpasses hver enkelt bruker. Hvor effektivt de reduserer dosen, bestemmes av blant annet legens plassering i forhold til pasient og røntgenrør, blyekvivalens, hvor stor del av øyet brillene dekker og om brillene har sideskjerming. Ved kardiologiske og radiologiske intervensjonsprosedyrer vil mye av den spredte strålingen treffe på siden av legen, derfor vil blyglassbriller med sideskjerming gi den beste beskyttelsen. Intervensjonsleger anbefales å bruke briller med 0,5 mm blyekvivalens. Vanlige briller vil ikke fungere godt som skjerming, fordi tettheten og tykkelsen til brilleglassene er for lav til å stoppe røntgenstrålingen tilfredsstillende.

Spesielle hansker («blyhansker») finnes for å redusere dosen til hendene for intervensjonsleger. Hanskene beskytter ikke tilstrekkelig mot primærstråling, og dessuten kan blyhansker inni primærstrålefeltet

forstyrre den automatiske eksponeringskontrollen slik at pasient (og dermed personell) mottar høyere dose. Slike hansker kan brukes for å gi en ekstra beskyttelse til hendene mot spredt stråling, og bruk av slike hansker bør vurderes individuelt. Det viktigste stråleverntiltaket for hendene er å unngå å ha hendene i primærstrålefeltet.

Strålevernet anbefaler at intervensjonspersonell bruker følgende verneutstyr:

- Blyfrakk.
- Thyroideakrage bør brukes av personell som står nært pasienten.
- Takhengt blyglasskjerm(er).
- Bordhengt skjerming.
- Blybriller med sideskjerming bør brukes av personell som står nært pasienten. Individuell bruk bestemmes ut ifra type prosedyre, strålebelastning og arbeidsbelastning.

5.4 Bruk av dosimetre

Virksomheten er pålagt å monitorere individuelle doser til intervensjonspersonell, og informere arbeidstaker om doseavlesningene. Monitorering av helkroppsdose estimeres ved hjelp av et persondosimeter.

Linsedosimetre

For personell som kan motta betydelige linsedoser anbefaler Strålevernet at det bør etableres metoder for estimering av linsedosen.

Persondosimetre kan brukes for å estimere linsedosen. To studier har funnet at linsedosen for invasive kardiologer er i gjennomsnitt 75 % av persondosimeteravlesningen [23, 29], hvor den ene studien fant at variasjonen mellom linsedosen og persondosimeteravlesningen er 39 - 138 % [23]. Viktig for god korrelasjon mellom persondosimeteravlesning og linsedose er persondosimeterets plassering i forhold til øynene og at dosimeteret er plassert på den siden av kroppen som er nærmest pasient og røntgenrør, ellers kan dosimeteret bli skjermet av legens kropp. Dosimeteret bør derfor plasseres ved skulderen nærmest pasient og røntgenrør. Hvordan takhengte blyskjermer brukes, vil også påvirke korrelasjonen. Persondosimetre måler stråledosen i $H_p[10]$ og $H_p[0,07]$ og for strålingsenergiene innen intervensjon vil disse dosestørrelsene avvike lite fra $H_p[3]$. I noen tilfeller kan det være aktuelt å ta i bruk betakilder under intervensjon, og hvis betastrålingen kan bidra til linsedose (f.eks. hvis legens øyne ikke er skjermet tilstrekkelig), er det bare $H_p[3]$ som kan brukes for linsemonitorering [30].

Referansestørrelsen for linsedosimetri er $H_p[3]$, og dersom virksomheten ønsker rutine-monitorering av linsedosen, bør det være basert på $H_p[3]$. Strålingsfeltene innen intervensjon er ikke homogene, og derfor bør linsedosimeteret plasseres så nært øyet nærmest pasient og røntgenrør som mulig. Det finnes imidlertid andre tilbydere av linsedosimetri, men det gjøres også oppmerksom på at ikke alle aktive dosimetre fungerer tilfredsstillende i pulset stråling som forekommer i intervensjon. Strålsikkerhetsmyndigheten i Sverige har utgitt en rapport som tar for seg ulike måter å måle linsedosen på, samt tilknyttede usikkerheter [31].

Opplæringen i strålevern bør inkludere bruk av aktive dosimetre for tydelig å demonstrere arbeidsteknikkens påvirkning på linsedosen. Opplæringen bør også inkludere hvordan redusere stråledosen til pasient, fordi da vil også stråledosen til personell bli redusert. Opplæringen bør inkludere plassering av personlige dosimetre samt hvordan verneutstyret brukes korrekt.

Estimering av effektivdosen

Estimert effektiv dose som er basert på avlesningen av ett vanlig persondosimeter, er i gjennomsnitt 10 % eller mindre av avlesningen ($H_p[10]$), dersom persondosimeteret bæres over blyfrakken og thyroideakrage benyttes [32]. Omregningsfaktoren vil være konservativ for de fleste tilfeller.

ICRP anbefaler at intervensjonskardiologer bruker to dosimetre (såkalt dobbeldosimetri eller «double badging»), et på overkroppen under blyfrakken og et på utsiden av blyfrakken ved skulderhøyde eller venstre skulder [26]. Dosimeteret under blyfrakken gir et estimat på dosen til skjermede organer. Dosimeteret over blyfrakken gir et estimat på dosen til eventuelle uskjermede organer ved hodet og nakken, inkludert øyelinsen. To dosimetre kan også brukes til å estimere effektivdosen mer nøyaktig enn ved å kun bruke ett dosimeter. Det finnes flere algoritmer for effektivdosen basert på dobbeldosimetri, for eksempel Niklasons algoritme og Rosenstein og Websters algoritme [33, 34]. Tilleggsdosimeteret kan hjelpe virksomhetene til å få et mer realistisk anslag over den effektive dosen der det er tvil om at årlig grense på effektivdosen (20 mSv) er nådd.

For anbefalinger knyttet til bruk av persondosimetre og oppfølging av høye persondosimeteravlesninger, samt helseundersøkelse av yrkeseksponerte, henvises det til Veileder 5 [27]. For å optimalisere strålevernet for yrkeseksponerte, anbefales det å benytte tiltaksgrenser for når oppfølging av dosimeteravlesninger skal iverksettes. For leger som jobber innen intervensjon, er anbefalt tiltaksgrense 10 mSv

5.5 Dosemonitorering av pasient

Pasientdosen bør overvåkes i løpet av prosedyren og den skal dokumenteres. I revidert strålevern forskrift er det satt strengere krav til dosemonitorering, for å ivareta en hensiktsmessig overvåking og rapportering av individuelle doser. Dosedata skal vises under intervensjonsprosedyrer, slik at operatør får informasjon om akkumulert dose for fortløpende å kunne ivareta strålevernsmessige hensyn og vurderinger av pasientens og personalets strålebelastning. Det blir også et nytt krav om at alt utstyr skal ha mulighet for automatisk doseoverføring og at virksomheten må etablere et system for monitorering av individuelle pasientdoser som støtter analyse og rapportering. Dette er nødvendig for at virksomheten enkelt skal kunne analysere individuelle dosedata, generere aggregerte oversikter og rapportere dosedata videre til nasjonale kvalitetsregistre og databaser. Virksomheten bør også etablere triggernivåer for når en pasient skal følges opp for tidlig deteksjon og håndtering av eventuelle strålerelaterte hudskader. Se Veileder 5 for mer informasjon [27].

5.6 Oppsummering

Linsedoser til intervensjonspersonell i denne kartleggingsstudien varierte mye. Resultatene indikerer at ca. 30 % av kardiologene kan overskride en årlig linsedose på 20 mSv dersom blybriller ikke benyttes. Blant radiologene og kardiologene svarte 60 % at de ikke brukte blybriller rutinemessig under intervensjonsprosedyrer.

Kardiologer som utførte ablasjonsprosedyrer hadde de høyeste linsedosene per akkumulert DAP og de høyeste gjennomsnittlige linsedosene per prosedyre. Dette tyder på at ablasjonsprosedyrer er særlig dosebelastende for personell.

Resultatene indikerer at det er viktig med et økt fokus på strålevern for intervensjonspersonell. Det vil blant annet si at det er viktig å fokusere på optimal arbeidsteknikk, korrekt bruk og individuell tilpasning av verneutstyr samt optimalisering av undersøkelsesprotokoller. Det bør etableres metoder for estimering av linsedosen, for eksempel ved bruk av et persondosimeter. For personell som kan overskride en estimert dose til øyelinsen på 6 mSv bør det iverksettes tiltak for å redusere linsedosen.

Dosimetrisystemet som ble benyttet i kartleggingen virket etter hensikten og ga et resultat med akseptabel usikkerhet. I nye kartlegginger av linsedoser, kan en derfor bruke dette systemet.

Vedlegg A: Dosedefinisjoner og dosebegreper

Absorbert dose

Absorbert dose er midlere overført energi $d\bar{\epsilon}$ av ioniserende stråling, til et materiale med masse dm :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

Enheten er gray (Gy).

Ekvivalent dose

Den ekvivalente dosen i et gitt organ eller vev, T , for stråling av type R , defineres:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

der w_R er vekt faktoren for stråletypen R og $D_{T,R}$ er den absorberte dosen gitt av strålingstype R , til organet eller vevet T . Vekt faktoren korrigerer for at ulike typer stråling er forbundet med ulik risiko for senskader. For fotoner, og dermed røntgenstråling, er vekt faktoren lik én. Ekvivalent dose har enheten sievert (Sv).

Effektiv dose

Ulike organer og vev har ulik følsomhet for stokastiske effekter av stråling. Effektiv dose er definert som summen av den ekvivalente dosen til ulike organer, vektet med organenes følsomhet for stråling.

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Summering gjøres over alle vev og organer der stråling kan indusere stokastiske effekter (øyelinsen er altså ikke inkludert). Størrelsen på de ulike vekt faktorene (w_T) tilknyttet de ulike vev og organer (T) er definert i ICRP 103 [16].

Personlig doseekvivalent

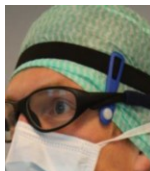
Stråledosen som måles med et persondosimeter kalles personlig doseekvivalent, og betegnes $H_p[d]$. Størrelsen betegner den ekvivalente dosen bak d mm bløtvev. Øyelinsen befinner seg bak 3 mm bløtvev, og derfor er $H_p[3]$ referansestørrelsen for linsedosimetri.

Dose areal produkt

Dose areal produkt (DAP) er definert som dosen til luft multiplisert med bestrålt areal. Enheten til DAP oppgis ofte i Gycm^2 . Gjennomlysningsapparat har ofte en anordning som kan måle eller beregne DAP, og etter endt intervensjonsprosedyre kan man lese av prosedyrens samlede DAP. DAP er nær konstant i enhver avstand fra strålekilden og er en viktig størrelse med hensyn på å beregne pasientens totale dose.

Vedlegg B: Skjemaer

Under følger skjemaene deltakeren måtte besvare i forbindelse med kartleggingsstudien. «Prosedyreskjemaet», hvor deltakeren registrerte data fra hver prosedyre, samt «yrkesskjemaet» hvor deltakeren besvarte yrkesspørsmål med mer.



Statens strålevern
Norwegian Radiation Protection Authority

Prosedyrespørsmål

Fylles ut ved hver prosedyre. Et skjema for hver enkelt radiolog/kardiolog

ID nr. radiolog/kardiolog (står på baksiden av linsedosimeteret)	
Type prosedyre	
Dato	
Laboratorium	
Brukte du:	Blyglasskjerm <input type="checkbox"/>
	Blyglassbriller <input type="checkbox"/>
Gjennomlysningstid [min]	
DAP-verdi (husk å oppgi enhet)	
Kommentar	

Type prosedyre	
Dato	
Laboratorium	
Brukte du:	Blyglasskjerm <input type="checkbox"/>
	Blyglassbriller <input type="checkbox"/>
Gjennomlysningstid [min]	
DAP-verdi (husk å oppgi enhet)	
Kommentar	

Type prosedyre	
Dato	
Laboratorium	
Brukte du:	Blyglasskjerm <input type="checkbox"/>
	Blyglassbriller <input type="checkbox"/>
Gjennomlysningstid [min]	
DAP-verdi (husk å oppgi enhet)	
Kommentar	

Type prosedyre	
Dato	
Laboratorium	
Brukte du:	Blyglasskjerm <input type="checkbox"/>
	Blyglassbriller <input type="checkbox"/>
Gjennomlysningstid [min]	
DAP-verdi (husk å oppgi enhet)	
Kommentar	

Type prosedyre	
Dato	
Laboratorium	
Brukte du:	Blyglasskjerm <input type="checkbox"/>
	Blyglassbriller <input type="checkbox"/>
Gjennomlysningstid [min]	
DAP-verdi (husk å oppgi enhet)	
Kommentar	



Statens strålevern
Norwegian Radiation Protection Authority

Yrkesspørsmål

ID nr. (nummer bak på linsedosimeteret)	
Yrke (radiolog/kardiolog/ortoped)	
Antall år innen radiologi/kardiologi?	
Antall år innen intervensjon?	
Antall intervensjonsprosedyrer i året?	
Hvilke prosedyrer gjør du mest?	
Din høyde	
Er du høyrehendt eller venstrehendt?	
Bruker du persondosimeter? <i>Hvor bæres det?</i>	Alltid? <input type="checkbox"/>
Bruker du blyglassbriller?	Alltid <input type="checkbox"/> Noen ganger <input type="checkbox"/> Aldri <input type="checkbox"/>
<i>Kommentar</i>	
- Thyroideakrage?	Tykkelse thyroideakrage? <input type="checkbox"/>
- Blyfrakk?	Tykkelse blyfrakk? <input type="checkbox"/>
Annen beskyttelse?	
Kommentar	

Vedlegg C: Linsedosimeteret og kalibrering

Linsedosimeteret

Hvert linsedosimeter som ble brukt i denne studien består av en dosimeterholder, et pannebånd til å feste holderen på, samt et dosimeter. Dosimeterholderen med tilhørende pannebånd betegnes EYE-D™ og er produsert av Radcard (Radcard s.c. Krakow, Polen). Dosimeterholderen ble modifisert til å passe et termoluminescent dosimeter (TLD) av typen DXT-RAD Extremity Dosimeters, TLD-100, produsert av Saint-Gobain crystals & detectors (Saint-Gobain Crystals, OH, USA).

TL-materialet som ble brukt er en krystall bestående av litium fluorid, dopet med magnesium og titan. Figur viser tre dosimetre. Materialet er tilnærmet vevsekvivalent fordi det har nesten samme gjennomsnittlige atomnummer som vev.

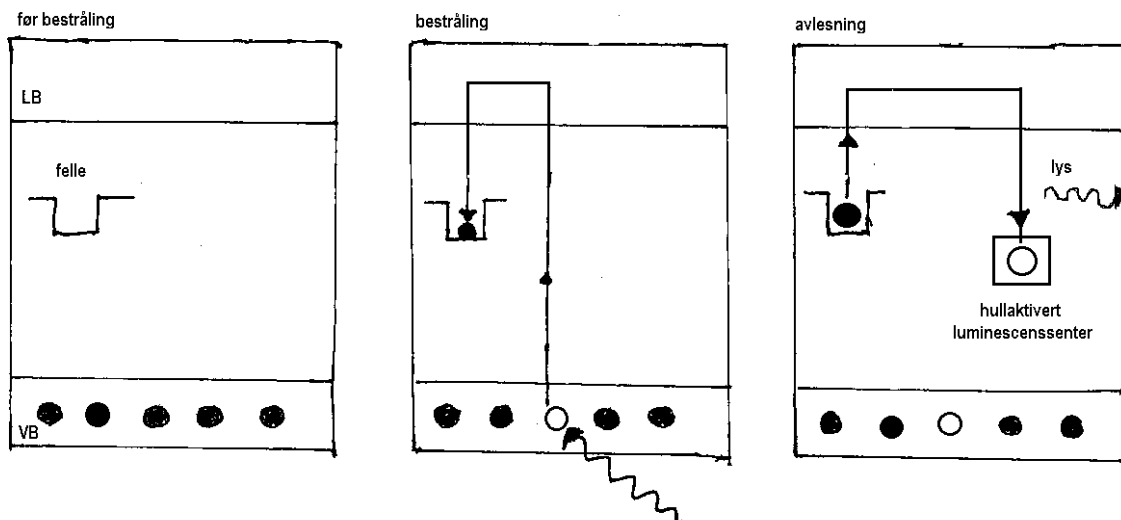


Figur C.1: Tre av dosimetrene som ble brukt i studien. Selve krystallen har en diameter på 3 mm, en tykkelse på 0,38 mm og er montert i en skive med strekkoder for gjenkjenning. Foto: Kristine Wikan

Mekanismen bak termoluminescens

Når ioniserende stråling, herunder røntgenstråling, treffer den termoluminescente krystallen produseres frie elektroner og elektronhull¹. Elektronene vil på grunn av den ekstra tilførte energien hoppe ut av valensbåndet og over i ledningsbåndet for en kort periode. Deretter vil noen av elektronene bli fanget i «feller», det vil si metastabile energinivåer i krystallen. Tilsvarende prosess gjelder for elektronhull. Ved oppvarming av krystallen vil elektronene i det metastabile energinivået få tilført nok energi til å komme opp i ledningsbåndet for deretter å rekombinere med hullaktiverte luminescenssentre. Ved denne rekombinasjonen vil et lyskvant sendes ut. Se Figur C.2 som beskriver denne prosessen for et elektron ved hjelp av båndteori. Dersom flere elektroner er involvert, sendes det ut flere lyskvant. Mengden synlig lys (intensiteten) er proporsjonal med stråledosen, og det er dette lyset som registreres under avlesningen av dosimeteret.

¹ Et elektronhull blir beskrevet som et «manglende elektron» i et ellers fullt elektronskall. Hvis en atomkjerne har plass til fire elektroner i sitt ytterste elektronskall, men bare har tre, sier man at det er tre elektroner og et elektronhull.



Figur C.2: Mekanismen bak termoluminescens. VB=valensbåndet. Her er elektronene bundet til atomer. LB=ledningsbåndet. Her beveger elektronene seg fritt. Valensbåndet og ledningsbåndet er skilt med et energigap hvor det er «forbudte» energitilstander i form av metastabile «feller». Figur: Kristine Wikan.

Klargjøring av linsedosimetrene

Lyset som dosimeteret sender ut ved oppvarming måles av en fotomultiplikator som måler ladning (enhet nC), mens vi er interessert i personlig doseekvivalent (enhet μSv). Derfor må leseren som leser av linsedosimetrene tilordnes en kalibreringskoeffisient som konverterer fra enheten for ladning til enheten for personlig doseekvivalent. Alle dosimetrene gjennomgår følgende prosedyre både før bruk og ved kalibrering:

2. Utgløding, som innebærer oppvarming av dosimetrene i leseren ved en så høy temperatur at de tømmes for signal, det vil si at alle fellene tømmes for elektroner.
3. Bestråling av dosimetrene (ute hos bruker eller under kalibrering).
4. Avlesning i leseren. Dosimetrene tas ut av holderen og plasseres i egne kort for avlesning, se Figur C.3.



Figur C.3: Dosimeteret plassert i kort for avlesning. Foto: Kristine Wikan.

Alle linse- og bakgrunnsdosimetrene for hvert helseforetak i studien ble klargjort og avlest samtidig. Kalibreringen ble utført ved sekundærstandardlaboratoriet (SSDL) ved Statens strålevern. Avlesningen ble gjort på Harshaw TLD model 6600 plus, lokalisert ved persondosimetritjenesten ved Statens strålevern.

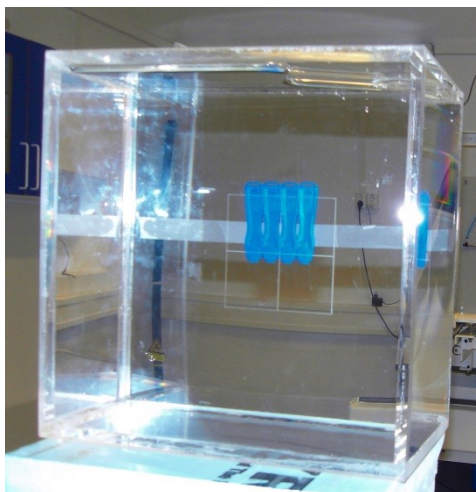
Kalibrering av linsedosimetre til personlig doseekvivalent, $H_p[3]$

Vanlige persondosimetre måler personlig doseekvivalent $H_p[10]$ og $H_p[0,07]$ som angir dosen i henholdsvis 10 mm og 0,07 mm dybde i vevet. Som et mål på stråledosen til øyelinsen er vi interessert i den personlige doseekvivalenten bak 3 mm bløtvev, $H_p[3]$, med enheten μSv . Linsedosimeteret som er valgt gir oss mulighet til å finne $H_p[3]$. Personlig doseekvivalent,

$$H_p[3] = K_a h_{pK}[3]$$

der $h_{pK}[3]$ er en overgangskoeffisient på 1,63 hentet fra Behrens [35]. Den angir overgang fra målt luftkerma², K_a til personlig doseekvivalent for linsedosen, $H_p[3]$ for kalibreringssituasjonen. Denne overgangskoeffisienten er lik for alle dosimetrene. Under kalibrering ble dosimetrene plassert i holderne og klistret til en «ISO-blokk» [36] med avstand 2,5 m fra røntgenrørets fokus, se Figur C.4. Dette er den samme metode som brukes til å kalibrere vanlige persondosimetre. Strålekvaliteten var N-60, hvilket betyr at røntgenfotonspekteret er smalt (N=narrow) og at maks spenningen i røntgenrøret er på 60 kV. Kalibreringen ble utført ved SSDL ved Statens strålevern som har en røntgengenerator av type Pantak. N-60 er valgt som strålekvalitet fordi denne benyttes for kalibrering av $H_p[10]$ og $H_p[0,07]$ og er valgt som optimal strålekvalitet til å representere strålemiljøene for brukerne av persondosimetritjenesten.

² Kerma=kinetic energy released in matter. For strålekvalitetene i denne studien er kerma målt i luft, det samme som dose til luft.



Figur C.4: Dosimetre i dosimeterholderne klistret på ISO-blokken. Foto: Hans Bjerke.

Børretzen og Wøhni fant i en undersøkelse av persondosimetre at N-60 vil kunne underestimere dosen for strålekvaliteter med midlere energi over 100 keV, men er en god strålekvalitet for røntgendiagnostikk [37]. Et 100 kV røntgenspekter i diagnostikk vil ha en midlere energi mellom 30 og 40 keV, mens N-60 har 48 keV.

Realisering av personlig doseekvivalent skjer ved å:

1. måle kerma i et punkt med et ionisasjonskammer som er kalibrert ved Dutch Metrology Institute
2. plassere dosimeterholderen med dosimeteret på en ISO-blokk vendt mot kilden i 2,5 m avstand
3. bestråle med en kjent kerma (5 mGy) med strålekvalitet N-60
4. finne riktig overgangskoeffisient mellom kerma og $H_p[3]$ (Sv/Gy) fra Behrens. I denne studien er denne koeffisienten lik 1,63.
5. beregne den personlige doseekvivalenten $H_p[3]$ fra gitt kerma og overgangskoeffisient for N-60
6. avlese dosimeteret
7. beregne kalibreringskoeffisienten (som konverterer fra nC til μSv i TLD-leseren) for dosimeteret og legge denne informasjonen inn i leseren. I denne studien er denne koeffisienten lik 0,044493.

Signalet fra dosimetrene svekkes ved lagring etter bestråling, dette kalles fading. Kalibreringsdosimetrene ble lest av to uker etter bestråling, for å kunne ta med seg effekten av fading etter fire uker. Fire uker ble valgt ut i fra en bæreperiode på 3 uker og noen dager før og etter til å administrere dosimetrene til bruk.

Vedlegg D: Usikkerheter knyttet til linsedosimetrene

Usikkerheter knyttet til dosimetrene

Usikkerheter knyttet til avlesning

I Tabell D-1 er usikkerhetsbudsjett for måling med linsedosimetrene satt opp. Total usikkerhet er på 20 % (i term av to standardavvik) innenfor et konfidensintervall på 95 %.

Tabell D-1: Usikkerhetsbudsjett for linsedosimeter.

Kilder til usikkerhet	Relativ usikkerhet, %
Bestemmelse av kerma til luft ved SSDL	1,7
Overgangskoeffisienten $h_{pk}[3]$ mellom kerma og personlig doseekivalent $H_p[3]$	2
Avlesning av 8 linsedosimetre med kjent dose under kalibrering	1,4
Kalibreringskoeffisienten for avlesningsutstyret (den som konverterer fra nC til μSv i TLD-leseren)	2,5
Tilfeldig variasjon ved avlesning av individuelle dosimetre, funnet ved å se på spredningen i avlesningene for de 8 dosimetrene brukt i kalibreringen.	4
Linsedosimeterets energirespons: forskjell mellom strålekvaliteten brukt under kalibrering (røntgen N-60) og strålekvalitetene i bruk ¹	8
Totalt	10
Utvidet usikkerhet med dekningsfaktor k=2 (95 % konfidensintervall)	20

¹Dette er en anslått usikkerhet

Hvor godt representerer $H_p[3]$ linsedosen?

Et annet forhold som må tas hensyn til, er hvordan linsedosen målt med linsedosimetrene stemmer overens med den faktiske linsedosen. For fotoner over 30 keV, og kalibrering ved hjelp av «ISO-blokken» så vil $H_p[3]$ være ca. mellom 0 og 20 % større enn den faktiske linsedosen. Dette avhenger av vinkelen strålingen treffer linsedosimeteret på samt fotonenergien [30]. For fotoner som treffer rett på linsedosimeteret og har lik energi som fotonenergien brukt under kalibreringen, vil den målte linsedosen best representere den faktiske linsedosen.

6 Kilder

1. Nakashima E, Neriishi K, Minamoto A. A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000-2002: a threshold analysis. *Health Physics*. 2006; 90(2): 154-160.
2. Neriishi K et al. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. *Radiation Research*. 2007; 168(4): 404-408.
3. Hall P. et al. Lenticular opacities in individuals exposed to ionizing radiation in infancy. *Health Physics*. 1999; 152(2):190-195.
4. Worgul B. V. et al. Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures. *Radiation Research*. 2007; 167(2): 233-243.
5. Chylack et al. NASA study of cataract in astronauts (NASCA). Report 1: Cross-sectional study of the relationship of exposure to space radiation and risk of lens opacity. *Radiation Research*. 2009; 172(1): 10-20.
6. Junk A.K. et al. Cataract in Interventional Radiology – an Occupational Hazard? *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. 2004; 45(388): 200.
7. Vano E. et al. Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiation Research*. 2010; 174(4): 490-495.
8. Statement on tissue reactions. ICRP 2011. <http://www.icrp.org/docs/ICRP%20Statement%20on%20Tissue%20Reactions.pdf> (24.10.2016).
9. COUNCIL DIRECTIVE 2013/59/EURATOM of 5 December 2013, European Commission 2014. <http://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/CELEX-32013L0059-EN-TXT.pdf> (24.10.2016).
10. Paulsen G.U. Persondosimetritenesta ved Statens strålevern. Årsrapport 2010. StrålevernRapport 2011:11. Østerås: Statens strålevern, 2011. <http://www.nrpa.no/dav/50726909f9.pdf> (24.10.2016).
11. Ciraj-Bjelac O. et al. Risk for radiation induced cataract for staff in interventional cardiology: Is there reason for concern? *Catheter. Cardiovasc. Interv.* 2010; 76 (6): 835.
12. Jacob S. et al, Interventional cardiologists and risk of radiation-induced cataract: Results of a French multicenter observational study. *International Journal of Cardiology*. 2013; 167(4): 1843-1847.
13. Roberts JE., Photobiology of the human lens, *Photobiological Sciences Online* (KC Smith, ed.) American Society for Photobiology, <http://www.photobiology.info/Roberts.html> (24.10.2016).
14. Prevention of blindness and visual impairment: Priority blind diseases: Cataract. Geneva: World Health Organization, WHO, 2012. <http://www.who.int/blindness/causes/priority/en/index1.html> (24.10.2016)
15. Radiation and cataract: staff protection. IAEA 2011: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/radiation-cataract/Radiation-and_cataract.htm (24.10.2016)
16. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP* 2007; 37(2-4).
17. Forskrift 16. desember 2016 nr. 1659 om Strålevern og bruk av stråling (strålevernforskriften). Oslo 2016. <https://lovdata.no/dokument/SF/forskrift/2016-12-16-1659> (8.2.2017).
18. IAEA Safety Standards, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. IAEA 2014. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1578_web-57265295.pdf (24.10.2016).
19. ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs - Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118. *Annals of the ICRP* 2012; 41(1-2).

20. ORAMED : Optimization of RAdiation protection for MEDical staff. Belgium, SCK-CEN, 2013. <http://www.oramed-fp7.eu/en> (24.10.2016).
21. Kim KP og Miller DL. Minimising radiation exposure to physicians performing fluoroscopically guided cardiac catheterisation procedures: a review. *Radiation Protection Dosimetry*. 2009; 133(4): 227–233.
22. Pratt TA, Shaw AJ. Factors affecting the radiation dose to the lens during cardiac catheterization procedures. *British Journal of Radiology*. 1993, 66(784): 346-350.
23. Lie ØØ, Paulsen GU, 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.
24. Jensen K et al. Changes in Dose-Area Product, Entrance Surface Dose, and Lens Dose to the Radiologist in a Vascular Interventional Laboratory when an Old X-ray System Is Exchanged with a New System. *Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe*. 2011; 34:717–722.
25. Silkoset R og Friberg EG. Strålevern i utdanningene for helsepersonell. StrålevernRapport 2015:4. Østerås: Statens strålevern, 2015. <http://www.nrpa.no/publikasjon/straaleverrapport-2014-5-straalevern-i-utdanningen-for-helsepersonell.pdf> (24.10.2016).
26. ICRP Radiological Protection in Cardiology. ICRP Publication 120. *Annals of the ICRP* 2013; 42(1).
27. Widmark A et al. Veileder om medisinsk bruk av røntgen- og MR-apparatur. Veileder til forskrift om strålevern og bruk av stråling. Veileder nr. 5. Østerås: Statens strålevern, 2014. <http://www.nrpa.no/dav/2e5ac2ed79.pdf> (24.10.2016).
28. Recommendations of the working group in Interventional Cardiology on occupational doses to the lens of the eye in Interventional Cardiology. WGIC 2012: <http://www-ns.iaea.org/tech-areas/communication-networks/orpnet/documents/recommendations-doses-eye-lens.pdf> (24.10.2016).
29. Clerinx P et al. Double-dosimetry algorithm for workers in interventional radiology. *Radiation Protection Dosimetry*. 2008; 129(1–3): 321–327.
30. Behrens R og Dietze G. Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate? *Physics in Medicine and Biology*. 2010; 55: 4047–4062.
31. Sandblom V, Lundh C og Almén A. Mätmetoder för bestämning av stråldoser till ögats lens. Rapport 2013:11. Strålsäkerhetsmyndigheten 2013. <http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Global/Publikationer/Rapport/Stralskydd/2013/SSM-Rapport-2013-11.pdf> (24.10.2016).
32. Code of practice for personal dosimetry of professionals wearing protective clothing during radiological procedures. Nederlandse Commissie voor stralingsdosimetrie. Report 19 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (2008).
33. Niklason, L. T., Marx, M. V. and Chan, H. P. The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters. *Health Physics*. 1994; 67(6): 611–615.
34. Rosenstein M. og Webster E. W. Effective dose to personnel wearing protective aprons during fluoroscopy and interventional radiology. *Health Physics*. 1994; 67(1): 88-89.
35. Behrens R, Air kerma to dose equivalent conversion coefficients not included in ISO 4037-3, *Radiation Protection Dosimetry* 2011;147(3): 373-9.
36. ISO. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and 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. ISO International standard 4037-3. Geneve: International Organization for Standardization, 1999.
37. Børretzen I og Wøhni T. Energy and directional response for the Harshaw dosimeter holders 8814 and 8891, and its effect on the appropriate radiation qualities for absolute calibration. *Radiation Protection Dosimetry*. 2003; 103(1): 29-34.



Statens strålevern
Norwegian Radiation Protection Authority

2017

StrålevernRapport 2017:1

Årsrapport 2016

StrålevernRapport 2017:2

Ionising radiation metrology infrastructure in Europe

StrålevernRapport 2017:3

Radon i nye boliger

StrålevernRapport 2017:4

Stråledoser til øyelinsen for intervensjonspersonell