



Personaldoser ved intervensjonsradiologi

Kartlegging av effektiv dose og øyedose
ved koronar intervensjonsradiologi



Referanse:

Lie Øydis Østbye. Personaldoser ved intervensjonsradiologi. Kartlegging av effektiv dose og øyedose ved koronar intervensjonsradiologi. StrålevernRapport 2007:9. Østerås: Statens strålevern, 2007.

Emneord:

Persondosimetri, termoluminescens dosimetri, intervensjonsradiologi, effektiv dose, øyedose.

Resymé:

Rapporten omhandler dosemålinger på leger som arbeider med koronar intervensjonsradiologi. Studien viste at persondosimeteravlesningen kan brukes til å overvåke både effektiv dose og øyedose.

Reference:

Lie Øydis Østbye. Staff doses in interventional radiology. Assessment of effective dose and dose to the lens of the eye to the interventional cardiologist. StrålevernRapport 2007:9. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2007. Language: Norwegian.

Key words:


Personnel dosimetry, termoluminescence dosimetry, interventional radiology, effective dose, dose to the lens of the eye.

Abstract:

In the present study doses to interventional cardiologists have been recorded. The results show that the effective dose and the dose to the lens of the eye may be estimated on basis of the personnel dosimeter reading.

Prosjektleder: Gudrun Uthaug Paulsen.

Godkjent:



Gunnar Saxebøl, avdelingsdirektør, Avdeling strålevern og sikkerhet

46 sider.

Utgitt 2007-11-01.

Opplag 100 (07-11).

Form, omslag: LoboMedia AS.

Trykk: LoboMedia AS, Oslo.

Bestilles fra:

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 0804-4910

Personaldoser ved intervensjonsradiologi

Kartlegging av effektiv dose og øyedose ved koronar intervensjonsradiologi

Øydis Østbye Lie

Sammendrag

Statens strålevern tilbyr en nasjonal persondosimetritjeneste, og resultatene fra denne viser at det er leger som arbeider med intervensjonsradiologi som registreres med de høyeste årlige persondosimeteravlesningene. Persondosimeteravlesningen til enkelte av legene overskrider også den årlige dosegrensen for effektiv dose. Persondosimeteret bæres imidlertid normalt på utsiden av en blyfrakk og effektiv dose vil derfor være lavere enn persondosimeteravlesningen. Det var i denne sammenheng et behov fra Statens strålevern om å kartlegge både effektiv dose og dose til øyelinsen for leger som arbeider med intervensjonsradiologi, samt undersøke hvordan effektiv dose og øyedose relaterer seg til kjente parametere som antall prosedyrer, DAP verdi og persondosimeteravlesning (med særlig vekt på sistnevnte).

Det ble gjennomført dosemålinger ved åtte sykehus i Norge hvor det utføres intervensjonsradiologi, og dosemålingene er avgrenset til å gjelde leger som arbeider med koronar intervensjonsradiologi. Det er målt doser på 14 leger over 180 prosedyrer. Dosemålingene er gjennomført ved bruk av termoluminescens dosimetre, TLD-100 fra Harshaw. Hver lege fikk 15 dosimeterpar festet på følgende steder: fem på utsiden og tre på innsiden av blyfrakken, ett på innsiden og ett på utsiden av tyroideakragen, ett ved venstre øye (på utsiden av blybrillene hos leger som benyttet slike), ett i pannen, ett på ryggen, og to på persondosimeteret. Det ble målt bakgrunnsstråling ved hver måling, og hver måleperiode hadde en varighet på tre til fem dager. Effektiv dose ble beregnet ved Niklasons beregningsalgoritme som er basert på to persondosimetre: ett over tyroideakragen og ett ved midjen under blyfrakken.

Resultatene viser at effektiv dose per prosedyre varierer fra 1.5-12.4 $\mu\text{Sv/prosedyre}$ mellom leger, og at effektiv dose per DAP enhet varierer fra 0.029-0.14 $\mu\text{Sv/Gycm}^2$. Videre ble det målt at øyedose per prosedyre varierer fra 10-223 $\mu\text{Sv/prosedyre}$, og at øyedose per DAP enhet varierer fra 0.2-2.6 $\mu\text{Sv/Gycm}^2$. Det ble funnet at effektiv dose varierer fra 4-39 % av persondosimeteravlesningen, men tar en med i betraktning ulike forhold rundt målingene ser det ut til at effektiv dose er lavere enn 15 % av persondosimeteravlesningen for brorparten av legene. Den målte øyedosen varierer fra 39-140 % av persondosimeteravlesningen, og det bemerkes at øyedosen gjelder uten bruk av beskyttelsesbriller.

Ved å anta en arbeidsmengde på 900 prosedyrer per år ble både effektiv dose og øyedose per prosedyre ekstrapolert til årlige doser for hver enkelt lege. Den årlige effektive dosen var lavere enn dosegrensen på 20 mSv for alle legene, men det var en lege som overskred den årlige dosegrensen på 150 mSv for øyelinsen. Uten bruk av blybriller ser det derfor ut til at øynene vil være det strålebegrensende organ.

Hovedkonklusjonen er at det er vanskelig å sette en generell grense på hvor mange prosedyrer eller hvor stor akkumulert DAP verdi som kan tolereres før den årlige dosegrensen for effektiv dose eller dose til øyelinsen overskrides. Dette på grunn av de store variasjonene i resultater leger imellom, hvilket har sammenheng med varierende lengde og kompleksitet av prosedyrer, ulik arbeidsteknikk, erfaring og bruk av ulik apparatur og beskyttelsesutstyr (blant annet ulik blyekvivalens i blyfrakkene). Persondosimeteravlesningen ser derimot ut til å være bedre egnet til å overvåke effektiv dose og øyedose ettersom denne gir et individuelt mål på stråledosen til hver lege.

Innhold

Sammendrag	3
Begrepsavklaring	9
Begreper og forkortelser	9
1 Innledning	11
1.1 Avgrensning	11
2 Intervensjonsradiologi	12
2.1 Koronar intervensjonsradiologi (koronar angiografi og PCI)	12
3 Persondosimetri og helsekonsekvenser knyttet til eksponering for ioniserende stråling	16
3.1 Helsekonsekvenser knyttet til ioniserende stråling	16
3.1.1 <i>Deterministiske skader</i>	16
3.1.2 <i>Stokastiske skader</i>	16
3.1.3 <i>Kreft</i>	16
3.1.4 <i>Katarakt</i>	16
3.2 Stråledose	17
3.3 Dosegrenser for ioniserende stråling	17
3.4 Dose Areal Produkt	17
3.5 Måling av persondose	18
3.6 Beregningsalgoritmer for effektiv dose	19
3.7 Niklasons beregningsalgoritme	19
3.7.1 <i>Beskrivelse av Niklasons begreningsalgoritme</i>	19
3.7.2 <i>Begrensninger ved Niklasons beregningsalgoritme</i>	20
3.7.3 <i>Vurdering av Niklasons beregningsalgoritme</i>	20
4 Utstyr og metode	21
4.1 Dosimetre	21
4.2 Kalibrering, annealing og avlesning av dosimetre	21
4.3 Usikkerhet i doseavlesninger	22
4.4 Plassering av dosimetre på legene	22
4.5 Sykehus hvor det ble gjennomført målinger	24
4.6 Gjennomføring av målinger	24
4.7 Beregning av effektiv dose ved Niklasons beregningsalgoritme	25
5 Resultater	26
5.1 Transmisjon gjennom blyfrakk	26
5.2 Effektiv dose	27

5.2.1	<i>Effektiv dose per prosedyre</i>	27
5.2.2	<i>Effektiv dose sett i sammenheng med DAP verdi</i>	28
5.2.3	<i>Effektiv dose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning</i>	28
5.3	Dose til øyelinsen (øyedose)	30
5.3.1	<i>Øyedose per prosedyre</i>	30
5.3.2	<i>Øyedose sett i sammenheng med DAP verdi</i>	30
5.3.3	<i>Øyedose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning</i>	31
5.4	Årlig effektiv dose	33
5.5	Årlig øyedose	34
6	Diskusjon	35
6.1	Effektiv dose	35
6.1.1	<i>Vurdering av beregnet effektiv dose</i>	35
6.1.2	<i>Effektiv dose sett i sammenheng med andre studier</i>	35
6.1.3	<i>Effektiv dose per prosedyre og per DAP enhet</i>	36
6.1.4	<i>Effektiv dose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning</i>	37
6.2	Øyedose	37
6.2.1	<i>Øyedose sett i sammenheng med andre studier</i>	37
6.2.2	<i>Øyedose per prosedyre og per DAP enhet</i>	38
6.2.3	<i>Øyedose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning</i>	39
6.3	Plassering av persondosimeter	39
6.4	Mulige feilkilder ved dosemålingene	39
6.4.1	<i>Plassering av dosimetre</i>	39
6.4.2	<i>Bruk av beskyttelsesbriller</i>	39
6.4.3	<i>DAP verdi</i>	39
6.4.4	<i>Usikkerhet i doseavlesninger</i>	40
7	Konklusjon	41
	Referanser	42
	Vedlegg Vedlegg A: Målte doser	45
	Vedlegg B: Oversikt over beskyttelsesutstyr, antall måledager og prosedyrer	46

Begrepsavklaring

Begreper og forkortelser

Tabell 0-1: Begreper og forkortelser

a	Arteria (=arterie)
Alkaliion	Et ion med en positiv ladning som stammer fra alikalimetallene (metallene i hovedgruppe 1 i periodesystemet).
Arteria brachialis	Pulsåren i overarmen
Arteria femoralis	Lårpulsåren
Arteria radialis	Pulsåre i underarmen
Arterie	Pulsåre (åre som fører blod fra hjertet)
CA	Coronar Angiografi
CT	Computed Tomografi
D	Absorbert dose
DAP	Dose Areal Produkt
D _T	Organ dose (absorbert dose i organ T)
E	Effektiv dose
Gonader	Fellesbetegnelse for kjønnskjertler; den mannlige testis og det kvinnelige ovarium.
H	Ekvivalent dose
Halidion	Et ion med en negativ ladning som stammer fra halogenene (hovedgruppe 7 i periodesystemet).
H ₀₅	Ekvivalent huddose målt ved nakkenivå.
Hp[0.07]	Personlig doseekvivalent. Stråledosen målt bak 0.07 mm bløtvev. Betegnes huddose.
Hp[10]	Personlig doseekvivalent. Stråledosen målt bak 10 mm bløtvev. Betegnes dypdose.
H _T	Ekvivalent dose i organ T
H _U	Ekvivalent dypdose målt ved midjen under blyfrakk.
IARC	International Agency for Research on Cancer (http://www.iarc.fr)
ICRP	International Commission on Radiological Protection (http://www.icrp.org)
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements (http://www.icru.org/)
ISO	International Organization for Standardization (http://www.iso.org)
K	Kerma
K _{air}	Kerma til luft
Kardiolog	Hjertespesialist
Karsinogen	Kreftfremkallende
Katarakt	Grå stær, uklarhet i øyelinsen.

Kateter	Tynt plastrør
Koronar	Krans (i hjertesammenheng; f. eks koronararterie)
K_w	Kerma til vann
LET	Linear Energy Transfer
LiF	Litium Fluorid
PCI	Percutan Coronar Intervention
Perkutan	Gjennom huden
Personlig doseekvivalent	Doser målt med persondosimeter.
Prosedyre	I sammenheng med koronar intervensjonsradiologi betyr prosedyre undersøkelse eller inngrep.
Radiolog	Røntgenlege
RER	Relativ Energi Respons
TLD	Termoluminescens Dosimetri
Tyroidea	Skjoldbruskkjertelen
w_R	Strålingsvektfaktor
w_T	Vevvektingsfaktor

1 Innledning

Personer som eksponeres for ioniserende stråling gjennom sitt arbeid blir regnet som yrkeseksponerte. I Norge er det strålevernforskriften som skal ivareta yrkeseksponerte arbeidstakers sikkerhet ved å pålegge den enkelte arbeidsgiver ansvar for at arbeidstaker får fastsatt sin individuelle stråleeksponering gjennom målinger (1). Statens strålevern driver en nasjonal persondosimetritjeneste som tilbyr denne type målinger til norske virksomheter (<http://www.nrpa.no>).

Radiologer og kardiologer som arbeider med intervensjonsradiologi er arbeidsgruppene i persondosimetritjenesten som registreres med de høyeste årlige persondosimeteravlesningene. De er også de eneste arbeidsgruppene hvor persondosimeteravlesningen overstiger den årlige dosegrensen for effektiv dose (2). Legene som utfører intervensjonsradiologi bruker imidlertid frakk og tyroideakrage av blyekvivalent materiale, og persondosimeteret plasseres normalt på utsiden av blyfrakken. Persondosimeteravlesningen vil derfor være høyere enn hva den reelle effektive dosen er. Internasjonale studier har i tillegg vist at den effektive dosen til intervensjonsradiologer varierer mye både mellom leger og sykehus, og at det derfor ikke finnes et entydig forhold mellom effektiv dose og kjente parametere som persondosimeteravlesning, antall prosedyrer, gjennomlysningstid og DAP verdi (3-12). Dette kommer av at det er en rekke variable parametere som har betydning for stråledosen til legen, deriblant type og kompleksitet av prosedyrer, apparatur, ulike former for strålebeskyttelse (blant annet blyskjermer, blykapper og blyfrakker) og anvendelse av disse, legens erfaring, avstand mellom lege og pasient, ulike projeksjonsretninger på røntgenrøret og varierende rørspenning ved gjennomlysning. I denne sammenheng var det et behov for Statens strålevern å gjennomføre en studie med hensikt å kartlegge effektiv dose til leger som utfører intervensjonsradiologi i Norge.

Øyelinsen er av de mest strålefølsomme vev i kroppen, og øyet regnes av flere som det strålebegrensende organ i intervensjonsradiologi (1, 5, 13-16). Per i dag overvåkes ikke dosen til øynene i Strålevernets persondosimetritjeneste, og det var med bakgrunn i dette også et ønske fra Strålevernet å kartlegge øyedose til norske intervensjonsradiologer.

Studien ble gjennomført av en sivilingeniørstudent i forbindelse med en hovedoppgave utført ved Statens strålevern. Hovedfokus i studien er rettet mot hvordan effektiv dose og øyedose er relatert til persondosimeteravlesning, men det er også undersøkt hvordan effektiv dose og øyedose er relatert til andre kjente parametere som antall prosedyrer, gjennomlysningstid og DAP verdi.

1.1 Avgrensning

Studien er avgrenset til å gjelde leger som arbeider med koronar intervensjonsradiologi. Målingene er hovedsakelig gjort på prosedyrene koronar angiografi (CA) og perkutan koronar intervensjon (PCI). Dette siden det er disse prosedyrene det utføres flest av innen koronar intervensjonsradiologi i Norge. Denne typen prosedyrer kan i mange tilfeller erstatte hjertekirurgi, noe som medfører lavere risiko for pasienten og kort rekonvalesens i forhold til mer tradisjonelle metoder. Antall prosedyrer som utføres er derfor økende, noe som i kombinasjon med et stabilt antall leger medfører en økt arbeidsbelastning per lege. Det er derfor uttrykt bekymring for personaldosene til denne arbeidsgruppen både nasjonalt og internasjonalt (2, 3, 15).

2 Intervensjonsradiologi

Med intervensjonsradiologi menes et radiologisk veiledet inngrep utført via perkutan tilgang. Inngrepet har normalt en terapeutisk hensikt og foregår vanligvis i lokalanestesi. Monitorering og kontroll av behandlingen skjer normalt ved hjelp av gjennomlysning, men ultralyd, CT eller magnettomografi blir også brukt. Målingene omhandler kun intervensjonsradiologisk virksomhet basert på bruk av gjennomlysning.

Hovedtyngden av målingene gjelder koronar angiografi og perkutan koronar intervensjon (PCI). Under gis en meget kort og begrenset beskrivelse av disse prosedyrene, og kun i den hensikt å gi leseren et innblikk i hva prosedyrene går ut på, samt de strålemessige aspektene ved prosedyrene.

2.1 Koronar intervensjonsradiologi (koronar angiografi og PCI)

Koronar angiografi er røntgenundersøkelse av koronararteriene. Et kateter føres fra et innstikk i a. radialis og via a. brachialis, eller fra et innstikk i a. femoralis og via aorta inn i hovedstammen til koronararteriene, hvorfra det sprøytes inn kontrast. Ved røntgeneksponering tas en bildeserie (typisk 12.5–15 bilder per sekund ved en normal undersøkelse av en voksen person) av hvordan kontrasten fordeler seg i årene med blodgjennomstrømningen. Når bildene kjøres som en film, kan man vurdere om det foreligger åreforkalkning (aterosklerose), innsnevninger (stenoser) eller avstengninger (okklusjoner) av noen av koronararteriene. Figur 2-1 viser en stenose i høyre koronararterie funnet ved en koronar angiografi. En normal undersøkelse viser normale koronararterier uten stenoser eller okklusjoner. Dersom den koronare angiografien avdekker unormale forhold, kan det under samme undersøkelse bli utført mindre inngrep på koronararteriene for å utbedre forandringene, såkalt PCI. En PCI innebærer utblokking av trange årer, og i de fleste tilfeller også innsetting av en stent (en slags armering, som skal bidra til å holde åren åpen).



Figur 2-1: Bilde fra en koronar angiografi. Illustrasjon av innsnevring (skravert område) i høyre koronararterie. 1: Stenose. 2: Høyre koronararterie. 3: Kateter i aorta. (Foto:Norsk Elektronisk Legehandbok/ Norsk helseinformatikk AS).

Prosedyrene utføres på et røntgenlaboratorium, angiolab, som er spesielt tilrettelagt for disse prosedyrene (Figur 2-2). Under prosedyren ligger pasienten på et behandlingsbord, og legen som utfører undersøkelsen står ved siden av behandlingsbordet, på høyre side av pasienten. I Norge benyttes det normalt et C-arm underbordsrør (strålekilden er under bordet, og bildeforsterkeren over bordet) til gjennomlysning. Ved gjennomlysning trykker legen på en pedal på gulvet ved siden av bordet, eller trykker på knapper plassert på bordet for gjennomlysning. Legen blir derfor stående ved siden av pasienten og røntgenrøret under hele gjennomlysningen. På grunn av legens arbeidsposisjon er røntgenrøret plassert på venstre side av legen under hele prosedyren, og legen får derfor normalt høyest stråledose på sin venstre side. Assisterende personale (sykepleier, radiograf) står lengre unna røntgenrøret, og kan også eventuelt gå ut av rommet ved gjennomlysning.

Røntgenrøret som brukes i undersøkelsen kan roteres slik at gjennomlysning kan skje ved flere projeksjonsretninger. Dette for å kunne friprojisere de ulike koronararteriene. I enkelte laboratorium benyttes det biplan røntgenapparat, det vil si at røntgenapparatet har to avbildningsplan som står vinkelrett på hverandre. I utgangsposisjon er det ene røntgenrøret plassert i vertikal posisjon under behandlingsbordet, og det andre i horisontal posisjon. Røntgenrøret kan roteres på tilsvarende måte som ved monoplan apparatur, men ved innsprøytning av kontrast kan en her ta to bildeserier fra to ulike projeksjonsretninger om ønskelig. Figur 2-2 viser bilde av behandlingsrom (med c-arm underbordsrør) før behandling, og under behandling.

Ved gjennomlysning vil spenningen over røntgenrøret typisk variere mellom 70 og 120 kVp avhengig av pasienttykkelse (tykkere pasient krever høyere rørspenning), apparaturinnstillinger og hva som skal undersøkes. Antall bildeserier, projeksjonsretninger ved gjennomlysning og mengden av gjennomlysning som brukes ved en undersøkelse avhenger av hva som skal undersøkes og kompleksiteten på undersøkelsen.

Det er flere former for strålebeskyttelse som kan benyttes under prosedyrene. En transparent blyskjerm kan plasseres mellom røntgenrøret og utøvende lege. Blyskjermen er enten festet ved en bevegelig "arm" i taket slik at blyskjermen kan flyttes og vinkles etter behov, eller den kan være festet på et gulvstativ. Det er også mulig å feste en blykappe i underkant av skjermen. For å skjerme bena til legen er det normalt festet en blykappe til pasientbordet, og denne strekker seg ned til gulvet. Det er også mulig å feste en blyskjerm til pasientbordet som kan plasseres vertikalt opp fra bordet (slik at denne dekker siden av pasienten). De ulike blyskjermene er vist i Figur 2-2. Ved bruk av all tilgjengelig blybeskyttelse kan utøvende lege i praksis være separert fra strålekilden med ett lag blyekvivalent materiale. I tillegg kommer det personlige beskyttelsesutstyret som også er laget av blyekvivalent materiale. Dette består av blyfrakk av ulike utforminger og tykkelser, tyroideakrave, og blybriller. Legene har normalt personlige beskyttelsesutstyr og velger derfor selv hvilken type beskyttelsesfrakk og beskyttelsesbriller de ønsker.

De variable parameterne som bestemmer strålemengde og projeksjonsretninger, samt ulik bruk av beskyttelsesutstyr og ulikt personlig beskyttelsesutstyr fører til at den spredte strålingen som treffer legen varierer mellom undersøkelser.



A



B



Figur 2-2: A) Behandlingsrom; behandlingsbord med 4 monitorer plassert sentrert over bordet. C-arm underbordsrør, bevegelig blyskjerm festet i taket, blykapper under bord (store, hvite), og blyskjerm festet til tilbehandlingsbord (lille, grå) som kan plasseres vertikalt opp fra bordet. B), C) behandling av pasient ved ulike projeksjonsretninger på røntgenrøret. Her ser en også hvordan blyskjermen brukes i praksis. Bildene er tatt ved Feiringklinikken (foto: Øydis Østbye Lie).

3 Persondosimetri og helsekonsekvenser knyttet til eksponering for ioniserende stråling

3.1 Helsekonsekvenser knyttet til ioniserende stråling

Strålingsinduserte skader blir delt inn i to generelle kategorier; deterministiske (akutte) skader og stokastiske (tilfeldige, sene) skader.

3.1.1 Deterministiske skader

Deterministiske skader oppstår når antall drepte celler i et organ blir så mange at organet delvis eller helt taper sin funksjon. Deterministiske skader oppstår over en terskelverdi, og alvorlighetsgraden øker med økende dose. Det er ulike terskelverdier for de ulike organ. Dosene angis i absorbert dose, gray [Gy]. Akutte skader viser seg oftest innen seks måneder etter eksponering, og eksempler på deterministiske skader er hudskader, hårtap og katarakt (17, 18).

3.1.2 Stokastiske skader

Stokastiske skader er skader som oppstår fra en modifisert celle. De fleste modifiserte celler blir reparert, men om reparasjonen ikke er perfekt kan skaden bli videreført til nye celler gjennom celledeling. Sannsynligheten for at en stokastisk skade skal oppstå er avhengig av stråledosen, men alvorlighetsgraden av skaden vil derimot ikke påvirkes av dosen. Det antas at det ikke er noen nedre eksponeringsterskel for stokastiske skader. Enhver eksponering for ioniserende stråling vil altså øke risikoen for stokastiske skader. Dosene angis i effektiv dose, sievert [Sv]. Senskader kan oppstå mange år etter bestråling og kan være ulike former for kreft, eller skade på arvestoffet i kjønnsceller hos foreldre. Ved skader på arvestoffet i kjønnsceller hos foreldre kan disse videreføres til avkommet og gi arvelige sykdommer (17, 18).

3.1.3 Kreft

Kreft står sentralt når det gjelder effekter av ioniserende stråling. International Agency for Research on Cancer (IARC) har klassifisert røntgenstråling som gruppe 1 karsinogen, dvs. at det er tilstrekkelige holdepunkter for at slik eksponering gir økt risiko for kreft hos mennesker. Grunnlaget for denne klassifiseringen kommer fra oppfølgende undersøkelser av de overlevende etter atombombesprengningene i Hiroshima og Nagasaki, fra studier av pasienter eksponert for ioniserende stråling i medisinsk sammenheng, og fra personer som utsettes for stråling i sitt arbeid (19).

Økning i risiko for å dø av kreft som følge av ioniserende stråling er i dag anslått til 5 % per sievert, mens sannsynligheten for alvorlige arvelige skader anslås å være økt med 0.5 % per sievert (20).

3.1.4 Katarakt

Katarakt betyr at øyelinsen blir uklar og at synet blir dårligere, og kalles også grå stær. Katarakt er en vanlig øyesykdom som rammer de aller fleste mennesker over 60 år i større eller mindre grad (alderdomskatarakt). Katarakt kan også være medfødt, eller oppstå som resultat av bestråling med f.eks. ioniserende stråling. Til forskjell fra andre organer i kroppen erstattes ikke skadde celler i øyets linse, noe som medfører at en linsefordunkling aldri vil forsvinne på annen måte enn ved hjelp av kirurgi (13).

En fordunkling av øyelinsen som en følge av ioniserende stråling er en klassisk deterministisk stråleeffekt. Ioniserende stråling induserer en spesiell type katarakt som til forskjell fra den som oppstår naturlig ikke ligger i linsens kjerne (13, 18).

Ved akutte stråledoser kan katarakt oppstå ved doser på 2 Gy. Ved langvarig stråleeksponering av øyet kan katarakt oppstå ved en dose på 4 Gy hvis eksponering skjer i løpet av tre måneder, og 5.5 Gy hvis dosen mottas over en periode som overstiger tre måneder (13, 18).

3.2 Stråledose

Stråledose er et mål på den energi stråling avsetter pr. kilo kroppsvev. Dette kalles absorbert dose, og enheten er [J/kg] eller gray [Gy]. Absorbert dose er imidlertid ikke noe entydig mål på skadelighet. Den absorberte dosen er avhengig av hvilken type stråling det dreier seg om. Ved å multiplisere den absorberte stråledosen med en vektfaktor for den aktuelle type stråling fåes den ekvivalente dosen som er et mer praktisk mål på helserisikoen fra bestrålingen. Den ekvivalente dosen uttrykkes i enheten sievert [Sv].

Ulike kroppsorganer har forskjellig strålefølsomhet. Ved å multiplisere ekvivalent dose med en vektfaktor for type organ strålingen absorberes i (vevvektingsfaktor) fåes den effektive dosen. Summen av dosene til de ulike organene gir den effektive dosen som også har enheten sievert [Sv]. Vektfactorer for type stråling og organ er gitt i ICRP 60 (21). Den effektive dosen representerer en veid gjennomsnittlig helkropps dose. Denne dosen lar seg ikke måle direkte, men kan beregnes dersom en rekke fysiske og geometriske forhold rundt bestrålingssituasjonen er kjent. For nærmere beskrivelse av begrepene henvises det til ICRU 57 (22).

3.3 Dosegrenser for ioniserende stråling

Dosegrenser ved yrkesmessig eksponering for ioniserende stråling i Norge er gitt av strålevern forskriften og er i samsvar med internasjonale anbefalinger (1, 21). Dosegrensene er gjengitt i Tabell 3-1.

Tabell 3-1: Dosegrenser ved yrkesmessig eksponering for ioniserende stråling (1, 21).

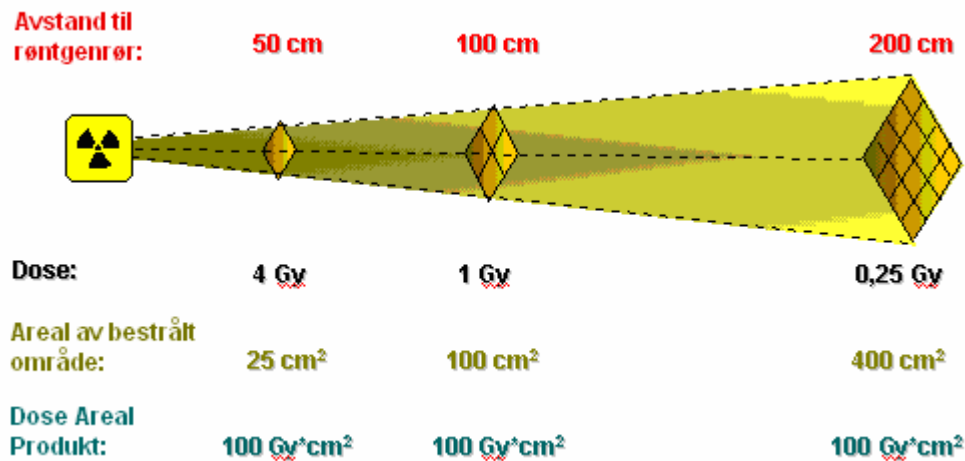
Type dose	Dosegrense [mSv/år]
Helkropps dose (effektiv dose)	20
Dose til øyelinse (ekvivalent dose)	150
Dose til hud, hender, føtter (ekvivalent dose)	500

Helkropps dose grensen gjelder ved bestråling av hele eller store deler av kroppen, og refererer til effektiv dose. Huddose grensen gjelder gjennomsnittlig dose til et areal på 1 cm² uansett hvor stort hudområde som er eksponert, og refererer til ekvivalent dose (2).

3.4 Dose Areal Produkt

Dose areal produkt (DAP) er produktet av stråledosen og bestrålt areal en gitt avstand fra strålekilden. DAP er konstant i enhver avstand fra strålekilden fordi stråledosen minker med økende avstand fra

strålekilden (i henhold til innerskvadrat loven¹), samtidig som det bestrålte arealet øker tilsvarende. DAP oppgis i enheten [Gy·cm²]. Figur 3-1 gir en illustrasjon av DAP. DAP brukes ofte som et mål på stråledose til pasienten, og DAP måles normalt med et ionisasjonskammer som er innebygd i røntgenapparatet som benyttes i bestrålingen.



Figur 3-1: Illustrasjon av Dose Areal Produkt (DAP). Figuren viser at DAP verdien er konstant i enhver avstand fra strålekilden (fordi avgitt dose er invers proporsjonal med kvadratet av avstanden mellom kilden og det bestrålte punktet, samtidig som det bestrålte arealet øker).

3.5 Måling av persondose

Persondosemålinger ved Statens stråleverns persondosimetritjeneste foretaes ved bruk av TLD (termoluminescens dosimeter). Måleperioden er normalt 2 måneder, og minste dose som oppgis i målerapportene er 0,1 mSv.

Ved måling av persondoser med persondosimeter måles den ekvivalente dosen for hele kroppen, $H_p[10]$, og huddosen, $H_p[0.07]$. $H_p[0.07]$ gir et mål på dosen avsatt bak 0.07 mm vev, og relateres til huddose. $H_p[10]$ angir dosen bak 10 mm bløtvev, og relateres til effektiv dose. I realiteten ligger de fleste organer i kroppen dypere enn 10 mm. $H_p[10]$ er derfor normalt en god del høyere enn den effektive dosen fordi mye av strålingen ikke vil nå inn til organene og avsette dose. Ved beregninger fra ICRP-74 (23) og ISO 4037-3 (24) kan det anslås at den effektive dosen er 50-90 % av persondosimeteravlesningen dersom strålingen har retning inn mot dosimeteret. Denne andelen varierer med energien på strålingen, og ved høye stråleenergi vil den effektive dosen nærme seg doseavlesningen. Dersom personene i tillegg bruker beskyttelse som blyfrakk og tyroideakrage, blir dosen ytterligere redusert. Ifølge Franken *et al.* kan den effektive dosen da anslås til å være rundt 10-40 % av persondosimeteravlesningen (25). Skjermingseffekten varierer blant annet med tykkelsen på blybeskyttelsen, eksponeringsgeometrien (forfra, sideveis, bakfra) og spenningen på røntgenrøret. Det er derfor en rekke forhold som er av betydning for forholdet mellom effektiv dose og persondosimeteravlesningen.

¹ Invers-kvadrat loven: Avgitt dose er invers proporsjonal med kvadratet av avstanden mellom kilden og det bestrålte punktet. (kan skrives som $1/r^2$, der r =avstanden mellom kilden og det bestrålte punktet) (17).

3.6 Beregningsalgoritmer for effektiv dose

Det er utviklet flere beregningsalgoritmer som tar sikte på å estimere effektiv dose til personale i intervensjonsradiologi på bakgrunn av persondosimeteravlesning. Beregningsalgoritmene er utviklet med tanke på å bruke dem i persondosimetritjenester tilsvarende den som drives av Statens strålevern. Beregningsalgoritmene er enten basert på bruk av ett persondosimeter (over eller under blyfrakken), eller to persondosimetre (ett over og ett under blyfrakken). I beregningsalgoritmer basert på persondosimeteravlesning over blyfrakken må attenuasjon av strålingen på grunn av blyfrakken estimeres for å anslå dosen under blyfrakken. Dette er komplisert fordi attenuasjon av strålingen ved gjennomgang gjennom blyfrakken er en funksjon av røntgenenergi, tykkelse på blyfrakken og bestrålingsgeometri. Det er vanskelig å estimere alle tre faktorene (26). Hvis beregningsalgoritmen er basert på persondosimeter plassert under blyfrakken må dose til hode, hals og ekstremiteter estimeres. Dette kan fort gi feilaktig dose til ekstremiteter, hode og hals. Det beste vil derfor være en beregningsalgoritme basert på dosimeter over og under blyfrakken fordi en da kan estimere effektiv dose på bakgrunn av målt dose til både beskyttede og ubeskyttede deler av kroppen (26, 27).

Flere publiserte beregningsalgoritmer har blitt evaluert ved Monte Carlo simuleringer og ved tilpasning til eksperimentelle data. I disse evalueringene er det Niklasons beregningsalgoritme som ser ut til å estimere effektiv dose mest korrekt (6, 9, 28, 29). Det er på bakgrunn av dette valgt å bruke Niklasons beregningsalgoritme til å beregne effektiv dose i studien. Under gis det en kort presentasjon av Niklasons metode, og for mer utfyllende beskrivelse henvises det til publikasjon av Niklason *et al.* (26).

3.7 Niklasons beregningsalgoritme

3.7.1 Beskrivelse av Niklasons beregningsalgoritme

Niklason *et al.* publiserte i 1994 en beregningsalgoritme som skal beregne effektiv dose ved bruk av to persondosimetre (ett persondosimeter plassert over blyfrakken ved halsnivå og ett ved midjen under blyfrakken). Beregningsalgoritmen er basert på en studie av 28 intervensjonsradiologer ved 17 sykehus. Disse bar ett dosimeter over blyfrakken ved halsnivå (kalles videre kragedosimeter) og ett dosimeter under blyfrakken ved midjen i to måneder. Resultatene fra studien ble konvertert til effektiv dose ved følgende antakelser:

1. Dosen målt under blyfrakken ble regnet som helkroppsdose.
2. Dose til hode og hals ble beregnet ved hjelp av organdosetabeller (30) og dypdosetabeller (31) med utgangspunkt i dosen fra kragedosimeteret.
3. Dose til ekstremiteter ble estimert ved hjelp av dypdosetabeller (31) med utgangspunkt i dosen fra kragedosimeteret.

Det ble på bakgrunn av resultatene utledet korreksjonsfaktorer for å konvertere dosen fra kragedosimeteret til effektiv dose. For korreksjonsfaktorer og utledning av disse henvises det til publikasjon av Niklasons *et al.* (26).

Ved å bruke dosen målt under blyfrakken som helkroppsdose, samt korreksjonsfaktorer har Niklason *et al.* publisert to likninger for beregne effektiv dose. Likning 3.1 representerer effektiv dose uten bruk av tyroideakrave, og 3.2 effektiv dose ved bruk av tyroideakrave;

$$E = 0.06 \cdot (H_{OS} - H_U) + H_U \quad (3.1)$$

$$E = 0.02 \cdot (H_{OS} - H_U) + H_U \quad (3.2)$$

H_{OS} er ekvivalent dose målt med kragedosimeteret (OS står for over shallow og representerer huddose: $H_p[0.07]$), og H_U representerer ekvivalent dose målt under blyfrakken ved midjen (dypdose: $H_p[10]$). H_{OS} er huddose istedenfor dypdose fordi organdosetabeller og dypdosetabeller (benyttet i beregningene) er basert på huddose og ikke dose bak 10 mm bløtvev. Som en ser fra likning 3.1 og 3.2 regner Niklason *et al.* at effektiv dose halveres ved bruk av tyroideakrave.

3.7.2 Begrensninger ved Niklasons beregningsalgoritme

Fordi Niklasons metode er basert på en rekke forenklinger er det også visse begrensninger ved Niklasons metode:

1. H_U som helkropps dose kan overestimere effektiv dose fordi det ikke tas hensyn til vevsattenuasjon.
2. Beregning av dose til hodet fra H_{OS} kan overestimere effektiv dose fordi mesteparten av hodet vil få lavere stråledose på grunn av større avstand fra pasienten.
3. Beregning av dose til ekstremiteter fra H_{OS} kan underestimere effektiv dose da ekstremitetene kan motta høyere dose enn kragedosimeteret. Deler av ekstremitetene kan imidlertid også være beskyttet (av kroppen, bord, blyskjermer) og motta mindre stråling enn kragedosimeteret.

3.7.3 Vurdering av Niklasons beregningsalgoritme

Bozkurt *et al.*, Siiskonen *et al.* og Kicken *et al.* har vist at effektiv dose beregnet ved Niklasons metode samsvarer bra med effektive doser funnet ved Monte Carlo simuleringer (6, 28, 32). Ved Monte Carlo simuleringer av Bozkurt *et al.* ble det funnet at Niklasons metode overestimerer effektiv dose per DAP enhet med en faktor 1.8 (28). Resultatene fra Bozkurt *et al.* er basert på et gjennomsnitt av effektive doser funnet ved fem ulike bestrålingsgeometrier og syv spenningspotensialer (60 – 120 kVp), totalt 35 ulike kombinasjoner av bestrålingsgeometri og spenningspotensial. Alle kombinasjonene er vektet likt i estimering av effektiv dose per DAP enhet. Ved Monte Carlo simuleringer av Siiskonen *et al.* ble det tilsvarende funnet at effektiv dose beregnet ved Niklasons metode (på bakgrunn av dose under frakken ved midjen, og dose over frakken målt på venstre side av brystkassen) overestimerer effektiv dose per DAP enhet med en faktor 1.3 til 5.6 avhengig av ulike bestrålingsgeometrier. Dersom H_{OS} var blitt målt på kragen ville Niklasons metode imidlertid sannsynligvis overestimert mindre da dosen ved kragen normalt er lavere enn dosen på venstre side av brystkassen (32). Resultatene fra Siiskonen *et al.* er basert på en kombinasjon av fem ulike bestrålingsgeometrier og tre spenningspotensialer, totalt åtte ulike kombinasjoner.

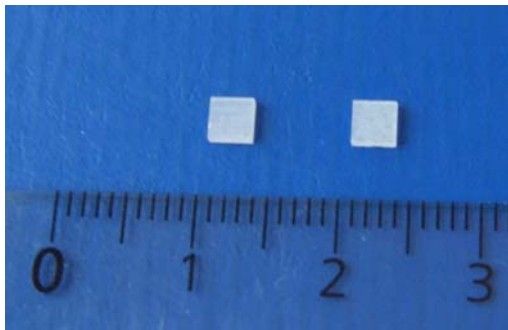
Monte Carlo simuleringer tyder altså på at Niklasons metode overestimerer effektiv dose per DAP enhet noe. Det er imidlertid vanskelig å overføre disse resultatene direkte til andre studier da det varierer hvor mye Niklasons metode overestimerer effektiv dose avhengig av ulike projeksjonsretninger, samt at den ene av Monte Carlo simuleringene var basert på litt andre dosimeterplasseringer enn hva som normalt brukes i Niklasons metode.

4 Utstyr og metode

4.1 Dosimetre

I studien er det benyttet termoluminescens dosimetre (TLD) til å registrere mengden ioniserende stråling arbeidstaker utsettes for. Dosimetrene er av typen TLD-100 fra Harshaw, og er samme type som dem som brukes i den nasjonale persondosimetritjenesten. Materialet som anvendes i TLD har den egenskapen at ved bestråling vil en del av den absorberte energien bli lagret i materialet. Denne energien er relatert til stråledose og frigjøres ved oppvarming av TL materialet til 280°C. Den frigjorte energien sendes ut i form av lys som gir en karakteristisk glødekurve. Mengden lys som sendes ut er proporsjonal med den absorberte energien. Den utsendte lysmengden detekteres og gir et mål på stråledose.

TLD-100 benyttet i studien er små kvadratiske krystaller med en størrelse på 3.2 x 3.2 x 0.89 mm, og er vist i Figur 4-1.



Figur 4-1: TLD-100 krystaller benyttet i målingene.

4.2 Kalibrering, annealing og avlesning av dosimetre

Under gis en kortfattet beskrivelse av kalibrering, annealing og avlesning av dosimetrene. For mer detaljert beskrivelse av kalibrering, annealing og avlesning, samt apparatur som er benyttet i disse prosedyrene, henvises det til rapport: *Kartlegging av effektiv dose og øyedose til personale ved intervensjonsradiologi* (33). Det henvises også til samme rapport for kortfattet teori bak fenomenet termoluminescens, deriblant relativ energirespons.

Alle dosimetrene ble delt inn i grupper etter opphav og kalibrert gruppevis. Dosimetrene ble kalibrert ved hjelp av ^{90}Sr irradiatør som igjen refererer til ^{60}Co bestråling. Det ble tatt hensyn til relativ energirespons til TLD-100 relativt til ^{60}Co i røntgendiagnostikkområdet. På bakgrunn av resultatene fra kalibreringen og relativ energirespons ble det beregnet en kalibreringsfaktor for hver dosimetergruppe og dosimetergruppene ble senere holdt atskilt under målingene.

Dosimetrene ble "annealet" både før bruk og før kalibrering. Annealing, eller utglødning av dosimetrene blir gjort for å tømme dosimetrene for signal før bruk. Annealprosessen er en varmebehandling der dosimetrene varmes opp til en temperatur så høy at dosimetrene tømmes for signal.

Ved annealing er det benyttet en TLD annealing ovn fra Harshaw som er en lukket ovn der dosimetrene blir oppvarmet ved hjelp av varmluft. Ovnene er programmert med standardprogrammer,

hvilket sikrer reproduserbar annealing. Reproduserbar annealing av dosimetrene er essensielt for å opprettholde konstant sensitivitet på dosimetrene.

Dosimetrene ble avlest på Harshaw Atlas 2000 B og D.

4.3 Usikkerhet i doseavlesninger

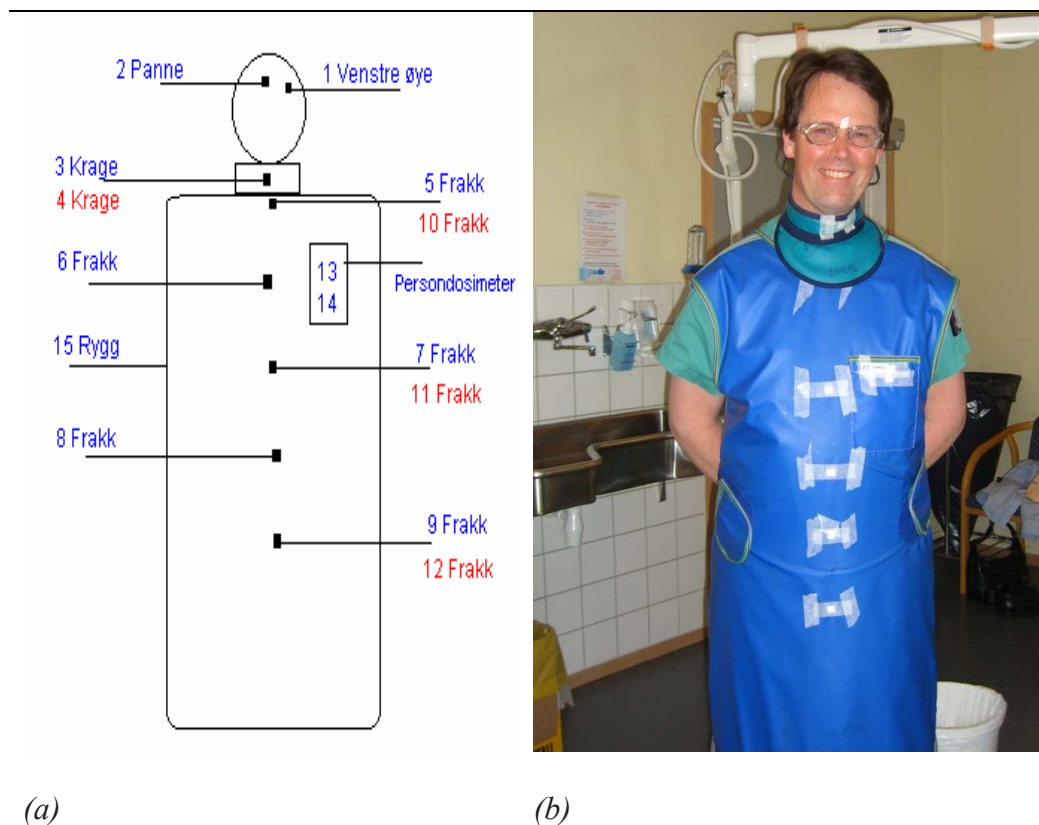
Usikkerhet i doseavlesninger (i term av ett standardavvik) består av spredning i sensitivitet mellom de ulike dosimetrene (4 %), usikkerhet i kalibreringsfaktor (1 %), og usikkerhet i faktoren for relativ energirespons (5 %). Ved å kvadratsummere alle bidragene vil dette tilsvare en usikkerhet på ca. 6 % i doseavlesningene.

Ved tolkning av resultatene i kapittel 5 er det ikke tatt hensyn til usikkerhet i doseavlesningene. Dette fordi det antas at usikkerheten i doseavlesningene har liten innvirkning på dosen i forhold til de variable faktorene rundt hver måling (apparat, beskyttelsesutstyr, arbeidsteknikk).

4.4 Plassering av dosimetre på legene

Ved målingene ble det benyttet 30 dosimetre plassert 15 steder på hvert måleobjekt (2 TLD krystaller ved hver plassering). Det ble plassert fem dosimetre på utsiden av blyfrakken, og tre på innsiden. Det ble plassert ett dosimeter på innsiden, og ett på utsiden av tyroideakraven, to dosimetre på persondosimeteret, ett dosimeter i pannen (mellom øynene), ett dosimeter ved venstre øye, og ett dosimeter på ryggen. 57 % av legene som var med på målingene benyttet spesialtilpassede briller med blyglass, og for disse ble øyedosimetrene festet på utsiden av brillene (uskjernet av brillene) under målingene. For legene som ikke benyttet beskyttelsesbriller under prosedyrene ble dosimetrene festet til ansiktet med teip. Plassering av dosimetrene er illustrert i Figur 4-2. Det nederste dosimeteret på blyfrakken ble plassert i skritthøyde, det øverste i øvre kant av frakken, og det midterste midt mellom disse. Dosimetrene på innsiden av blyfrakken ble festet ved nøyaktig samme plassering bare på innsiden av frakken. Dette ble gjort for å få et mål på forholdet mellom dosen over og under frakken.

Det praktiseres ulik plassering av persondosimeteret mellom leger. Noen leger fester persondosimeteret til kanten av tyroideakraven slik at det blir hengende sentrert på kroppsstammen. Enkelte leger fester persondosimeteret til skjorteermet på venstre arm, og andre til en lomme på blyfrakken på øvre del av venstre bryst. Under målingene måtte persondosimeterplasseringen standardiseres, og det ble valgt å plassere persondosimetrene på frakkelommen. Tabell 4-1 gir en oversikt over årsak til valg av plassering av dosimetrene.



(a)

(b)

Figur 4-2: (a) Oversikt over, og nummer på plassering av dosimetre. Numrene merket med blått er dosimetrene plassert over beskyttelsesutstyr. Numrene merket i rødt er dosimetrene plassert under beskyttelsesutstyr. Nederste dosimeter på framsiden og baksiden av blyfrakken er plassert i skritthøyde. (b) Kardiolog (Dr. Sindre Stavnes ved Feiringklinikken) med dosimetre festet til beskyttelsesutstyr (foto: Øydis Østbye Lie).

Tabell 4-1: Plassering av dosimetre, samt årsak til valgt plassering.

Plassering	Årsak
Panne	Øyedose. Mål på gjennomsnittlig dose til begge øynene.
Venstre øye	Øyedose. Dosen til det mest eksponerte øyet.
Tyroideakrave	Dose til skjoldbruskkjertelen over og under blykrage.
Over blyfrakk	Stråleeksponering av kroppsstammen over blyfrakk.
Under blyfrakk	Dose til kroppsstammen under blyfrakk. Mål på transmisjon av strålingen gjennom blyfrakk.
Persondosimeter	To dosimetre plassert på persondosimeteret. Relatere målingene til persondosimeteravlesning.
Rygg	Dose til ryggen.

Det finnes flere ulike typer beskyttelsesfrakker både med hensyn på utforming og tykkelse (blyekvivalens). Det er opp til hvert sykehus og lege hvilken type frakk som benyttes. Legene har normalt personlige blyfrakker. Under målingene benyttet legene tre ulike typer blyfrakker:

1. Dobbeltspent blyfrakk (dobbeltspent foran).
2. Blyfrakk som består av ett lag bly. Blyfrakken dekker fremsiden av legen, og materiale krysses bak på ryggen og festes på sidene. Denne type blyfrakk vil ikke dekke hele ryggen. Figur 4-2 (b) viser en lege med denne type blyfrakk.
3. Todelt blyfrakk som består av skjørt og vest. Både skjørt og vest er dobbeltspent foran.

De ulike utformingene på frakkene gjorde det noen ganger vanskelig å vite om en plasserte dosimetrene helt likt. Det ble forsøkt å plassere dosimetrene ved samme posisjon relativt måleobjektets høyde og proporsjoner ved hver måling. For de legene som hadde frakk som bare delvis dekket ryggen var det ikke mulig å feste dosimetrene på ryggen av frakken. Det ble derfor ikke målt dose på ryggen for disse. Bakgrunnsdosimetre fulgte dosimetrene under målingene (fra annealing til avlesning), og ble oppbevart på avdelingen i måleperioden.

4.5 Sykehus hvor det ble gjennomført målinger

Det ble gjennomført dosemålinger på leger som arbeider med koronar intervensjonsradiologi ved alle sykehus hvor det utføres koronar angiografi og PCI i Norge. Oversikt over målesteder er fremstilt i Tabell 4-2.

Tabell 4-2: Sykehus hvor det ble utført dosemålinger. Målestedene er sortert alfabetisk og ikke kronologisk.

Målested
Feiringklinikken
Haukeland Universitetssykehus
Rikshospitalet Universitetssykehus
St. Olavs Hospital
Stavanger Universitetssykehus
Sørlandets sykehus HF, Arendal
Tromsø Universitetssykehus
Ullevål Universitetssykehus

4.6 Gjennomføring av målinger

Første måling ble gjennomført ved sykehus 1, og målingen varte i to dager. Ved den første målingen var dosene på dosimetrene under frakken identiske til bakgrunnsdosimetrene. Dette skyldes sannsynligvis at legene det ble målt på brukte blyfrakk som var dobbeltspent foran, og dosimetrene ble derfor plassert bak to lag med bly. Ved å plassere dosimetrene bak to lag med blyekvivalent materiale vil en ikke få representative verdier for dosen under blyfrakken. Dette fordi det kun er to lag med blyekvivalent materiale i ett begrenset område foran på frakken. Størrelsen på dette området avhenger både av størrelsen på frakken og av størrelsen på legen. For ikke å underestimere dosen ble det (etter første måling) besluttet å plassere dosimetrene bak ett lag med bly i de tilfellene der blyfrakken var dobbeltspent foran. Ved å plassere dosimetrene bak ett lag med bly (ved bruk av dobbeltspente frakker) blir dosimetrene samtidig plassert mellom to lag med bly. Dette må tas hensyn til i vurderingen av dosen fordi bly har høyere atomnummer enn vev og gir mindre spredt stråling. Vev

plassert bak dosimeteret vil derfor gi mer tilbakespredning til dosimeteret relativt til bly. Hvis en tar utgangspunkt i strålekvalitet med halvverdilag (HVL) 4.0 mm Al (tilsvarer 100 kVp (34)), og stor kilde hud avstand samt stor feltdiameter (20 cm) er tilbakespredningsfaktoren fra veiv 1.4 (35). Selv om bly er et materiale med høy Z verdi vil det likevel gi en viss tilbakespredning, og det antas derfor en tilbakespredningsfaktor på 1.2 for dosimetrene plassert mellom to lag med bly. Dosen på dosimetrene plassert mellom to lag med bly ble derfor multiplisert med en faktor 1.2 for at dosene målt bak ett lag med bly og dosene målt mellom to lag med bly skal kunne sammenliknes.

Fordi det viste seg at målinger som strakk seg over to dager ikke gav tilstrekkelig med signal under blyfrakken ble det bestemt at hver måleperiode skulle strekke seg over minimum tre dager.

Det ble notert gjennomlysningstid, DAP verdi, antall bilder per sekund, type undersøkelse som ble utført, røntgenapparat og beskyttelsesutstyr ved hver prosedyre.

4.7 Beregning av effektiv dose ved Niklasons beregningsalgoritme

Effektiv dose (E) ble estimert ved hjelp av Niklasons metode beskrevet i 3.6. Niklasons metode baserer seg på ett dosimeter plassert over blyfrakken ved halsnivå (i oppgaven er det benyttet dosimeteret plassert på utsiden av tyroideakragen), og ett dosimeter plassert ved midjen under blyfrakken. Ved målingene var dosimetrene under blyfrakken plassert i skritthøyde, øverst på blyfrakken og midt mellom disse. Fordi det ikke ble plassert dosimeter ved midjen under blyfrakken i målingene ble det valgt å bruke gjennomsnittet av målingene fra dosimetrene plassert midt på frakken og i skritthøyde til å representere H_U . Dette ble valgt fordi Niklasons metode er basert på dosen ved midjen.

Dosen målt under frakken skal ifølge Niklasons metode være dypdose ($H_p[10]$). Ved målingene ble det kun benyttet uskjermede dosimetre, og det ble valgt å bruke disse verdiene direkte. Strålingen som allerede har gått gjennom blyfrakken vil være hard², og strålingen vil derfor attenueres lite av 10 mm bløtvev. Den avleste dosen under blyfrakken og $H_p[10]$ under blyfrakken regnes derfor som tilnærmet like.

² Når stråling traverserer gjennom materiale vil strålingen attenueres. Gjennomsnittsenergien vil øke og strålespekteret forskyves da mot høyere stråleenergi. Strålingen blir derfor ”hard”.

5 Resultater

Dosimetrene ble festet til legene slik som beskrevet i kapittel 4.4, og hver måleperiode var på tre til fem dager. Målingene innebefatter til sammen 180 prosedyrer fordelt på 14 leger. Målte doser for hver lege er fremstilt i Tabell 7-1 i vedlegg A. Dosene er funnet ved å korrigere det avleste signalet for bakgrunnsstråling og kalibreringsfaktor. Dosen ved hver dosimeterplassering i Tabell 7-1 er et gjennomsnitt av den avleste dosen fra de to TLD krystallene ved hver plassering. Laveste målbare dose (def.: to standardavvik fra signalet fra ueksponerte dosimetre) ble regnet ut på bakgrunn av signalet fra bakgrunnsdosimetrene, og det er syv verdier for dosen under blyfrakken som er lavere enn deteksjonsgrensen. Deteksjonsgrensen for hver måling er fremstilt i Tabell 7-1.

I Tabell 7-1 er dosene til ryggen utelatt. De fleste av legene bar frakker uten full ryggbeskyttelse, og det var kun for tre av legene det derfor var mulig å feste dosimeter til ryggen av blyfrakken. Dosen til ryggen var lavere enn deteksjonsgrensen for disse tre.

De målte dosene og dosefordelingen for de ulike legene varierer mye, og dette har sammenheng med ulikt antall, type og kompleksitet av prosedyrer per måling, forskjellig apparatur og beskyttelsesutstyr, ulik erfaring og arbeidsteknikk. Tabell 7-2 i vedlegg B gir en oversikt over beskyttelsesutstyr, antall måledager, antall prosedyrer, total DAP verdi og gjennomlysningstid for alle legene.

Ved alle sykehusene ble det målt på to leger hvis mulig. Dette resulterte i at det ble målt på to leger ved alle sykehus unntagen sykehus 3 (der arbeidet det kun en lege med koronar intervensjonsradiologi under målingene). Ved sykehus 8 ble den ene målingen forkastet da denne legen drev med opplæring av en kollega under hele måleperioden. Målingen ble derfor ikke sammenliknbar med resten av målingene da det er målt på legen som utfører prosedyren ved de andre målingene. På sykehus 1 er det kun resultatene angående øyedosene som er benyttet da dosimetrene under blyfrakken ble plassert bak to lag med bly som beskrevet i kapittel 4.6.

5.1 Transmisjon gjennom blyfrakk

Ved å undersøke hvordan forholdet mellom dosen over og under blyfrakken var for hver lege ble det funnet at andel transmittert stråling gjennom blyfrakken varierer mye mellom leger. Transmisjonen viser som forventet sammenheng med tykkelsen på blyfrakken, og Tabell 5-1 viser gjennomsnittlig transmittert stråling, samt minimum- og maksimumsverdier for frakker av 0.25 mm, 0.35 mm og 0.50 mm blyekvivalent materiale. Tabell 5-1 viser at blyfrakker av tykkeste blyekvivalens gir best beskyttelse. Tabell 5-1 viser også at det er stor forskjell mellom minimum- og maksimumsverdi for blyfrakker av samme blyekvivalens, og dette kan ha sammenheng med at alle målinger ble utført ved ulike laboratorier og under ulike betingelser, og at det ble benyttet frakker av ulik fabrikat og utforming. Franken *et al.* har blant annet vist at fabrikat og utforming av blyfrakken er av betydning for hvor god beskyttelse blyfrakken gir (25). Det kan i tillegg forekomme at frakker har små hull og sprekker, hvilket kan være med på å redusere beskyttelsesfaktoren. På grunn av overnevnte og at det i tillegg blir benyttet varierende rørspenning under prosedyrene er det naturlig med noe variasjon i resultatene (36).

Tabell 5-1: Gjennomsnittlig transmittert stråling for frakker av 0.25, 0.35 og 0.50 mm blyekvivalens, samt minimum- og maksimumsverdi. Resultatene er basert på målingene midt på og nederst på blyfrakken.

Blyekvivalens i blyfrakk [mm]	Gjennomsnittlig transmittert stråling [%]	Min - Max
0.25	20.1	6.2 - 30.9
0.35	6.0	1.9 - 11.2
0.50	1.8	0.0 - 2.6

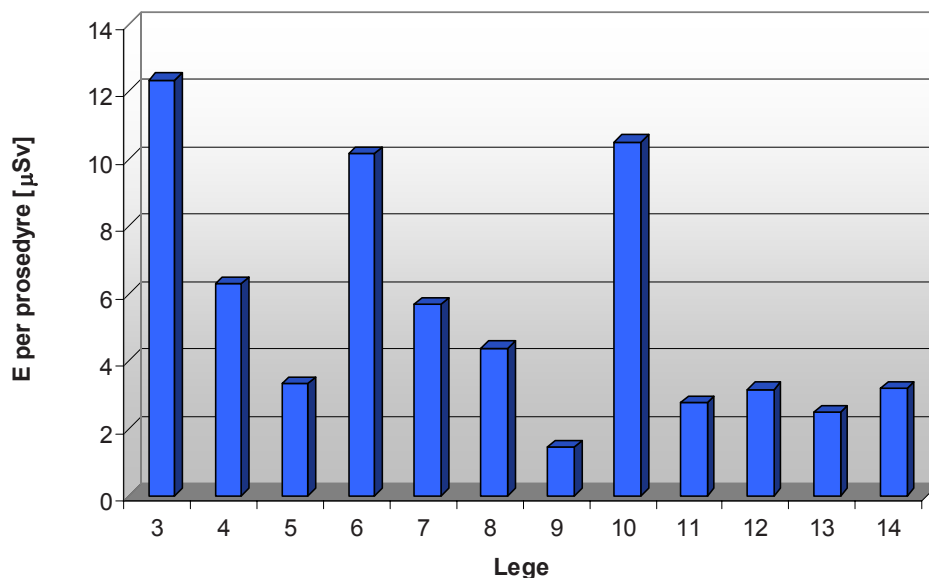
5.2 Effektiv dose

Effektiv dose er estimert ved hjelp av Niklasons metode, som beskrevet i kapittel 4.7, der dosen over tyroideakraven representerer H_{OS} , og gjennomsnittet av nederste og midterste dosimeterplassering under blyfrakken representerer H_U .

5.2.1 Effektiv dose per prosedyre

Figur 5-1 viser effektiv dose per prosedyre for lege 3 til og med 14, og Figur 5-1 viser at det er stor variasjon i effektiv dose per prosedyre mellom leger. Tabell 5-2 viser gjennomsnittlig effektiv dose per prosedyre, samt median-, minimum- og maksimumsverdi.

Effektiv dose per prosedyre sett i sammenheng med antall prosedyrer hver lege har utført (antall prosedyrer for hver lege finnes i Tabell 7-2 i vedlegg B), viser at det ikke er sammenheng mellom effektiv dose per prosedyre og antall prosedyrer som er utført. Det varierer hvor lange og kompliserte prosedyrer legene utførte under målingene, og dette vil sammen med arbeidserfaring, arbeidsteknikk og apparatur ha innvirkning på effektiv dose per prosedyre.

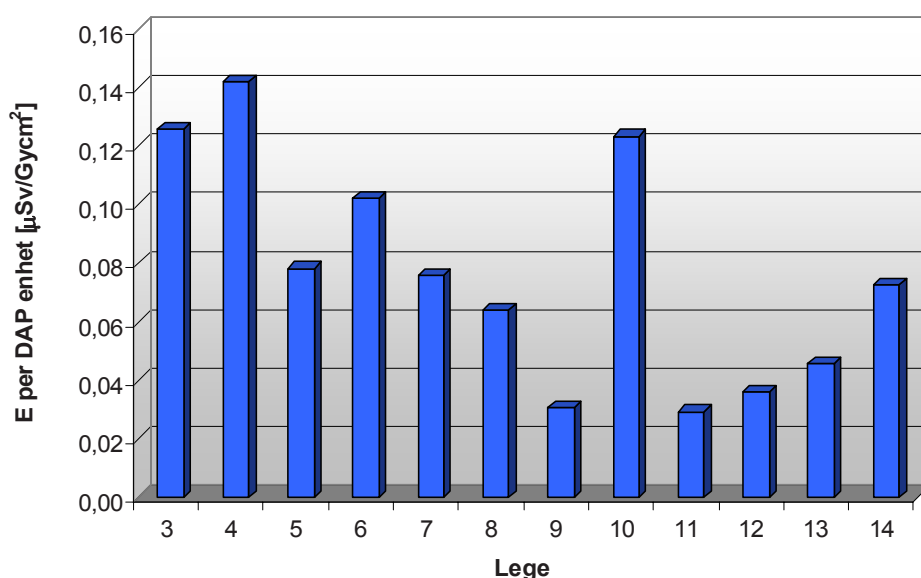


Figur 5-1: Effektiv dose per prosedyre for lege 3 til og med 14.

5.2.2 Effektiv dose sett i sammenheng med DAP verdi

Figur 5-2 viser effektiv dose per DAP enhet for lege 3 til og med 14, og en ser at det er stor variasjon i effektiv dose per DAP enhet mellom leger. Gjennomsnittlig effektiv dose per DAP enhet, samt median-, minimum-, og maksimumsverdier er fremstilt i Tabell 5-2.

Hvis en ser på effektiv dose per DAP enhet etter tykkelse på blyfrakken er det også stor variasjon i effektiv dose per DAP enhet.



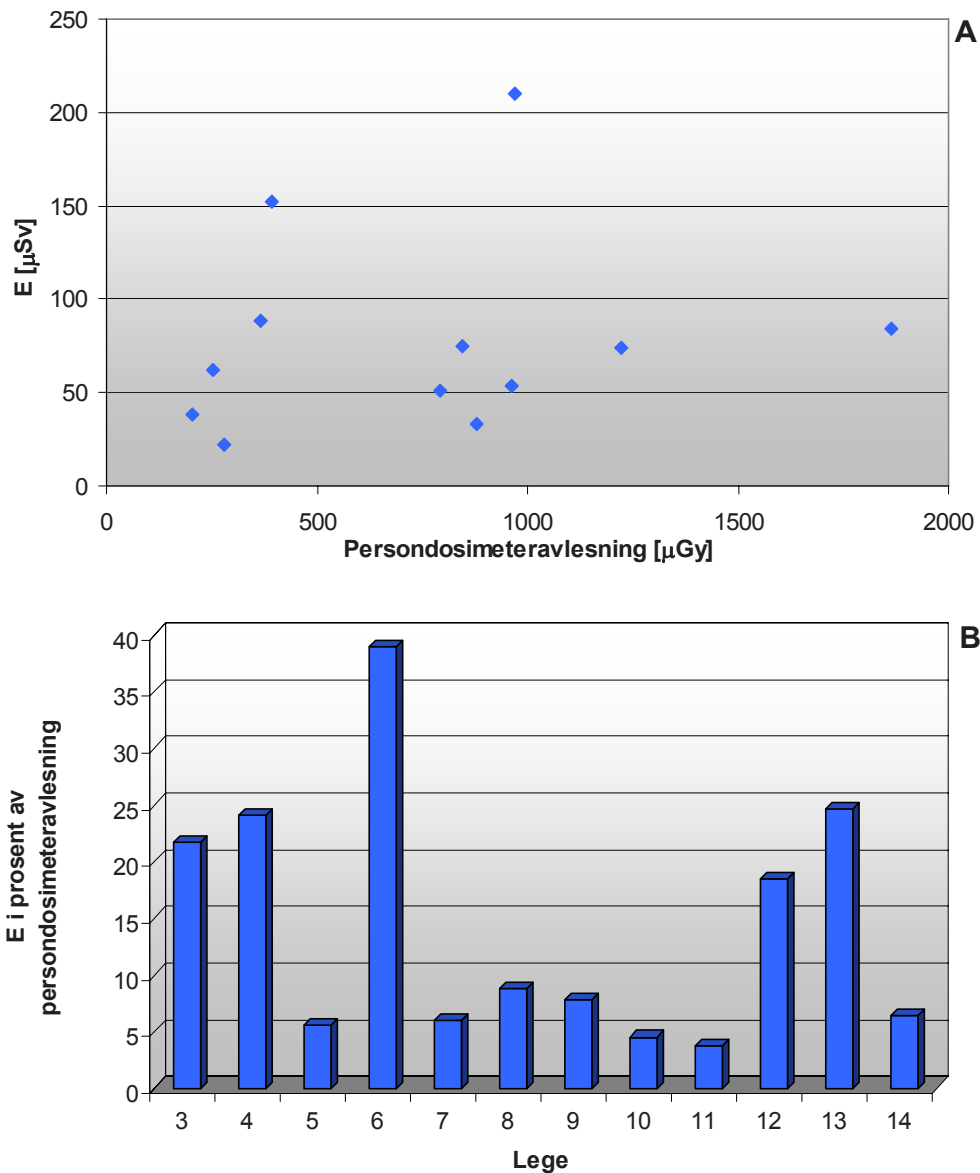
Figur 5-2: Effektiv dose per DAP enhet for lege 3 til og med 14.

Ved hjelp av Figur 5-1, Figur 5-2 og Tabell 5-2 ser en at det er fire leger (3, 4, 6 og 10) der både effektiv dose per DAP enhet og per prosedyre er høyere enn gjennomsnittsverdien. Av disse fire er det to leger som benytter dobbeltspent blyfrakk av 0.25 mm blyekvivalent materiale (lege 3 og 4), en som benytter blyfrakk av 0.35 mm (lege 6) og en 0.50 mm blyekvivalent materiale (lege 10). For lege 3 og 4 kommer hoveddelen av bidraget til den effektive dosen fra dosen under blyfrakken, for lege 6 både over og under blyfrakken, og for lege 10 over blyfrakken. Lege 10 har spesielt høye doser over beskyttelsesutstyret relativt de andre legene, og hovedbidraget til den effektive dosen kommer derfor fra dose til hode og ekstremiteter.

5.2.3 Effektiv dose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning

Figur 5-3 A viser effektiv dose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning, og Figur 5-3 B viser effektiv dose i prosent av persondosimeteravlesning³ for lege 3 til og med 14. Figur 5-3 viser at effektiv dose relatert til persondosimeteravlesning varierer mye mellom leger. Det er ikke legene med høyest effektiv dose som har de høyeste persondosimeteravlesningene, og effektiv dose viser derfor ingen lineær sammenheng med persondosimeteravlesning. Tabell 5-2 viser gjennomsnittsverdien for effektiv dose i prosent av persondosimeteravlesning samt median-, minimum-, og maksimumsverdi.

³ Det som her refereres til som persondosimeteravlesning er $H_p[0.07]$. Normalt er det $H_p[10]$ som relateres til effektiv dose. Forholdet mellom konversjonskoeffisienter fra luft kerma i fri luft til $H_p[10, 0^\circ]$ i ICRU slab, relativt til $H_p[0.07, 0^\circ]$ ved 40 keV er 1.03 (22). Da forholdet er tilnærmet lik 1 er det allikevel valgt å benytte $H_p[0.07]$ direkte som persondosimeteravlesning.



Figur 5-3: A) Effektiv dose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning. B) Effektiv dose i prosent av persondosimeteravlesning for lege 3 til og med 14.

Tabell 5-2: Gjennomsnittlig effektiv dose med standardavvik, medianverdi og minimum- og maksimumsverdi; per prosedyre, per DAP enhet og i % av persondosimeteravlesning.

	Effektiv dose		
	Gjennomsnitt	Median	Min - Max
Per prosedyre [$\mu\text{Sv/prosedyre}$]	5.5 ± 3.6	3.9	1.5 - 12.4
Per DAP enhet [$\mu\text{Sv/Gycm}^2$]	0.077 ± 0.039	0.074	0.029 - 0.14
I prosent av persondosimeteravlesning [%]	14 ± 11	8	4 - 39

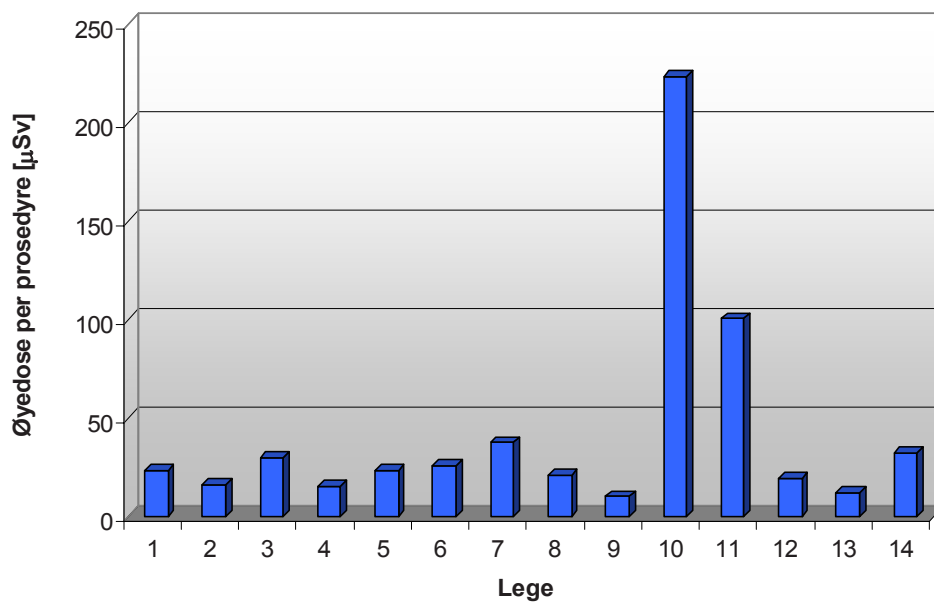
Effektiv dose viser ingen sammenheng med gjennomlysningstid.

5.3 Dose til øyelinsen (øyedose)

Dosen målt ved venstre øye var høyere enn dosen målt i pannen ved samtlige målinger. Det ser derfor ut til at det venstre øyet vil være det begrensende øyet i forhold til å utvikle katarakt. Videre betegnes dosen målt ved det venstre øye som øyedose.

5.3.1 Øyedose per prosedyre

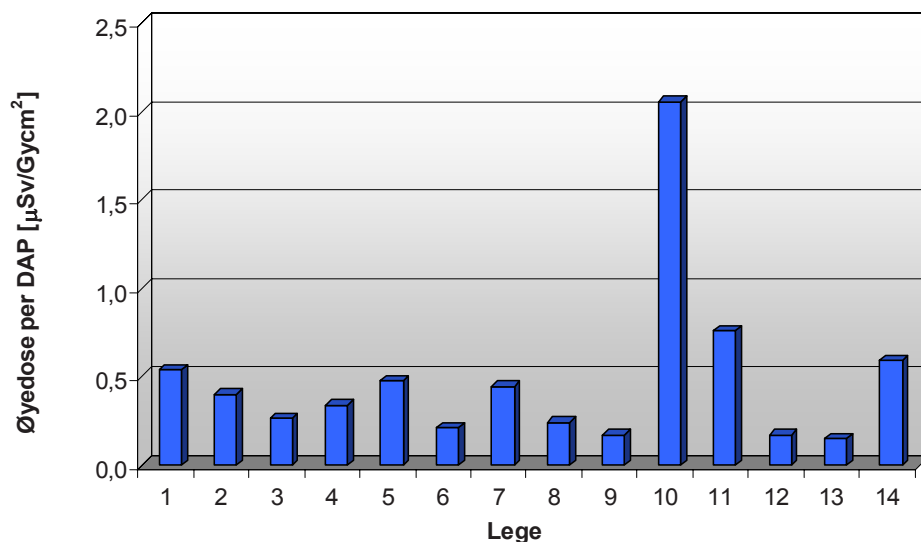
Figur 5-4 viser øyedose per prosedyre for lege 1 til og med 14, og en ser at det er stor forskjell mellom høyeste og laveste øyedose per prosedyre. Gjennomsnittlig øyedose per prosedyre samt median-, minimum-, og maksimumsverdi er fremstilt i Tabell 5-3.



Figur 5-4: Øyedose per prosedyre for lege 1 til og med 14.

5.3.2 Øyedose sett i sammenheng med DAP verdi

Figur 5-5 viser øyedose per DAP enhet for lege 1 til og med 14, og en ser at det er stor forskjell mellom høyeste og laveste øyedose per DAP enhet. Tabell 5-3 viser gjennomsnittlig øyedose per DAP enhet samt median-, minimum-, og maksimumsverdi.

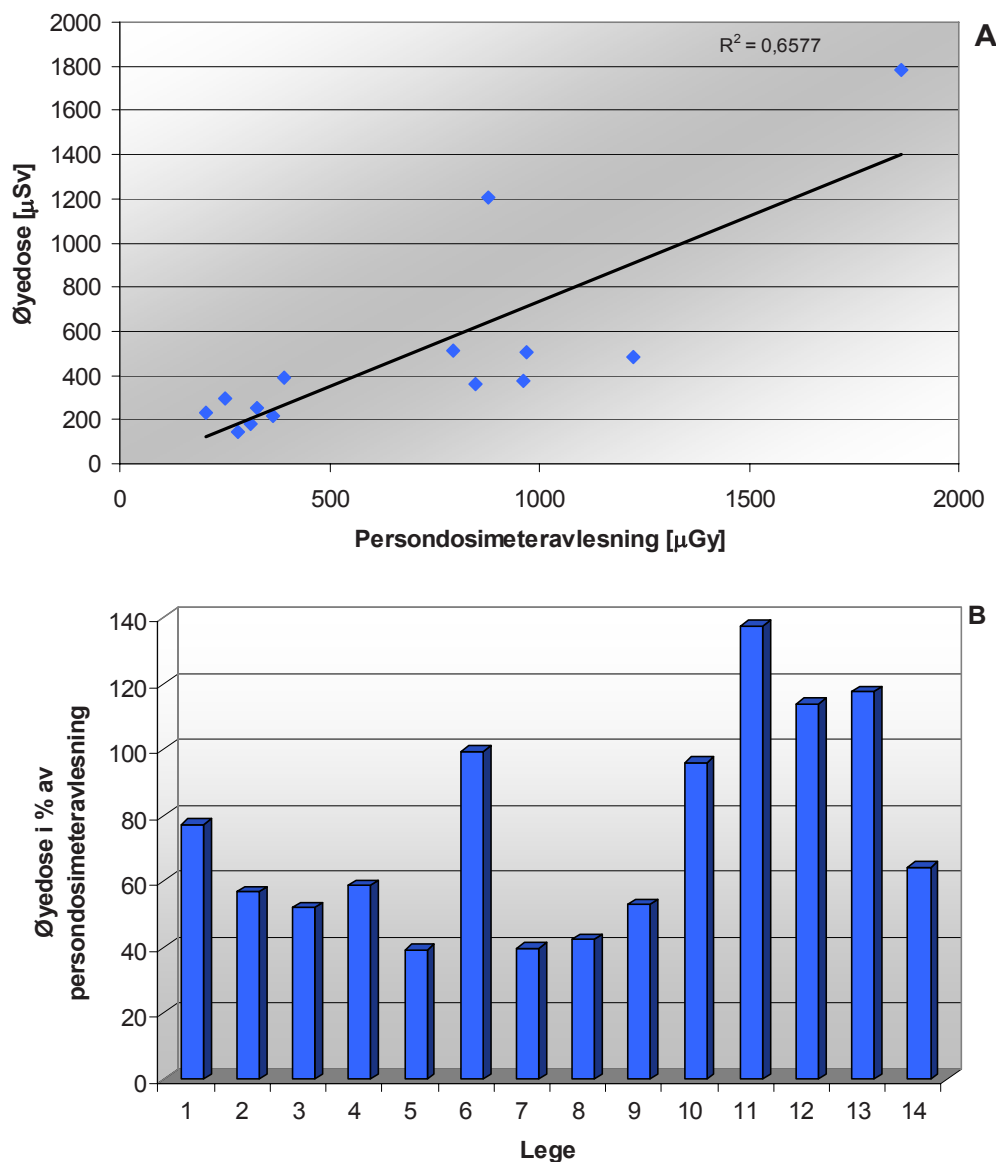


Figur 5-5: Øyedose per DAP enhet for lege 1 til og med 14.

Det er to leger (10 og 11) som utmerker seg med spesielt høye øyedoser per DAP enhet og per prosedyre. Begge arbeider ved samme sykehus, og begge arbeidet med biplan røntgenapparat i måleperioden. Lege 10 arbeidet med biplan apparatur tre av tre måledager, og lege 11 arbeidet med biplan apparatur en av tre måledager. Da begge legene arbeider ved samme sykehus er det vanskelig å trekke en konklusjon på et generelt grunnlag om at biplan apparatur gir høye øyedoser. De høye øyedosene kan imidlertid indikere at bruk av biplan apparatur kan være en medvirkende årsak til de høye øyedosene, spesielt fordi det er målt høyere øyedose til lege 10 enn lege 11.

5.3.3 Øyedose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning

Figur 5-6 B viser øyedose i prosent av persondosimeteravlesning, og en ser at det er stor variasjon i øyedose i forhold til persondosimeteravlesning mellom leger. Selv om øyedose i prosent av persondosimeteravlesning varierer mellom leger viser Figur 5-6 A en trend til at øyedose øker med persondosimeteravlesning. Tabell 5-3 viser at øyedosen gjennomsnittlig er 75 % av persondosimeteravlesningen, men varierer fra 39-137 % av persondosimeteravlesningen.



Figur 5-6: A) Øyedose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning. B) Øyedose i prosent av persondosimeteravlesning for lege 1 til og med 14.

Tabell 5-3: Gjennomsnittlig øyedose med standardavvik, medianverdi og minimum- og maksimumsverdi; per prosedyre, per DAP enhet og i % av persondosimeteravlesning.

	Øyedose		
	Gjennomsnitt	Median	Min - Max
Per prosedyre [μSv/prosedyre]	44 ± 57	23	10 - 223
Per DAP enhet [μSv/Gycm ²]	0.6 ± 0.6	0.4	0.2 - 2.6
Øyedose i prosent av persondosimeteravlesning [%]	75 ± 32	61	39 - 137

Øyedose viser ingen sammenheng med effektiv dose eller gjennomlysningstid.

5.4 Årlig effektiv dose

Ved å ta utgangspunkt i effektiv dose per prosedyre er den målte effektive dosen ekstrapolert til årlig effektiv dose for hver lege. Basert på opplysninger fra sykehusene hvor det er gjort målinger er det tatt utgangspunkt i en årlig arbeidsmengde på 900 prosedyrer ved estimering av årlige effektiv dose. Antall prosedyrer per år varierer imidlertid mye mellom leger, og i opplysningene som ble innhentet varierte antall prosedyrer per år fra 350 til 1100 prosedyrer per lege. 900 prosedyrer per år er derfor et konservativt estimat, og vil overestimere årlig effektiv dose for mange av legene.

I målingene varierer det (mellom leger) hvor stor andel av de utførte prosedyrene som er koronar angiografi og PCI. I estimering av årlig effektiv dose er det ikke tatt hensyn til andel koronar angiografi og PCI i måleperioden relativt den årlige andelen av disse.

Årlig effektiv dose estimert på grunnlag av antakelser nevnt over er fremstilt i Tabell 5-4, og de årlige effektive dosene er avrundet til nærmeste hele mSv. De årlige effektive dosene varierer mye, hvilket er naturlig da effektiv dose per prosedyre varierer mye mellom leger. Gjennomsnittlig årlig effektiv dose er på 5 mSv, og alle de estimerte årlige effektive dosene er lavere enn den årlige dosegrensen på 20 mSv.

Tabell 5-4: Estimert årlig effektiv dose for lege 3 til og med 14, samt gjennomsnittlig årlig effektiv dose med standardavvik.

Lege	Årlig effektiv dose [mSv]
3	11
4	6
5	3
6	9
7	5
8	4
9	1
10	10
11	3
12	3
13	2
14	3
Gjennomsnitt	5
Standardavvik	3

5.5 Årlig øyedose

Ved å ta utgangspunkt i samme arbeidsbelastning og antakelser som ved estimering av årlig effektiv dose i kapittel 5.4, er det også estimert årlig øyedose. Årlig øyedose er fremstilt i Tabell 5-5, og årlig øyedose er avrundet til nærmeste hele mSv. Øyedosen ble, som nevnt tidligere, målt på utsiden av blybriller hvis legene bruker dette, og øyedosen i Tabell 5-5 gjelder derfor uten bruk av blybriller.

Årlig øyedose varierer mye, og den årlige øyedosen er lavere enn den årlige dosegrensen på 150 mSv for alle legene med unntak av en lege. Lege 10 overstiger dosegrensen med en øyedose på 201 mSv per år.

Tabell 5-5: Estimert årlig øyedose for lege 1 til og med 14, samt gjennomsnittlig årlig øyedose med standardavvik.

Lege	Årlig øyedose [mSv]
1	21
2	15
3	27
4	14
5	21
6	23
7	34
8	19
9	9
10	201
11	90
12	18
13	11
14	29
Gjennomsnitt	38
Standardavvik	51

6 Diskusjon

6.1 Effektiv dose

6.1.1 Vurdering av beregnet effektiv dose

Effektiv dose beregnet i studien kan være høyere enn hva den reelle effektive dosen er for enkelte av legene fordi noen leger benyttet dobbeltspent blyfrakk under målingene. For disse legene ble dosimetrene under blyfrakken plassert bak ett lag med bly (istedenfor to), og blyfrakken gir trolig bedre beskyttelse enn hva som er tatt høyde for i beregningen av effektiv dose.

I kapittel 3.7.3 ble det presentert resultater fra studier der Niklasons beregningsalgoritme er vurdert i forhold til Monte Carlo simuleringer, og studiene viser at Niklasons metode trolig overvurderer effektiv dose noe. Det er imidlertid vanskelig å overføre disse resultatene direkte til denne studien da Monte Carlo simuleringene er basert på flere ulike kombinasjoner av rørspenninger og projeksjonsretninger, og en vet ikke hvordan disse forholder seg til målingene gjort i denne studien. I kapittel 3.7.3 er det i tillegg kun presentert to studier, og det er mulig det eksisterer andre studier som gir litt andre resultater, eller studier som ikke samsvarer med dem som er presentert her.

På bakgrunn av opplysningene gitt over er det sannsynlig at gjennomsnittlig effektiv dose per prosedyre, per DAP enhet og i prosent av persondosimeteravlesning er litt lavere enn hva som oppgis i studien. Det er imidlertid vanskelig å gjøre et estimat av hvor mye dette er både med tanke på legene som bruker dobbeltspente blyfrakker og Monte Carlo simuleringene, og det er derfor ikke gjort noe estimat av dette i forhold til resultatene.

6.1.2 Effektiv dose sett i sammenheng med andre studier

Gjennomsnittlig effektiv dose per prosedyre og per DAP enhet for flere studier, inkludert denne, er vist i Tabell 6-1 og Tabell 6-2. Alle de effektive dosene i Tabell 6-1 og Tabell 6-2, med unntak av studien av Karppinen *et al.*, er beregnet ved Niklasons metoden enten av forfatterne eller basert på resultatene fra den aktuelle studien. Studien av Karppinen *et al.* ble gjennomført ved bruk av fantom, og effektiv dose er beregnet på bakgrunn av absorbert dose i aktuelle organ (5). Tabell 6-1 og Tabell 6-2 viser at det er stor variasjon både mellom studiene og innen studiene. Ulike studier er ofte gjennomført ved ulike betingelser, og det er vist at ulik apparatur og apparaturinnstillinger, ulikt beskyttelsesutstyr, ulik undersøkelsesprotokoll, ulik arbeidsteknikk og legens erfaring har stor betydning for stråledosen til legen (6, 8, 10, 37 - 39).

Tabell 6-1: Gjennomsnittlig effektiv dose per prosedyre for ulike studier, inkludert minimum- og maksimumsverdier der disse er oppgitt.

Referanse	Effektiv dose per prosedyre [$\mu\text{Sv/prosedyre}$]	
	Gjennomsnitt	Min – Max
Padovani <i>et al.</i> (40)	4.7	0.2 - 18.8
DIMOND (41)	1.23 (CA) - 2.47 (PCI)	0.5 - 4.4
McKetty <i>et al.</i> (8)	3.4	0.1 - 14
Delichas <i>et al.</i> (42)	2.25 (CA) - 1.2 (PCI)	0.3 - 8.4
Tsapaki <i>et al.</i> (43)	0.2 (CA) - 0.3 (PCI)	-
Chong <i>et al.</i> (3)	5.9	-
Karppinen <i>et al.</i> (5)	5	-
Denne studien	5.5	1.5 - 12.4

Tabell 6-2: Gjennomsnittlig effektiv dose per DAP enhet for ulike studier, inkludert minimum- og maksimumsverdier der disse er oppgitt.

Referanse	Effektiv dose per DAP enhet [$\mu\text{Sv/Gycm}^2$]	
	Gjennomsnitt	Min – Max
Padovani <i>et al.</i> (40)	0.25	0.013 - 0.41
DIMOND (41)	0.019(CA) - 0.017(PCI)	0.006 - 0.033
Delichas <i>et al.</i> (42)	0.028(CA) - 0.015(PCI)	0.01 - 0.035
Denne studien	0.077	0.029 - 0.14

6.1.3 Effektiv dose per prosedyre og per DAP enhet

Som bemerket i kapittel 5.2 var det fire leger der effektiv dose per prosedyre og per DAP enhet var høyere enn gjennomsnittet (lege 3, 4, 6 og 10). Lege 3 og 4 benyttet dobbelstspente blyfrakker av 0.25 mm blyekvivalent materiale under målingene, og beregnet effektiv dose er derfor sannsynligvis høyere enn hva reell effektiv dose er. Den høye effektive dosen til lege 6 er det ingen åpenbar forklaring på. Det kan komme av arbeidsteknikk, og det kan komme av at lege 6 utførte flere prosedyrer som medførte at han ble posisjonert ”uheldig” i forhold til strålekilden. Lege 6 måtte for eksempel gå inn gjennom venstre istedenfor høyre a.radialis i et par prosedyrer, og han måtte da stå lent over behandlingsbordet for å arbeide. Avstanden mellom lege og pasient er av stor betydning for stråledosen til legen (3). Den høye effektive dosen til lege 10 kan som nevnt skyldes bruk av biplan røntgenapparat. Ved bruk av biplan røntgenapparat kan gjennomlysning skje fra to projeksjonsretninger som står vinkelrett på hverandre (som forklart i kapittel 2.1). Dette kan gi annerledes stråleksposering enn monoplan apparatur, spesielt hvis røntgenrørene roteres slik at det ene røntgenrøret kommer i overbordsposisjon. Det er vist at overbordsrør vil gi høyere doser til legen enn underbordsrør (6).

Resultatene viser at både effektiv dose per prosedyre og per DAP enhet varierer mye mellom leger. Selv om en tar med i betraktning at effektiv dose for legene som bruker dobbelstpent blyfrakk trolig er lavere enn hva som er beregnet er det stor forskjell mellom høyeste og laveste verdi for effektiv dose

per prosedyre og per DAP enhet. Teoretisk vil en forvente at resultatene for leger med blyfrakker av lik blyekvivalens vil være mer i samsvar enn alle legene sett under ett, men dette viser seg ikke å være tilfelle. En medvirkende faktor til dette kan være at transmisjon gjennom blyfrakken for lik blyekvivalens også ser ut til å variere mye. Det er også trolig at lengde og kompleksitet av prosedyrer, beskyttelsesutstyr og bruk av dette samt arbeidsteknikk har innvirkning på resultatene.

6.1.4 Effektiv dose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning

Det er viktig for Statens strålevern å kunne relatere effektiv dose direkte til persondosimeteravlesning fordi verken DAP verdi eller antall prosedyrer per måleperiode blir innrapportert. Persondosimetret skal brukes ved enhver anledning der legen eksponeres for ioniserende stråling, og dosen på persondosimetret vil derfor inkludere all ioniserende stråling legen utsettes for⁴ (1). Studier har vist at effektiv dose normalt er mellom 10 og 40 % av persondosimeteravlesningen ved bruk av både blyfrakk og blykrage (25, 44). Dette samsvarer med hva som er funnet i denne studien der effektiv dose varierer fra 4 til 39 % av persondosimeteravlesningen. Den effektive dosen funnet i denne studien var lavere enn 10 % av persondosimeteravlesningen for syv av legene, det var en lege der den effektive dosen var 18 % av persondosimeteravlesning, det var tre leger der den effektive dosen lå mellom 20 og 25 % av persondosimeteravlesningen og en lege der den effektive dosen var 39 % av persondosimeteravlesningen. De tre legene der de effektive dosene lå mellom 20 og 25 % av persondosimeteravlesningen gjaldt leger som benyttet dobbeltspent blyfrakk, og det er derfor sannsynlig at den effektive dosen for disse er lavere enn hva som ble beregnet. Derfor gjenstår det kun en lege hvor den effektive dosen i prosent av persondosimeteravlesningen er betraktelig høyere enn for de resterende legene. Det er derfor sannsynlig at den effektive dosen er lavere enn 15 – 20 % av persondosimeteravlesningen for brorparten av legene som var med i målingene.

Basert på resultatene fra studien kan en derfor si at den effektive dosen trolig er mellom 4 og 20 % av persondosimeteravlesningen, og at majoriteten av de effektive dosene ligger under 15 % av persondosimeteravlesningen. Målingene viser imidlertid at det også er mulig at enkelte leger kan få effektive doser som er høyere enn dette. I spesielle tilfeller der en av ulike årsaker mistenker at den effektive dosen er spesielt høy, er det derfor mulig å få gjennomført dosemålinger ved bruk av to persondosimetre (der ett er plassert over og ett under blyfrakken) for å få et mer nøyaktig estimat av effektiv dose.

6.2 Øyedose

Øyelinsen er som nevnt tidligere spesielt følsom for stråling, og av enkelte ansett som det strålebegrensende organ ved koronar intervensjonsradiologi (5, 13, 14). Øyedosen overvåkes ikke i persondosimetritjenesten, og det er derfor et ønske å kunne relatere øyedosen til kjente parametere for å kunne overvåke øyedosen uten bruk av øyedosimeter.

6.2.1 Øyedose sett i sammenheng med andre studier

Resultatene fra måling av dose til øyelinsen er i teorien lettere å sammenlikne med resultater fra andre studier da målingene kan brukes direkte og ikke krever omregningsalgoritmer. Resultatene fra denne studien viser at dosen målt ved det venstre øyet er høyere enn dosen målt mellom øynene, og dette samsvarer med resultater fra Vano *et al.* og Chong *et al.* (3, 10). Det ser derfor ut til at det er det venstre øyet som vil nå den årlige dosegrensen på 150 mSv først. Tabell 6-3 viser gjennomsnittlig

⁴ Det er noen prosedyrer der leger enten assisterer eller kun utfører deler av prosedyren, og det er da varierende hvem prosedyren blir registrert på. Det er derfor ikke sikkert at antall prosedyrer og akkumulert DAP verdi registrert per lege alltid er ”korrekt”, og en kan risikere å underestimere dosen eller omvendt.

øyedose per prosedyre og per DAP enhet (der det var oppgitt) for denne og andre studier. Tabell 6-3 viser at det er store variasjoner både i øyedose per prosedyre og per DAP enhet mellom studier og innen studier. Det som sannsynligvis har størst innvirkning på øyedosen er apparatur og arbeidsteknikk, og den laveste øyedosen i Tabell 6-3 er målt av Maeder *et al.* i en studie der det ble undersøkt hvilken innvirkning bruk av blyskjerm kan ha på øyedose. Det ble funnet at ved å plassere en blyskjerm mellom pasient og lege gjennom hele prosedyren reduseres øyedosen med opptil en faktor 19 (45). I en liknende studie av Pratt *et al.* ble det funnet at bruk av bevegelig blyskjerm kan redusere øyedosen med opptil en faktor 20, og det ble i tillegg funnet at ulike projeksjonsretninger ved gjennomlysning kan redusere øyedosen med opp til en faktor 12 (15). Det er vist at høye leger får lavere øyedoser enn lavere kolleger på grunn av økt avstand fra pasienten (15). Det er derfor også av betydning for øyedosen om legen står fremoverlent over behandlingsbordet fordi øynene da er nærmere pasienten.

Tabell 6-3: Gjennomsnittlig øyedose per prosedyre (inkludert minimum- og maksimumsverdier), og gjennomsnittlig øyedose per DAP enhet for ulike studier. Under målestet er det oppgitt hvor øyedosen er målt, der P=panne, V=venstre øye.

Referanse	Øyedose			
	[μ Sv/prosedyre]	Min - Max	[μ Sv/Gycm ²]	Målestet
Vaňó <i>et al.</i> (10)	145	40 - 415	4.4	P
	170	53 - 460	4.7	V
Padovani <i>et al.</i> (40)	188	75 - 400	-	-
Pratt <i>et al.</i> (15)	37.7	15 - 53	0.32	P
Karppinen <i>et al.</i> (5)	430	-	-	P
Janssen <i>et al.</i> (4)	55	15 - 150	-	P
Maeder <i>et al.</i> (45)	13	7.1 - 21.2	0.153	V
Chong <i>et al.</i> (3)	149	16 - 283	-	V
Denne studien	44	10 - 223	0.6	V
	33.2	8 - 175	0.49	P

6.2.2 Øyedose per prosedyre og per DAP enhet

Som nevnt i kapittel 5.3.2 er det to leger der øyedose per prosedyre og per DAP enhet er betraktelig høyere enn for de andre legene. Begge legene arbeidet med biplan røntegapparat under målingene, og selv om mye tyder på at dette kan være en medvirkende årsak er det umulig å fastslå med sikkerhet.

Fordi øyedose per prosedyre og per DAP enhet varierer mye mellom leger, og i stor grad er avhengig av variable parametere er det svært vanskelig å fastsette en generell grense på hvor mange prosedyrer som kan tolereres før den årlige dosegrensen overstiges. Dette samsvarer også med internasjonale studier, og i en studie av Pratt *et al.* er det blant annet vist at DAP verdi ikke er noen god indikator på øyedose (16, 15, 45). Dette fordi selv ved identiske DAP verdier per prosedyre kan øyedosen til ulike leger variere betraktelig (15). DAP verdi gir ingen opplysninger om legens arbeidsteknikk og beskyttelsesutstyr, hvilket er av stor betydning for øyedose (15). Det er derfor rimelig å anta at det vil være best være å ta utgangspunkt i individuelt målte verdier for øyedose per prosedyre og per DAP enhet hvis det er ønskelig å bruke antall prosedyrer eller DAP verdi til å estimere øyedose (15).

6.2.3 Øyedose sett i sammenheng med persondosimeteravlesning

Persondosimeteret ser ut til å være en velegnet måte å overvåke øyedosen på da en får et individuelt mål på stråledosen nær øynene til hver enkelt lege. Fordi øynene befinner seg lengre fra pasienten vil en forvente at øyedosen er lavere enn persondosimeteravlesningen. Resultatene viste imidlertid at øyedosen var høyere enn persondosimeteravlesningen for tre av legene. Dette kan skyldes at legen lener seg over pasienten hvilket kan gi høyere dose til øyene relativt persondosimeteravlesning. Øyedosen viser stor variasjon relativt persondosimeteravlesning, og øyedosen er gjennomsnittlig 75 % av persondosimeteravlesningen. De tidligere nevnte faktorene (blyskjerm, apparatur og projeksjonsretninger) kan også ha innvirkning på at øyedosen i prosent av persondosimeteravlesning varierer. Den bevegelige blyskjermen kan for eksempel enten plasseres slik at den beskytter øynene, men ikke persondosimeteret, eller omvendt. På grunnlag av resultatene fra denne studien kan en ved "worst case" regne øyedosen lik 140 % av persondosimeteravlesningen, men normalt ser øyedosen ut til å være lavere enn persondosimeteravlesningen.

6.3 Plassering av persondosimeter

Under gjennomføringen av målingene ble det registrert at det praktiseres ulik plassering av persondosimeteret mellom leger. Persondosimeteret blir, som nevnt i avsnitt 4.4, i de fleste tilfeller festet enten til lommen på blyfrakken, til tyroideakragen eller til skjorteermet. Ulik plassering av persondosimeteret bidrar til usikkerhet både i forholdet mellom persondosimeteravlesningen og effektiv dose, og i forholdet mellom persondosimeteravlesningen og øyedose. En bør derfor bestrebe mest mulig identisk plassering av persondosimeteret. Persondosimeteret skal ideelt sett være plassert på øvre del av kroppsstammen over blyfrakken (46), og det kan derfor ikke anbefales å feste persondosimeteret til skjorteermet. Da det i tillegg ikke er lomme på alle blyfrakker, samt at lommen kan være plassert ulikt, kan det se ut til at det enkleste vil være å feste persondosimeteret til tyroideakragen. Alle som utfører intervensjonsradiologi bruker tyroideakrage, og det vil derfor være mulig å oppnå relativt identisk plassering av persondosimeteret på hver lege ved å feste persondosimeteret til tyroideakragen.

6.4 Mulige feilkilder ved dosemålingene

6.4.1 Plassering av dosimetre

Det ble valgt å plassere dosimetre ved 15 plasseringer på hver lege for å kartlegge det spredte strålefeltet på legen. Med såpass mange dosimetre kan det være vanskelig å vite om dosimetrene ble plassert identisk ved alle målingene. Det var primært dosimetrene som ble festet til blyfrakken som var vanskelig å plassere, fordi legene benytter ulike frakker og er av ulike høyde. Det ble imidlertid forsøkt å plassere dosimetrene likt relativt legens høyde og proporsjoner ved hver måling.

6.4.2 Bruk av beskyttelsesbriller

Det var ulike typer beskyttelsesbriller som ble benyttet under målingene, og rammen på noen av blybrillene var laget av blyekvivalent materiale. Ved disse målingene kan det være at det forekommer redusert tilbakespredning fra brillene sammenliknet med vev. Rammen på brillene utgjør imidlertid et veldig lite areal sammenliknet med arealet som kan bidra med tilbakespredning til øyedosimetret. På bakgrunn av dette ble ikke øyedosene korrigert for tilbakespredning.

6.4.3 DAP verdi

Ved enkelte prosedyrer har det vært flere leger til stede, og det er mulig at legen det er målt på kun har utført deler av prosedyren. Det er allikevel blitt notert DAP verdi og gjennomlysningstid for hele prosedyren. Det er umulig å gjøre et estimat av hvor stor andel av DAP verdien som gjelder legen det

er målt på (legen kan ha vært tilstede under hele prosedyren). Det skal imidlertid presiseres at det gjelder veldig få prosedyrer og veldig små bidrag i forhold til den totale DAP verdien.

6.4.4 Usikkerhet i doseavlesninger

I kapittel 4.3 ble det estimert en usikkerhet i doseavlesningene på ca. 6 %. Denne usikkerheten er det ikke tatt hensyn til i tolkning av resultatene. Dette ble valgt fordi en antar at usikkerheten i doseavlesningene vil ha liten innvirkning på resultatene i forhold til de variable parametrene rundt målingene (apparaturl og beskyttelsesutstyr), og de menneskelige faktorene (arbeidsteknikk) som er vist å ha stor innvirkning på stråledosen til legen.

7 Konklusjon

Formålet med studien var å kartlegge effektiv dose og dose til øyelinsen for leger som utfører intervensjonsradiologi da det er disse som registreres med de høyeste dosene i Strålevernets persondosimetritjeneste. Hovedfokus var rettet mot å undersøke hvordan effektiv dose og øyedose er relatert til persondosimeteravlesning, men det var også av interesse å se hvordan effektiv dose og øyedose relaterer seg til antall prosedyrer og DAP verdi.

Resultatene viser at effektiv dose og øyedose relatert til antall prosedyrer, DAP verdi og persondosimeteravlesning varierer mye mellom leger og sykehus. Dette har sammenheng med ulike arbeidsteknikk, erfaring, varierende lengde og kompleksitet av prosedyrer samt bruk av ulike apparatur og beskyttelsesutstyr (blant annet ulike blyekvivalens i blyfrakkene).

På grunn av de store individuelle dosevariasjonene per prosedyre og per DAP enhet mellom leger, ser det ut til at en bør ta utgangspunkt i individuelt målte verdier om en ønsker å bruke antall prosedyrer eller akkumulert DAP verdi til å estimere effektiv dose eller øyedose.

Persondosimetritjenesten er basert på at persondosimeteravlesningen brukes til å overvåke effektiv dose, og det ser ut til at persondosimeteravlesningen er godt egnet til å overvåke både effektiv dose og øyedose. Dette fordi persondosimeteret gir et mål på stråledosen til den enkelte lege. Alle de effektive dosene beregnet i studien er mellom 4 og 40 % av persondosimeteravlesningen, men tar en med i betraktning ulike forhold rundt målingene ser det ut til at effektiv dose er lavere enn 15 % av persondosimeteravlesningen for brorparten av legene. Er det imidlertid forhold rundt målingene som gjør at det er ønskelig med et mer nøyaktig estimat av effektiv dose anbefales det bruk av to persondosimetre der ett er plassert over og ett under blyfrakken.

De målte øyedosene varierer fra 39 - 140 % av persondosimeteravlesningen. I verste tilfelle kan en derfor regne øyedosen lik 140 % av persondosimeteravlesningen, men det ser ut til at øyedosen normalt vil være lavere enn persondosimeteravlesningen. Det skal imidlertid bemerkes at disse tallene gjelder uten bruk av blybriller. Studier har vist at det er bruk av blybriller og blyskjerm som ser ut til å redusere øyedosen mest.

Med en årlig arbeidsmengde på 900 prosedyrer ser det ikke ut til at noen av legene som er med i studien får en årlig effektiv dose som overskrider dosegrensen. Uten bruk av blybriller er det derimot en av legene der den estimerte årlige øyedosen er høyere enn dosegrensen. Dette tyder på at øynene kan være det strålebegrensende organ uten bruk av blybriller, og det anbefales derfor at leger som utfører intervensjonsradiologi bruker blybriller.

Referanser

1. Forskrift 21. november 2003 nr. 1362 om strålevern og bruk av stråling (Strålevernforskriften). Oslo 2003. <http://www.lovddata.no/cgi-wift/idles?doc=/sf/sf/sf-20031121-1362.html> (31.05.07)
2. Paulsen GU, Sekse T. Årsrapport fra persondosimetritjenesten ved Statens strålevern 2005. StrålevernRapport 2006: 18. Østerås: Statens strålevern, 2006. <http://www.nrpa.no/applications/system/publish/view/showLinks.asp?ips=1&archive=1001474> (31.05.07)
3. Chong N-S, Yin W-H, Chan P, Cheng M-C, Ko H-L, Jeng S-C, Lee J J-S. Evaluation of absorbed radiation dose to working staff during cardiac catheterization procedures. Chinese Medical Journal (Taipei) 2000; 63(11): 816-821.
4. Janssen RJN, Hadders RH, Henkelman MS, Bosll AJJ. Exposure to operating staff during cardiac catheterization measured by thermoluminescence dosimetry. Radiation Protection Dosimetry 1992; 43(1): 175-177.
5. Karppinen J, Parviainen T, Servomaa A, Komppa T. Radiation risk and exposure of radiologists and patients during coronary angiography and percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA). Radiation Protection Dosimetry 1995; 57(1-4): 481-485.
6. Kicken PJH., Kemerink GJ, Schultz FW, Zoetelief J. Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part II: Assessment of effective dose. Radiation Protection Dosimetry 1999; 82(2): 105-114
7. Marshall NW, Faulkner K. The dependence of the scattered radiation dose to personnel on technique factors in diagnostic radiology. British Journal of Radiology 1992; 65(769): 44-49.
8. McKetty MH. Study of radiation doses to personnel in a cardiac catheterization laboratory. Health Physics 1996; 70(4): 563-567.
9. Padovani R, Foti C, Malisan R. Staff dosimetry protocols in interventional radiology. Radiation Protection Dosimetry 2001; 94(1-2): 193-196.
10. Vañó E, Gonzáles L, Guibelalde E, Fernández JM, Teten JI. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. British Journal of Radiology 1998; 71(849): 954-960.
11. Zoretto M, Bernardi G, Morocutti G, Fontanelli A. Radiation exposure to patients and operators during diagnostic catheterization and coronary angioplasty. Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 1997; 40: 348-351.
12. Schultz FW, Zoetelief J. Estimating effective dose for a cardiac catheterization procedure with single or double personal dosimeters. Radiation Protection Dosimetry 2006; 118(2): 196-204.
13. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 85. Annals of the ICRP 2000; 30(2). Oxford: Pergamon Press / Elsevier, 2000.
14. Nonstochastic effects of ionizing radiation. International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 41. Annals of the ICRP 1984; 14 (3). Oxford: Pergamon Press, 1984.
15. 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.
16. Vañó E, Gonzáles L, Beneytez F, Moreno F. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimised interventional radiology laboratories. British Journal of Radiology 1998; 71(847): 728-733.
17. Granier R, Gambini J-D. Applied radiobiology and radiation protection. New York: Ellis Horwood Limited, 1990.
18. Hall EJ, Giaccia AJ. Radiology for the radiologist. 6th edition. Philadelphia, Pa: Lippincott, Williams & Wilkins, 2006.
19. Ionizing radiation: Part 1: X- and gamma-radiation, and neutrons: Summary of data and evaluation. IARC Monographs on the Evaluation of Carcinogenic Risks to Humans, volume 75.

- Lyon: International Agency for Research on Cancer, IARC, 2000. <http://monographs.iarc.fr/ENG/Monographs/vol75/volume75.pdf> (31.05.07)
20. Sources, effects and risks of ionizing radiation: UNSCEAR 1988 report to the General Assembly, with scientific annexes. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR. New York: United Nations Publications, 1988.
 21. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 1991; 21(1-3). Oxford: Pergamon Press, 1991.
 22. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRU Report 57. Bethesda, Md: International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, 1998.
 23. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. International Commission on Radiological Protection, ICRP publication 74. Annals of the ICRP 1996; 26, (3-4). Oxford: Pergamon Press, 1996.
 24. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and for determining their response as a function of photon energy – part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurements of their response as a function of energy and angle of incidence. ISO International standard 4037-3:1999. Geneva: International Organization for Standardization, ISO, 1999
 25. Franken Y. Guidance on the use of protective lead aprons in medical radiology: Protection efficiency and correction factors for personal dosimetry. I: 6th European ALARA Network Workshop, Madrid 2002. Occupational exposure optimization in the medical field and radiopharmaceutical industry: Proceedings. Madrid: Ministerio de Ciencia y Tecnologia, 2002: 135-139.
 26. Niklason LT, Marx MV, Chan H-P. The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters. Health Physics 1994; 67(6): 611-615.
 27. Faulkner K, Marshall NW. The relationship of effective dose to personnel and monitor reading for simulated fluoroscopic irradiation conditions. Health Physics 1993; 64(5): 502-508.
 28. Bozkurt A., Bor D. Simultaneous determination of equivalent dose to organs and tissues of the patient and of the physician in interventional radiology using the Monte Carlo method. Physics in Medicine and Biology 2007; 52(2): 317-330.
 29. Renaud L. A 5 year follow-up of the radiation exposure to in-room personnel during cardiac catheterization. Health Physics 1992; 62(1): 10-15.
 30. Wall BF, Harrison RM, Spiers FW. Patient dosimetry techniques in diagnostic radiology. Institute of Physical Science in Medicine, IPSM Report 53. Oxford: Bocaardo Press Limited, 1988.
 31. Harrison RM. Central-axis depth-dose data for diagnostic radiology. Physics in Medicine and Biology 1981; 26(2): 657-670.
 32. Siiskonen T, Tapiovaara M, Kosunen A, Lehtinen M, Vartiainen E. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. To be published in British Journal of Radiology. Published online before print December 6, 2006, doi:10.1259/bjr/26692771
 33. Masteroppgave
 34. Strålefysikk, stråleterapi, strålehygiene, strålebiologi. Statens Institutt for Strålehygiene. Oslo: Reprosentralen, Universitetet i Oslo, 1986.
 35. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. British Journal of Radiology. Supplement 25. London: British Institute of Radiology, 1996.
 36. Christodoulou EG, Goodsitt MM, Larson SC, Darner KL, Satti J, Chan H-P. Evaluation of the transmitted exposure through lead equivalent aprons used in a radiology department, including the contribution from backscatter. Medical Physics 2003; 30(6): 1033-1038.
 37. Johnson LW, Moore RJ, Stephen B. Review of radiation safety in the cardiac catheterization laboratory. Catheterization Cardiovascular Diagnostic 1992; 25(3): 186-194

38. Tsapaki V, Kottou S, Vano E, Faulkner K, Giannouleas J, Padovani R, Kyrozi E, Koutelou M, Vardalaki E., Neofotistou V. Patient dose values in a dedicated Greek Cardiac Centre. *British Journal of Radiology* 2003; 76(910): 726-730.
39. Williams JR. The interdependence of staff and patients doses in interventional radiology. *British Journal of Radiology* 1997; 70(833): 498-503.
40. Padovani R, Rodella CA. Staff dosimetry in interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry* 2001; 94(1-2): 99-103.
41. Padovani R, Malisan MR, Bernardi G, Vañó E, Neofotistou V. Optimisation of patient and staff exposure in interventional cardiology. I: Radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy: International conference held in Malaga, Spain, 26-30 March 2001. Contributed papers. International Atomic Energy Agency, IAEA C&S Papers CD Series no. 7. Wien: IAEA, 2001. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/csp_007c/Start.pdf 20.06.07
42. Delichas M, Psarrakos K, Molyvda-Athanassopoulou E, Giannogolu G, Sioundas A, Hatzioannou K, Papanastassiou E. Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures. *European Journal of Radiology* 2003; 48(3): 268-273.
43. Tsapaki V, Kottou S, Patsilinos S, Voudris V, Cokkinos DV. Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter. *Radiation Protection Dosimetry* 2004; 112(2), 245-249.
44. Paulsen GU, Sekse T, Widmark A. Årsrapport fra persondosimetritjenesten ved Statens strålevern 2004. *StrålevernRapport* 2005: 16. Østerås: Statens strålevern, 2005. http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Stralevernrapport/2005/StralevernRapport_16_2005.pdf (04.06.2007)
45. Maeder M, Rocca HPB-L, Wolberg 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
46. Friberg EG, Widmark A, Olerud HM, Tynes T, Saxebøl G. Veileder om medisinsk bruk av røntgen- og MR-apparat underlagt godkjenning. Veileder til forskrift om strålevern og bruk av stråling. Veileder nr. 5 Østerås: Statens strålevern, 2005. http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Veiledere/Veileder_5.pdf (25.09.2007)

Vedlegg Vedlegg A: Målte doser

Tabell 7-1: Målte doser for lege 1 til og med 14, laveste målbare dose ved hver måling og effektiv dose regnet ut ved NM (som beskrevet i kapittel 4.7).
Dosene er oppgitt i μSv .

Plassering	Sykehus 1		Sykehus 2		Sykehus 3		Sykehus 4		Sykehus 5		Sykehus 6		Sykehus 7		Sykehus 8	
	Lege 1	Lege 2	Lege 3	Lege 4	Lege 5	Lege 6	Lege 7	Lege 8	Lege 9	Lege 10	Lege 11	Lege 12	Lege 13	Lege 14		
Øye																
Venstre øye	253	177	503	215	376	389	485	358	148	1787	1205	233	296	510		
Panne	206	113	440	209	325	316	433	287	122	1403	856	179	203	415		
Krage																
Foran			353	82	366	335	671	471	178	1609	569	188	130	483		
Bak			22	13	83	50	95	67	25	159	89	19	24	83		
Blyfrakk																
Øverst over			292	292	57	44	509	442	178	369	177	55	196	610		
Nest øverst over			625	293	798	438	667	650	329	1440	764	205	298	1208		
Midterst over			892	424	741	1059	1274	756	383	1809	757	346	520	1689		
Nest nederst over			1265	411	483	1954	1162	975	547	1867	1364	545	1497	1617		
Nederst over			672	565	199	1715	1505	1280	616	2613	1900	696	728	1191		
Øverst under			104	16	16	38	12	17	8	26	8	5	5	23		
Midt under			206	92	47	115	66	64	8	38	38	26	40	62		
Nederst under			208	84	47	182	57	69	29	68	44	43	82	22		
Persondosimeter																
1	337	311	963	359	910	366	1294	836	274	1889	948	205	255	804		
2	318	313	975	373	1011	416	1154	857	285	1840	807	205	250	784		
Deteksjonsgrense	29		36		10	13		13		19		17		39		
Effektiv dose (NM)			209,9	88,1	53,2	152,2	73,7	74,6	21,7	84,1	32,9	37,9	62,0	50,8		

Vedlegg B: Oversikt over beskyttelsesutstyr, antall måledager og prosedyrer

Tabell 7-2: Oversikt over beskyttelsesutstyr, antall måledager og prosedyrer for lege 1 til og med 14. Under: frakk står D for dobbeltspent blyfrakk. Under prosedyrer innebefatter andre innlegging av pacemaker og utblokking av årer i underekstremiteter.

Sykehus	Lege	Beskyttelse			Antall Måledager	Prosedyrer				Gj.tid [Min]	
		Frakk	Krage	Briller		Angio	Angio+PCI	PCI	Andre		DAP [Gycm ²]
1	1	0,25 D	Ja	Nei	2	7	2	2		382,3	64,8
	2	0,25 D	Ja	Nei	2	6	5			280,8	32,6
2	3	0,25 D	Ja	Ja	4	7	10			1669,7	238,51
	4	0,25 D	Ja	Ja	4	9	4		1	620	102,13
3	5	0,25 D	Ja	Ja	3	12	3	1		680,3	92,87
4	6	0,35	Ja	Nei	3	10	5			1489,5	114
	7	0,35	Ja	Nei	3	8	5			975,9	91,35
5	8	0,35	Ja	Ja	5	10	6	1		1170,3	201,12
	9	0,35	Ja	Nei	5	10	5			710,7	89,2
6	10	0,5	Ja	Ja	3	6	2			682,1	75,08
	11	0,5	Ja	Ja	3	6	6			1128,1	95,93
7	12	0,35	Ja	Ja	3	4	8			1059,32	160
	13	0,35 D	Ja	Nei	4	16	8			1364,27	314,4
8	14	0,35	Ja	Ja	4	8	4		4	702,42	180,42



Statens strålevern
Norwegian Radiation Protection Authority

StrålevernRapport 2007:1

Virksomhetsplan 2007

StrålevernRapport 2007:2

Representative doser i Helse Øst. Representative doser for røntgendiagnostikk rapportert fra virksomheter i Helse Øst høsten 2006

StrålevernRapport 2007:3

Radioecological consequences of a potential accident during transport of radioactive materials along the Norwegian coastline

StrålevernRapport 2007:4

Measuring radon levels at high exposures with alpha-track detectors. Calibration and analysis

StrålevernRapport 2007:5

Upgrading the Regulatory Framework of the Russian Federation for the Safe Decommissioning and Disposal of Radioisotope Thermoelectric Generators

StrålevernRapport 2007:6

Stråledose til screena kvinner i Mammografiprogrammet i 2005 og 2006

StrålevernRapport 2007:7

Implementation of the Obligations of the Convention on Nuclear Safety in Norway

StrålevernRapport 2007:8

Årsrapport fra persondosimetritjenesten ved Statens strålevern 2006