

RAD 3902

Kull 07HBRAD

Bacheloroppgave i radiografi

Kandidatnr.: 070730, 070729



Kvalitetssikringsprosjekt: Kollimering i konvensjonell røntgen

Quality assurance: Collimation in conventional radiography

Lisa Nereng og Rebekka Grande Loen

Høgskolen i Gjøvik

Seksjon for radiografi og helseteknologi

Mai 2010

Antall ord: 10 000

Veileder: Eva Nergård

Forord

Denne oppgaven er resultat av noe av det vi har opplevd, observert og erfart i løpet av de praksisperiodene vi har hatt. Temaer som kollimering og strålehygiene er noe vi ser på som spennende og viktig. Veien til målet har vært lang, men opplysende og lærerik.

Vi vil også gjøre oppmerksom på at skissene av bildekriteriene er laget av forfatterne selv.

Perioden har bydd på noen utfordringer, men med god hjelp fra flinke folk har vi kommet i havn og fått en presentabel bacheloroppgave. I den forbindelse har vi mange å takke; Sykehuset Innlandet divisjon Gjøvik og Elverum for at vi fikk utføre dette kvalitetssikringsprosjektet for dem. Vi har hatt god kontakt og med avdelingsleder Jarle Brudevoll og Gro Christensen som har vært veldig positive. Kari Holter var vår kontaktperson ved Gjøvik sykehus. Anders Widmark i Statens Strålevern har gitt oss mye nyttig informasjon. Eva Nergård som har vært vår veileder og gitt gode råd underveis. Vi vil gi en stor takk til alle som har vært en del av denne oppgaven.

Sammendrag

Bakgrunn

Kollimering er en viktig del av radiografens arbeid. Med denne oppgaven vil vi sette fokus på betydningen av kollimering, og hva det kan ha å si for pasientens stråledose.

Metode

I denne oppgaven er det benyttet en kvantitativ metode, med indirekte og strukturert observasjon. Vi utførte målinger på tre skjelettlabber (lab A, B og C), ved Sykehuset Innlandet, divisjon Gjøvik og Elverum. Målingene gjelder konvensjonelle røntgenundersøkelser av pelvis, hofte, LS-columna og thoracalcolumna.

Resultat

Pelvis har et gjennomsnittsavvik mellom eksponert- og optimalt bildefelt på 28% på lab A, 20% på lab B og 2% på lab C. Hofte AP har et gjennomsnittsavvik på 78% på lab B og 45% på lab C. Hofte lauenstein har et gjennomsnittsavvik på 114% lab A, 82% på lab B og 63% på lab C. På LS-columna AP er gjennomsnittsavviket på lab A 28% og 10% på lab B. LS-columna har et gjennomsnittsavvik på lab A på 54% og 29% på lab B. Gjennomsnittsavviket på IS-ledd AP/PA på lab A er 59% og 29% på lab B. Sacrum side har et gjennomsnittsavvik på 171% på lab A og 83% på lab B. I tillegg blir det presentert avvik i effektiv dose.

Konklusjon

Det er varierende vor store avvikene er og det kan være faktorer som spiller inn på feltstørrelsen. Flere av projeksjonene har store avvik og har potensial for forbedringer.

Innholdsfortegnelse

| | |
|--|----|
| 1.0 Innledning | 1 |
| 2.0 Teori | 2 |
| 2.1 Kollimering og Spredt stråling..... | 2 |
| 2.2 Absorpsjon i vev | 3 |
| 2.3 ALARA..... | 5 |
| 2.4 Biologiske effekter som følge av ioniserende stråling..... | 6 |
| 2.5 Effektiv dose og organdoser | 7 |
| 2.6 DAP..... | 8 |
| 2.6.1 Omregning fra DAP til effektiv dose..... | 8 |
| 3.0 METODE | 9 |
| 3.1 Tillatelser for gjennomføring | 10 |
| 3.2 Utvalg..... | 10 |
| 3.3 Bildekriterier | 13 |
| 3.4 Skjema..... | 13 |
| 3.5 Gjennomføring av observasjonene..... | 14 |
| 3.6 Fra målinger til resultat | 15 |
| 3.7 Artikkelsøk..... | 16 |
| 4.0 Resultater..... | 17 |
| 4.1 LAB A..... | 18 |
| 4.2 LAB B | 24 |
| 4.3 LAB C..... | 31 |
| 5.0 Diskusjon | 33 |
| 5.1 Diskusjon av resultater..... | 34 |
| 5.1.1 Faktorer som kan ha innvirkning på feltstørrelse..... | 37 |
| 5.2 Diskusjon av avvik i dose | 39 |

| | |
|--|----|
| 5.3 Resultater opp mot teori | 40 |
| 5.3.1 Spredt stråling og ALARA..... | 40 |
| 5.3.2 Effektiv dose og biologiske effekter | 41 |
| 5.4 Metodekritikk..... | 42 |
| 5.4.1 Validitet og reliabilitet | 43 |
| 5.5 Videre forskning..... | 44 |
| 6.0 Avslutning..... | 45 |
| 7.0 Litteraturliste | 46 |

Vedlegg

Vedlegg 1. Brev til personvernombudet

Vedlegg 2. Bildekriterier..... I – X

Vedlegg 3. Registreringsskjema

Tabell- og figurliste

| | |
|---|----|
| Tabell 1: viser resultat av artikkelsøk | 16 |
| Figur 1 | 18 |
| Figur 2 | 18 |
| Figur 3 | 19 |
| Figur 4 | 19 |
| Figur 5 | 20 |
| Figur 6 | 20 |
| Figur 7 | 21 |
| Figur 8 | 21 |
| Figur 9 | 22 |
| Figur 10 | 22 |
| Figur 11 | 23 |
| Figur 12 | 23 |
| Figur 13 | 24 |
| Figur 14 | 24 |
| Figur 15 | 25 |
| Figur 16 | 25 |
| Figur 17 | 26 |
| Figur 18 | 26 |
| Figur 19 | 27 |
| Figur 20 | 27 |
| Figur 21 | 28 |
| Figur 22 | 28 |
| Figur 23 | 29 |
| Figur 24 | 29 |
| Figur 25 | 30 |
| Figur 26 | 30 |
| Figur 27 | 31 |
| Figur 28 | 31 |
| Figur 29 | 32 |

1.0 Innledning

Temaet for bacheloroppgaven vår er kollimering av røntgenbilder. Det vi vil se på er hvor bra røntgenbilder er kollimert, og om bildene kunne vært bedre innblendt. Vi vil også se på hva kollimeringen har å si for pasientens stråledose.

Dette er et tema som har opptatt oss etter hvert som vi har tilegnet oss kunnskap om radiografyrket. Kollimering er en viktig del av radiografens arbeid og er en grunnleggende del i optimalisering av bilder.

Formålet med oppgaven er å sette fokus på betydningen av kollimering, og hva det kan ha å si for pasientens stråledose. Vi har ikke lyktes i å finne noe tidligere forskning på dette område. Det vi vet er at god kollimering har mye å si for både stråledosen til pasienten og bildekvaliteten.

Vår problemstilling er: Hvor nøyaktig er kollimeringen i konvensjonell røntgen?

Vi har valgt å avgrense dette til røntgenbilder av pelvis, hofte, LS- og thoracalcolumna. Disse organene ligger sentralt i kroppen og gir høyest stråledose innen konvensjonell røntgen. I tillegg vil vi også se på hvor mye stråledose som kunne vært spart der vi ser det er tatt for store feltstørrelser.

Vi synes dette er radiograffaglig relevant fordi det er viktig å ha fokus på stråledosen en gir til pasienten. Det er viktig å være nøyaktig i arbeidet sitt, og en god radiograf skal ha god kollimeringsteknikk. Vår forforståelse er at det er store variasjoner på kollimeringsteknikkene til radiografene. Vi tror at mange tar et litt større felt enn nødvendig. Vi tror også det er mulig å spare stråledose ved nøyaktig kollimering.

2.0 Teori

2.1 Kollimering og Spredt stråling

En viktig del av radiografens arbeid er å ha en god kollimeringsteknikk. Ved å være nøye med å blende inn slik at man kun får med området av klinisk interesse, kan gi store fordeler for pasienten. Riktig kollimering av strålefeltet reduserer pasientdosen ved å begrense volumet på det bestrålte vevet. Det resulterer også i forbedret bildekontrast, med et skarpere bilde som kan være lettere å diagnostisere (Bushong 2008; Willis 2004).

Kollimering er viktig når det gjelder å begrense spredt stråling. Spredt stråling er de fotonene som vekselvirker i pasienten, noe som gjør at de mister energi og endrer retning. Det gjør at de spres i pasienten og bidrar til støy i bilde og lavere bildekontrast. Bilde vil fremstå som grått og matt, forårsaket av den spredte strålingen. Et større bildefelt vil derfor resultere i at den spredte strålingen øker. Det er tre primærfaktorer som påvirker den relative intensiteten av spredt stråling som når detektoren: kVp, feltstørrelse og pasienttykkelse (ibid).

Bildetakingen av tykke deler av kroppen resulterer i mer spredt stråling enn bilder av tynne deler av kroppen. Ulike typer av vev, som muskler, fett og ben, samt patologi utgjør en stor del av produksjonen av spredt stråling. Det er derfor av betydning hvilken kroppsdel som blir tatt bilde av. Hvis man sammenligner røntgenbilder av ekstremiteter med større beinstrukturer, som thorax og pelvis, vil en se stor forskjell i skarpheten. Dette er fordi det blir mindre spredt stråling i tynnere deler av kroppen. For eksempel hvis en tar bilde av en hånd som er ca 3 cm tykk med 70kVp vil det resultere i 45% spredt stråling, mens om man tar bilde av en 30 cm tykk abdomen med samme parametre vil nesten 100% bli spredt stråling (ibid).

Når feltstørrelsen på primærstrålen minsker, vil pasientdosen også minske. Et økt bildefelt vil øke den totale dosen selv om en prøver å kompensere ved og justerer mAs og kVp fordi et større vevsfelt blir bestrålt. (Carlton og Adler 2006)

Riktig begrensning vil holde den totale mengden av bestrålt vev til et minimum, og ha stor betydning for både bildekvalitet og reduksjon av pasientdose (Carlton og Adler 2006).

Når volumet av det bestrålte vevet øker, øker mengden spredt stråling. Volumet øker når felt størrelsen øker eller som tykkelsen på pasienten øker. Et større felt vil tillate at flere fotoner vekselvirker med vevet, og det vil da oppstå mer spredt stråling. Store kroppsdeler har mer vev der fotoner kan vekselvirke, noe som resulterer i større produksjon av spredte fotoner. Derfor skal en alltid bruke minst mulig feltstørrelse (ibid).

Mengden spredt stråling er proporsjonell med strålefeltets størrelse, det bestrålte volumet og fotonenergien hos primærstrålefeltet (Neubeck 2005). I artikkelen "*A study of scatter in diagnostic X-ray rooms*" har McVey og Weatherburn (2004) kommet frem til at spredt stråling har et lineært forhold til feltstørrelse når arealet er mindre enn 2500cm^2 , mens HMSO (Handbook of Radiological Protection), som artikkelen sammenligner sine resultater med, viser at det lineære forholdet gjelder under 4000cm^2 .

2.2 Absorpsjon i vev

Atomnummeret av det bestrålte materie har også en innvirkning på spredt stråling. Jo høyere atomnummer materiet har, jo flere elektroner er det i atomet. Fotonet har dermed større sjanse for å treffe et elektron og lage en vekselvirkning. Strålingen vil bli mer absorbert når den treffer en materie med et høyt atomnummer, og det vil da bli større kontrast i bilde og mindre spredt stråling. Ben absorberer mer stråling og lager mindre spredt stråling enn bløtvev (Carlton og Adler 2006).

Den største variabelen radiografen møter ved en røntgenprosedyre er pasienten. Menneskekroppen er sammensatt av et mangfold av substanser. På atomnivå består kroppen primært av hydrogen, karbon, nitrogen og oksygen. Disse elementene har henholdsvis atomnummer 1,6,7 og 8. Kalsium, som man finner i konsentrerte mengder i ben og tenner, har atomnummer 20 (ibid).

Sammensetningen av menneskekroppen bestemmer bildets utseende.

Menneskeanatomien og -fysiologien er ganske kompleks. Studerer man absorpsjonskarakteristikken av kroppen er det fire hovedsubstanser som står for mesteparten av variasjonene i røntgenabsorpsjon: luft, fett, muskler og ben (Carlton og Adler 2006).

Luft

Luft har et effektivt atomnummer på 7.78, som er større enn fett og muskler. Tross det litt høyere effektive atomnummeret, har luft en signifikant lavere vevstetthet. Som et resultat, vil luft absorbere færre fotoner, og flere fotoner vil nå bildemottakeren. Luft er naturlig tilstede i lunger, sinuser og i en liten del av gastrointestinaltractus. På et typisk radiografi av abdomen kan luft ofte bli sett i ventrikkelen og colon (ibid).

Fett

Fett er ganske likt muskler, begge er blant bløtdelsstrukturer i kroppen. Det effektive atomnummeret til fett er litt mindre enn musklers. I tillegg har fett mindre vevstetthet enn muskler. Muskelceller er mer tettpakket enn fettceller. Mengden fettvev varierer betydelig mellom pasienter. Selv om dette er tilfelle for muskelvev også, vil variasjonen være mindre tydelige og derfor ha mindre effekt på den samlede svekkingen av røntgenstrålen. På et røntgenbilde av abdomen kan man ofte se konturen av nyrene på grunn av den perirenale fettkapselen som omringer dem (Carlton og Adler 2006).

Muskler

Som fett er muskler ett bløtvev. Muskler har et litt høyere effektivt atomnummer og større vevstetthet enn fett. Dette vil resultere i at muskler utgjøre en større svekking av stråler. På røntgenbilde av abdomen vil det ofte være lett å skjelne psoasmuskelen på hver side av columna, på grunn av den økte absorpsjonen i musklene (ibid).

Ben

Skjellettanatomien er lett å se på røntgenbilder fordi ben inneholder mye kalsium. Kalsium har høyere atomnummer enn andre elementer som er i menneskekroppen. Ben har det høyeste effektive atomnummeret av de fire basissubstansene. Det har også den største vevstettheten og absorberer stråler på et høyere nivå enn bløtvev eller luftfylte strukturer. Denne absorpsjonen betyr at færre foton vil nå bildemottakeren. På et røntgenbilde av abdomen vil man lett skjelve costae, columna og bekken på grunn av den økte røntgenstråleabsorpsjon som oppstår i ben (Carlton og Adler 2006).

2.3 ALARA

ALARA (as low as reasonable achievable) er et grunnleggende prinsipp innen strålevern. Dette vil si at alle røntgenbildene skal utføres med lavest mulig stråledose, samtidig må bildet ha en god kvalitet og gi ønsket diagnostisk informasjon. All stråledose vil gi en viss risiko for å utvikle biologiske effekter. Sannsynligheten for biologiske effekter øker med stråledosen. Det er derfor viktig å holde stråledosen så lav som mulig. Det handler om valg av apparatur og prosedyrer ut fra tekniske, praktiske, økonomiske og samfunnsmessige forhold. Det er utviklet standardiserte protokoller for å sikre optimal røntgenundersøkelse av pasienten, men det krever også individuell tilpasning (Statens Strålevern 2008).

Ved å øke kunnskapen om strålevern kan man endre prinsippet om at en skal ha så god bildekvalitet som mulig, til at en skal ha så god bildekvalitet som en trenger. Stråledosen til pasienten skal ikke være høyere enn nødvendig, men fortsatt ha bra nok bildekvalitet for å stille riktig diagnose. ALARA trenger ikke alltid å bety den laveste pasientdosen, ikke når det resulterer i et bilde med liten diagnostisk verdi (Uffmann og Schaefer-Prokop 2009).

Retningslinjene for konvensjonell røntgen inkluderer riktig kollimering, riktig avstand mellom røntgenrøret og detektoren, fokusstørrelse og pasientposisjonering. Det er like viktig for den digitale teknologien, som for den analoge. Med den digitale teknologien har man en tendens til ikke å være så nøyaktig med disse parametrene siden man i

etterkant kan bearbeide bildene, og likevel få det optimale røntgenbildet (Uffmann og Schaefer-Prokop 2009).

Riktig kollimering av røntgenstrålene er viktig for både strålevern og bildekvaliteten i både CR (computed radiography) og DR (digital radiography). Det optimale bildefeltet avhenger av den individuelle pasienten, og det er radiografens ansvar å ta hensyn til pasientstørrelse, det diagnostiske spørsmålet og de individuelle anbefalingene for undersøkelsestypen. Dette er spesielt viktig i digital radiografi hvor det ikke blir benyttet kassetter. Uavbrutt trening, vedlikeholding, tilsyn og tilbakemeldinger er viktige faktorer for å sikre riktig bruk og radiografiske teknikker i forhold til ALARA prinsippet (ibid).

2.4 Biologiske effekter som følge av ioniserende stråling

Stråledosen kan skade eller ødelegge vev når ioniserende stråling vekselvirker med levende celler. Cellen er den minste enheten i en levende organisme. De biologiske virkningene av ioniserende stråling avhenger av flere faktorer, det er stråledose, dosehastighet (hvor fort dosen gis) og cellenes følsomhet for stråling. De cellene som deler seg raskt er mer strålefølsomme enn de som har en langsommere celledeling. Organer med en kraftig celleproduksjon er mer strålefølsomme enn andre, slik som gonader, øyelinse, rød benmarg, brystkjertelvev, tarmepitel og thyroidea (Statens Strålevern 2009; Neubeck 2005).

Skader forårsaket av stråling kan være forstyringer i mitosen (celledeling), celledød og mutasjoner. Hvis en stråleskadet celle må utføre en funksjon før den har hatt tid til å reparere seg selv, vil den enten være ut av stand til å reparere seg, bli feilreparert eller ikke bli fullstendig reparert. Resultatet kan være at cellen ikke klarer å opprettholde sin normale funksjon, eller er til skade for andre celler. Disse endrede cellene kan være ute av stand til å reprodusere seg selv eller reprodusere seg ukontrollert. Dette steget utgjør første delen i overgangen fra en frisk celle til en cancercelle. Når dette skjer i kjønnsceller kan det føre til genetiske forandringer hos fremtidige barn. Risikoen for å utvikle cancer er nesten lineær med stråledosen (Neubeck 2005, UiO 2008).

Helseskader av ioniserende stråling kan deles inn i akutte stråleskader, senskader og forsterskader. Senskader kan oppstå etter en latenstid, og kan opptre uansett dosenivå. Det kan være ulike former for kreft eller skade på arvestoffet. På foreldre kan skader på arvestoffet gi arvelige sykdommer. Senskadene fra ioniserende stråling kan oppstå flere år etter bestrålingen (UiO 2008).

2.5 Effektiv dose og organdoser

For å regne ut den effektive dosen må man kjenne til absorbert dose og ekvivalent dose. Absorbert dose er et mål på den energien som blir absorbert per kilo kroppsvev. Enheten på absorbert stråling er grey (Gy). For å få den ekvivalente dosen må man multiplisere den absorberte dosen med vekt faktoren til den aktuelle type stråling. Ved røntgen blir det brukt gammastråling som har vekt faktoren 1, dermed vil den absorberte dosen og den ekvivalente dosen være lik innen røntgendiagnostikk. Ekvivalent dose har benevnelsen Sievert (Sv) (Statens Strålevern 2009).

Effektiv dose er en relativt viktig doseindikator når det gjelder å optimalisere røntgenprosedyrer. Grunnen til dette er at den effektive dosen også inkluderer dosen til dypere vev, noe som huddose (ESD) og dose-areal produkt (DAP) ikke gjør. Den effektive dosen er summen av ekvivalent dose for ulike vev og organ i kroppen som er vurdert til å være strålefølsomme. Det er altså tatt hensyn til at ikke alt vev er like sensitivt for effekten av ioniserende stråling. Det vil si at senvirkninger av stråling vil være forskjellig ved ulike organ og vev (Martin 2007; Martin 2008; Statens Strålevern 2009).

Effektiv dose kan ikke relateres direkte til risikoen for stråleskade siden det er kjent at det varierer med alder og kjønn. Sensitiviteten til forskjellige vev varierer med alder på forskjellige måter. For eksempel er sjansen for å utvikle cancer mammae som følge av stråling størst i puberteten, og cancer i abdomen er størst for de under 30 år, mens risikoen for å utvikle cancer pulm er høyest mellom 40-65 år (Martin 2007; Martin 2008).

Summerer vi den absorberte dosen til de ulike organene og vekter den med følsomheten organet har for ioniserende stråling får vi den effektive dose (Statens strålevern 2009).

2.6 DAP

Dose areal produkt er en størrelse som ikke bare reflekterer dose, men også volum og vev som er bestrålt; derfor er det kanskje en bedre indikator for risiko enn dose. DAP uttrykkes i $Gycm^2$. DAP øker med økt strålefelt, selv om dosen er uforandret. Lite bildefelt resulterer i lavere DAP og mindre risiko, fordi en liten del av vevet blir bestrålt. DAP kan bli brukt til å monitorere stråling på bildesystemer ved konvensjonell røntgen og gjennomlysning. DAP-meter begynner å bli mer vanlig på røntgenapparater. Som regel er måleinstrumentet plassert nærme strålekilden under kollimatoren, før strålen treffer pasienten. Risikoen for skade på huden der strålen treffer pasienten kan man få ved å dele DAP målingen med arealet av strålingen som treffer huden. Bruk av DAP monitorering for å måle strålingsintensiteten er en god måte for å ha fokus på strålevern og holde pasientdosene lave (Bushong 2008).

2.6.1 Omregning fra DAP til effektiv dose

Når en kjenner dose-areal produktet for undersøkelsen kan man regne ut den effektive dosen ved hjelp av omregningsfaktorer. Ved hjelp av Monte Carlo teknikken har man kommet fram til omregningsfaktorene. Det er en teknikk som simulerer vekselvirkningen i pasienten. Omregningsfaktorene er bare gjennomsnittsverdier, men kan gi en indikasjon på den effektive dosen. Disse omregningsfaktorene gjelder kun voksne (Statens Strålevern 2007).

Ved konvensjonell røntgenundersøkelser er omregningsfaktoren for LS-columna 0,21 og ved pelvis 0,29 (ibid).

3.0 METODE

I denne oppgaven har vi valgt å benytte en kvantitativ metode, med indirekte og strukturert observasjon. Vi synes dette er den beste metoden for å få svar på problemstillingen vår. Det vi vil finne ut er hvordan røntgenbildene som er tatt samsvarer med gitte bildekriterier, og hva et for stort bildefelt har å si for stråledosen. Ved å benytte denne metoden vil vi kunne presentere et resultat som sier noe om størrelsen på bildefeltet, og den effektive dosen.

Det som kjennetegner en kvantitativ metode er at den går i bredden, den tar for seg et stort antall undersøkelsesobjekter og får fram det som er felles/representativt (Dalland 2007).

Vi har sett på flere ulike metoder for å finne ut hvilken som passer best til vår studie. Med kvalitativ studie med intervju, så vil det være vanskelig å få svar på vår problemstilling. Vi får da svar på holdninger og ikke det som blir gjort i praksis. Man får ikke et konkret svar på hvor mye det blir blendet inn. Under kvantitativ metode har vi vurdert både spørreskjema og observasjon. Vi antar at med spørreskjema og intervju vil radiografene svare noe annet enn det de faktisk gjør i praksis, at de svarer det som de mener er riktig. Det finnes flere former for observasjon. Vi ser det som mest hensiktsmessig å bruke en indirekte og strukturert observasjon. Dette fordi vi da kan vi gå inn på arbeidsstasjonen og hente de dataene vi trenger for å besvare problemstillingen.

Hadde vi valgt direkte observasjon og fulgt de daglige rutinene til radiografene for å se hvordan han/hun praktiserer kollimering, ville vi fått et inntrykk om hvordan innblending praktiseres. Vi ville sett hvordan samhandlingen mellom pasient og radiograf foregikk, og om det var noen spesielle hensyn radiografen måtte ta. Ved å være til stede og observere det som foregår, tror vi det kan påvirke arbeidet til radiografen. Det at radiografen vet at vi er der for å se på innblendingsteknikken, antar vi vil føre til at vedkommende vil være mer nøye med arbeidet sitt. Ved å benytte denne formen for observasjon får vi ikke noe sammenlignbart tallmateriale.

Indirekte observasjon gir bedre svar på det vi er ute etter i vår problemstilling. Vil vi da ikke være til stede mens radiografen utfører sitt arbeid, og våre observasjoner vil ikke påvirke radiografens handlinger. Vi vet da heller ikke hvem som har tatt de bildene vi observerer, og observasjonene vil være objektive. Siden vi er ute etter presise og konkrete data, ser vi det som hensiktsmessig å bruke en strukturert form for observasjon, der vi kan gjøre målinger og fylle ut et registreringsskjema.

3.1 Tillatelser for gjennomføring

Dette er et kvalitetssikringsprosjekt som vi gjennomfører på vegne av Sykehuset Innlandet (SI), divisjon Gjøvik og Elverum (Vedlegg 1). I den forbindelse fylte vi ut et registreringsskjema som gjelder for all forskning og kvalitetsprosjekter som skal utføres i SI.

Vi har sendt inn et meldeskjema til personvernrådgiver Helge Grimnes i personvernombudet.

Studien vedrører ingen personlige opplysninger, og det er ikke mulig å spore tilbake til pasienten, noe som førte til at prosjektet lot seg gjennomføre.

Vi har fått egen b-bruker slik at vi kunne logge oss i på RIS og PACS. RIS og PACS ansvarlig ved Gjøvik har sperret de funksjonene vi ikke trenger, slik at det kun var de funksjonene som var nødvendige for å hente ut de dataene vi trenger som var tilgjengelige.

3.2 Utvalg

Studien gjøres ved sykehusene i Gjøvik og Elverum med bakgrunn i at de begge har ortopediske avdelinger, og det blir gjort mye skjelettrøntgen ved disse sykehusene. Valget av sykehus har også vært hensiktsmessig siden prosjektet har begrenset tidsperiode, en akseptabel reiseavstand og et overkommelig, men tilstrekkelig datamateriale.

Vi har tatt en avgjørelse om at vi går igjennom et ukeprogram på hvert av sykehusene. Vi har valgt to tilfeldige uker, og var en uke på hvert av sykehusene.

Studien blir gjennomført på tre skjelettlabber, to av disse labbene er heldigitale (DR) og en hvor det blir benyttet bildeplater (CR). Vi har bare valgt å ha med de prosedyrene som følger vanlige bildekriterier, og ikke spør om spesialbilder. De prosedyrene vi har valgt ut er:

- Pelvis og hofte. Disse har vi valgt fordi det ligger sentralt i kroppen, og det er store beinstrukturer som trekker mye dose. I dette område ligger mange strålefølsomme organer, for eksempel gonader, og det kan være mye å hente ved god kollimering.
- Lumbosacralcolumna (LS-columna). Her er det også store beinstrukturer, der det ligger strålefølsomme organer rundt. Her blir det tatt fire bilder, og det er derfor viktig å redusere stråledosen så mye som mulig.
- Thoracalcolumna. Det er en projeksjon som krevet stort bildefelt, og høye doser.

Generelt sett har vi valgt disse prosedyrene fordi disse områdene ligger sentralt i kroppen og trenger størst stråledose for å få tilfredsstillende bildekvalitet. Det er her det vil bli mest å hente i forhold til å spare stråledose til pasienten ved å redusere bildefeltet (Bushong 2008).

For å få sammenlignbart materialet har vi måttet ekskludere undersøkelser der man må improvisere og andre bildekriterier blir gjeldene.

- Øyeblikkelig hjelp (ø-hjelp) har vi valgt å ekskludere fordi en ikke alltid vet hva man ser etter, og det kan derfor være nødvendig å dekke et større felt. I tillegg kan pasienten ha store smerter og man må være effektiv, og det er da mulig man må improvisere. Ved enkelte tilfeller kan det være at man oppdager bifunn og må ta et nytt bilde med større bildefelt.
- Pre- og postoperative bilder. Preoperative bilder blir som regel tatt med kalibreringskule, og det er varierende hvordan man får plassert den, og det er litt varierende hvor lange bildefelt som blir tatt. Det gjør det vanskelig for oss å vurdere feltstørrelsen på bildet. Postoperative bilder blir som oftest tatt i seng,

og pasientene kan være litt dårlige. Det blir heller ikke tatt lauenstein bilder, men eventuelt innskutt. Man tar samme hensyn som ved ø-hjelp.

- I de tilfeller der det er utpreget skjev rygg som man kan karakterisere som kyfose, lordose eller skoliose, har vi gjort vurderinger på hvor mye det går utover normale bildekriterier. Ofte blir det tatt et større bildefelt på disse pasientene, og det kan være vanskelig å sentrere riktig og få en riktig størrelse på bildefeltet.
- Vi utelukker barn og ungdom under 20 år. Det blir ofte gjort vurderinger i forhold til barn når det gjelder bildefelt og for å holde stråledosene lave. Små barn har en tendens til å være urolige, og man må handle raskt og ta det bilde man får. For å definere barn og ungdom har vi gått ut i fra når skjelettet er fullstendig utvokst. I følge Nordbotten (2006) avsluttes forbeiningen ved 15-20 årsalderen, da vil epifysesnivåene erstattes med beinvev.
- Vi har utelukket kontroller av innsatt implantat der det er tatt spesialbilder med tanke på å få med hele implantatet og dens stilling. De bildene der det er brukt vanlige projeksjoner har vi valgt å inkludere i studien.
- Stående bekken der det er spørsmål om beinlengdeforskjell eller andre målinger, har vi valgt å utelukke siden det ikke tas nok undersøkelser til at vi får et godt nok sammenligningsgrunnlag.
- Underveis i datainnsamlingen kom vi bort i undersøkelser som var en del av en studie, osteoporosestudie, der det kun ble tatt lateralbilde LS- og thoracal columna. Vi valgte å utelukke disse siden disse fulgte andre bildekriterier enn standard.
- Vi ekskluderer omtaksbilder siden det er ulike grunner til at radiografen har valgt å ta opp igjen bilde. En av grunnene kan være at de har kuttet strukturer som er av interesse, og målingene våre blir da feil.

3.3 Bildekriterier

For å kunne gjøre målingene utarbeidet vi bildekriterier til hver projeksjon. Vi har gått ut i fra anbefalt litteratur, Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy og Merrill`s atlas of radiographic positioning & procedures, og konferert med radiolog for å komme frem til bildekriteriene. Radiologen var enig i de bildekriteriene vi hadde utarbeidet og skissert (vedlegg 2), men ved columna kunne en godta et litt lengre bildefelt. En corpus vertebrae ekstra vil kunne være av diagnostisk verdi, det er viktigere å ha god innblending i bredden siden det der er lite nyttig informasjon. Da vi utførte målingene tok vi hensyn til dette.

3.4 Skjema

For å få oversikt over målingene som ble gjennomført, utarbeidet vi et registreringsskjema (vedlegg 3). Dette for å gjøre det mer systematisk og greiere å bearbeide i etterkant. Det inneholder kun de opplysningene som er nødvendige for å utarbeide et resultat. Skjemaet inneholder ingen sensitive opplysninger som kan føre tilbake til verken pasient eller radiograf. Det eneste vi registrerte utenom målingene er hva slags sykehus de ble utført på. Hver prosedyre har sitt skjema, men utformingen av skjemaene er den samme. Dette er for å få bedre oversikt, og kunne skille mellom de ulike projeksjonene.

Skjemaet inneholder følgende:

- I de to første kolonnene har vi nummerert undersøkelsene og registrert hva slags dag de er tatt på. Vi har notert oss dag 1, dag 2 osv. for å gjøre innsamlingen av data mer oversiktlig og greiere å forholde seg til. Ved å nummerere målingene får vi et perspektiv over antall undersøkelser.
- Bildet som er blitt tatt. Her mener vi det bilde som radiografen har eksponert, godkjent og sendt over til PACS. Vi har delt denne rubrikken i tre koloner; lengde, bredde og areal. Arealet på bilde blir regnet ut i etterkant ved hjelp av Microsoft Office Excel 2007 (Excel).

- Bilde med optimalt bildefelt. Etter å ha konstruert et nytt bildefelt etter de bildekriteriene som vi har satt, registrerer vi de samme verdiene; lengde, bredde og areal.
- Diff. Areal. Her mener vi differansen mellom arealet på det bilde som er tatt og arealet på bilde med optimalt bildefelt. Dette blir regnet ut i etterkant ved hjelp av Excel.
- DAP. Her noterer vi dose-areal produkt som blir registrert på arbeidsstasjonen til modaliteten til det eksponerte bilde. På Gjøvik blir det benyttet enheten $mGym^2$, mens på Elverum blir den gitt i μGym^2 .
- Diff. DAP. Her mener vi differansen mellom DAP på bildet som er eksponert og DAP på bildet med optimalt bildefelt. Dette blir regnet ut i etterkant ved hjelp av Excel.

3.5 Gjennomføring av observasjonene

Målingene ble gjennomført på ettermiddagen etter at dagvakten var avsluttet. Dette gjorde vi fordi det var mest hensiktsmessig for oss og de ansatte. Det er et mindre program på kveldstid, og det blir da mindre forstyrrelser for oss og for dem. Siden vi har fått egen b-bruker for å logge oss på RIS og PACS, slapp vi å være avhengig av å bruke en annen radiografs pålogging, og radiografene ble ikke mistenkt for ”å snoke” i journalen til pasientene.

Vi var alltid begge to da vi gjennomførte målingene. Vi måtte da bli enige om blendefeltet, hvor vi skulle gjøre målingene og hvilke bilder vi skulle ekskludere og inkludere. Det var også en sikring for at de riktige målingene ble gjort og ført riktig inn i skjemaet.

Vi gikk igjennom henvisningene på de aktuelle undersøkelsene for å se at de fulgte vanlige bildekriterier. På arbeidsstasjonen opphevet vi eventuell blendekant og noterte oss DAP-verdien, før vi sendte de over til PACS. Der det var flere bilder av samme projeksjon, sammenlignet vi dem med de som var kvittert på pasienten og brukte bare disse bildene.

I PACS målte vi lengde og bredde på det eksponerte bilde, med det måleverktøyet som lå i PACS, og regnet ut arealet. Der vi så at feltstørrelsen kunne reduseres, laget vi et nytt bildefelt etter gitte bildekriterier. Vi målte så på nytt lengde og bredde. I avtale med RIS og PACS ansvarlig på sykehusene ble bildene som vi lagret på nytt, slettet etter at vi var ferdige.

3.6 Fra målinger til resultat

For å få fremstilt resultatet på en oversiktlig måte gjorde vi noen utregninger ut i fra målene vi hadde registrert. Vi regnet ut differansearealet mellom det eksponerte bilde og bilde med optimalt bildefelt, i prosent. Dette gjorde vi for og lettere få oversikt over variasjonene mellom disse bildefeltene.

McVey og Weatherburn (2004) har funnet ut at areal som ligger under 2500cm^2 er feltstørrelsen proporsjonell med mengden spredt stråling. Alle våre målinger ligger godt under dette. Vi har derfor gått ut i fra at stråledosen er proporsjonell med feltstørrelsen, og dermed har kunnet regnet ut den sparte dosen.

Da vi skulle registrere DAP ble den oppgitt i forskjellige enheter på de ulike sykehusene. For å få regnet ut den effektive dosen, gjorde vi om enhetene slik at de ble i Gycm^2 . Ved hjelp av omregningsfaktorene ved de ulike organene og DAP (Gycm^2), kunne vi regne ut den effektive dosen. Vi regnet deretter ut DAP og effektiv dose på det optimale bilde, og kunne dermed finne den dosen som kunne vært spart, avvik i effektiv dose.

I resultatene har vi ikke skilt pelvis og lavt bekken. Disse projeksjonene har nesten like stort bildefelt, men forskjellig sentrering. Vi har fulgt bildekriteriene for hver projeksjon, så avvikene vil uansett bli det samme. For å få flere bilder å sammenligne med, synes vi det var mest hensiktsmessig å gjøre det slik. De er to varianter av samme projeksjon.

I presentasjonen av våre resultater velger vi å navngi labene med A, B og C. Det er for at vi ikke ønsker å sammenligne sykehusene. Vi ønsker å sette fokus på kollimering, og ikke hvilke resultater som hører til hvilke av sykehusene.

3.7 Artikkelsøk

I søk etter tidligere forskning og relevant litteratur har vi benyttet databasene ISI-Web of Knowledge og Science direct. Vi har laget en tabell over de artiklene vi har benyttet i oppgaven, hvor vi har funnet dem og hvilke søkeord vi har brukt.

| Database | Søkeord | | Begrensninger | Antall treff | Artikkel |
|----------------------|---------------------|---------------------|--|--------------|---|
| Science Direct | Digital radiography | Image quality | Fra år 2000-2010, topic: image quality | 60 | Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose |
| ISI-Web of Knowledge | Radiographic image* | Patient dos* | Fra år 2000-2010 | 169 | Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR |
| ISI-Web of Knowledge | X-ray* | Stochastic effects* | Fra år 2000-2010 | 82 | Effective dose: how should it be applied to medical exposures? |
| ISI-Web of Knowledge | X-ray* | Stochastic effects* | Fra år 2000-2010 | 82 | The application of effective dose to medical exposures |
| ISI-Web of Knowledge | Diagnostic x-ray* | Scatter* | Fra år 2000-2010 | 261 | A study of scatter in diagnostic X-ray rooms |

Tabell 1: viser resultat av artikkelsøk

Vi har ikke funnet noen artikler som gjelder tidligere forskning på vårt tema. Generelt har vi funnet lite relevante artikler i forhold til vår problemstilling.

4.0 Resultater

Vi har valgt å presentere noen av tallene vi har fått i fra målingene våre. Her presenteres avviktet mellom feltstørrelsen på det bildet som er blitt eksponert, og godkjent av radiografen, og bildet som følger bildekriterier, ”optimalt bildefelt”. I tillegg har vi regnet ut den effektive dosen som kunne vært unngått, dersom bildet var optimalt blendet inn.

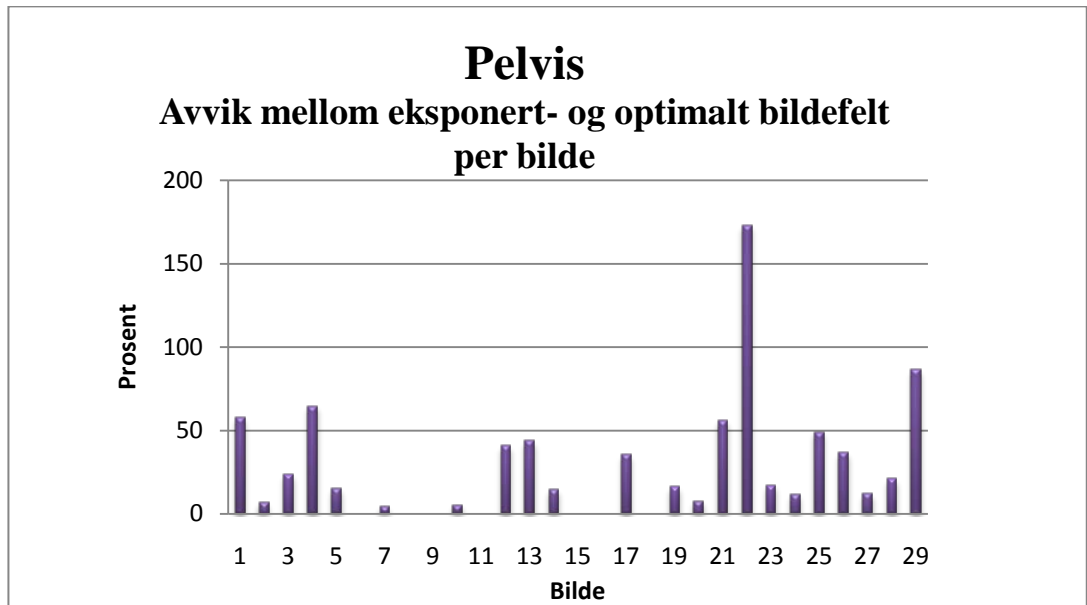
Der man ser av diagrammet at det ikke er noen avvik eller at ingen dosen kunne vært spart, vil det si at vi ikke har gjort noe med bildefeltet, og at de fulgte de gitte bildekriteriene. Det var noen av bildene på lab C hvor DAP var ukjent, disse ligger som siste bilde, slik at en kan sammenligne avvik i bildefelt med avvik i dose på hvert enkelt bilde.

I løpet av perioden vi gjennomførte datainnsamlingen har vi ikke fått tilstrekkelig med undersøkelser på thracalcolumna til å kunne si noe om resultatet. Det samme gjelder IS-ledd, sacrum side og LS-columna AP og side på CR laben (Lab C).

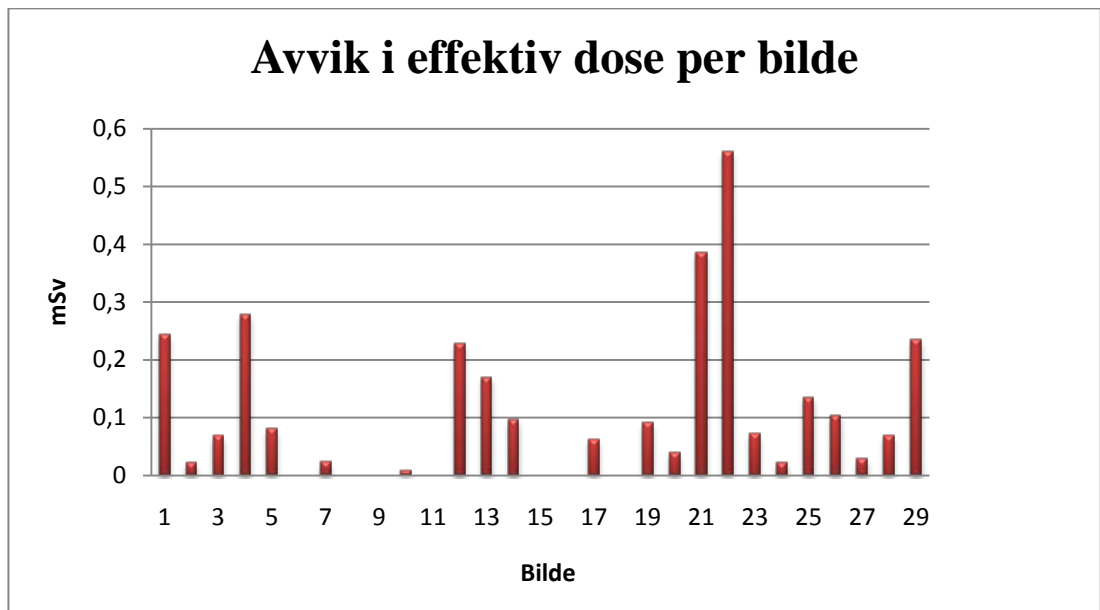
Avviket mellom feltstørrelsene blir presentert i prosent. Under hver lab presenterer vi projeksjonene hver for seg, med hvert bilde og hvor stor prosent avvik det er. Doseavviket blir presentert i milli Sievert (mSv).

4.1 LAB A

Pelvis

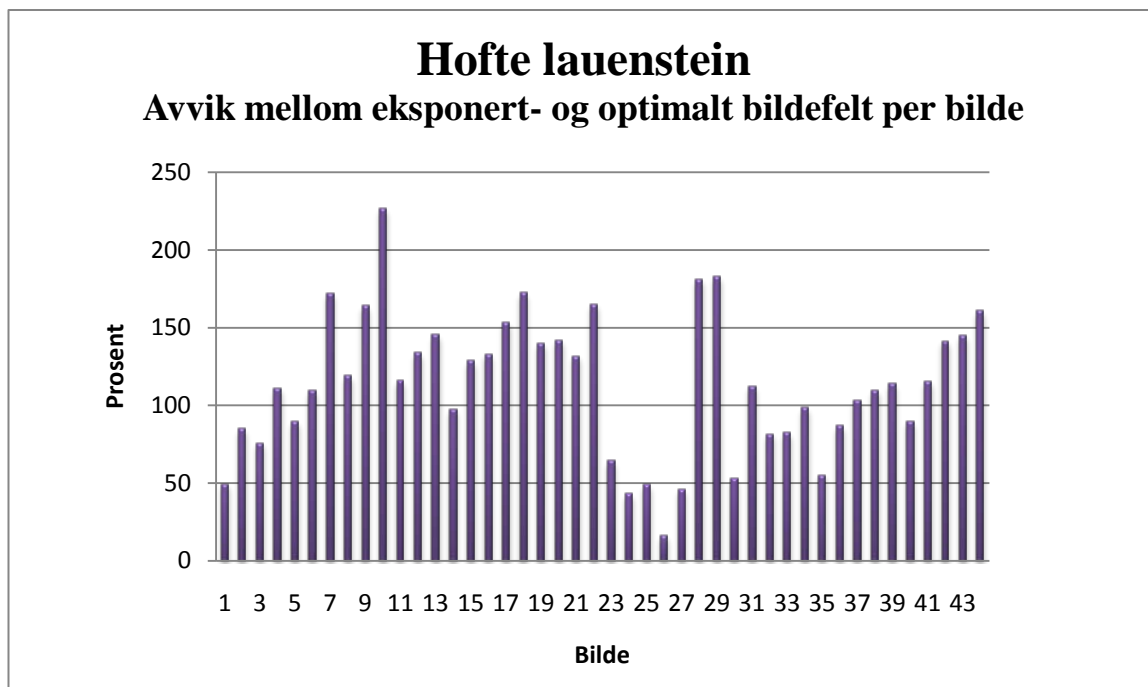


Figur 1. Gjennomsnitt: 28%, standardavvik: 36

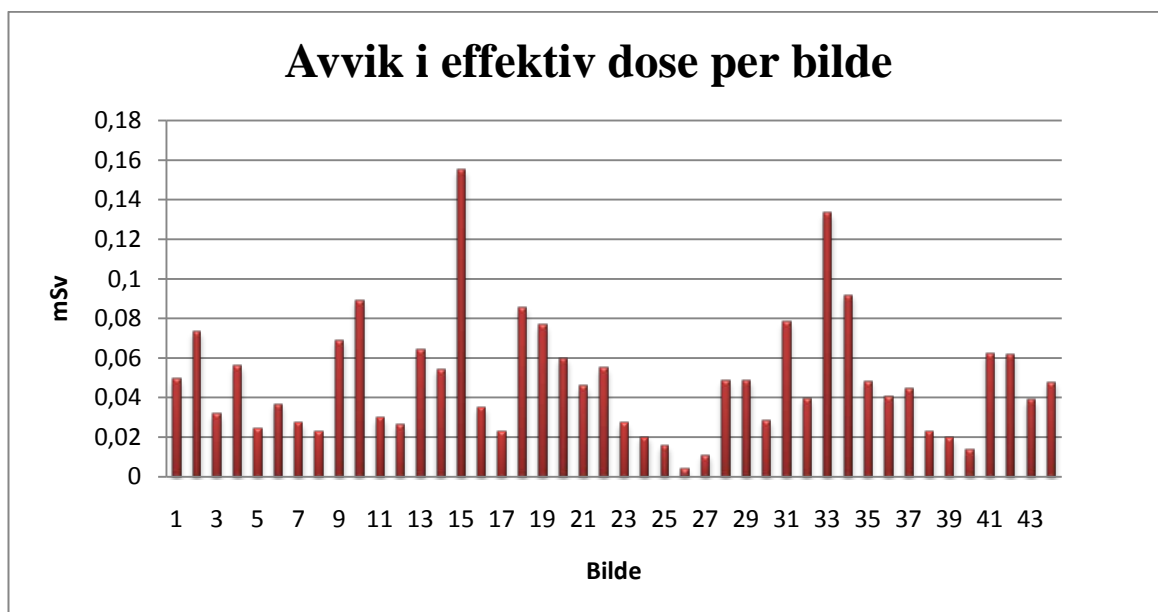


Figur 2. Gjennomsnitt 0,1 mSv, standardavvik: 0,13

Hofte lauenstein

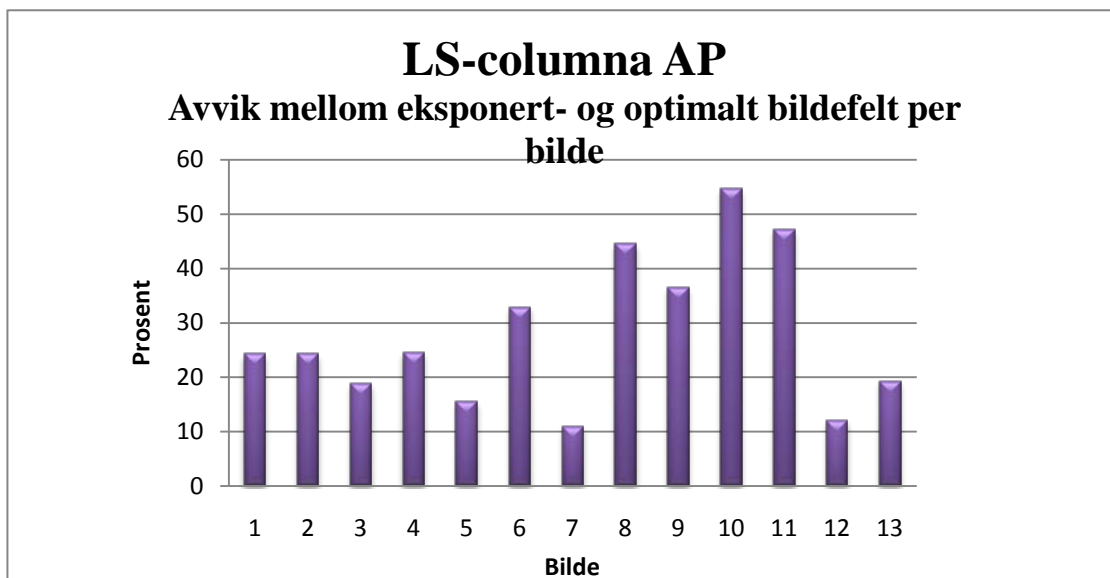


Figur 3: Gjennomsnitt: 114 %, standardavvik: 45

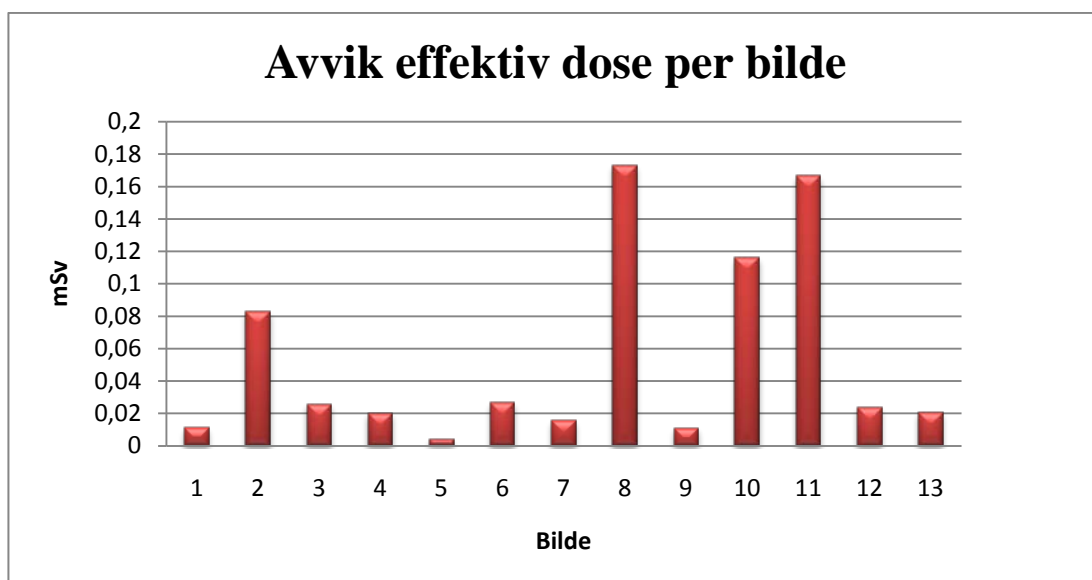


Figur 4. gjennomsnitt: 0,05 mSv, standardavvik: 0,03

LS-columna AP

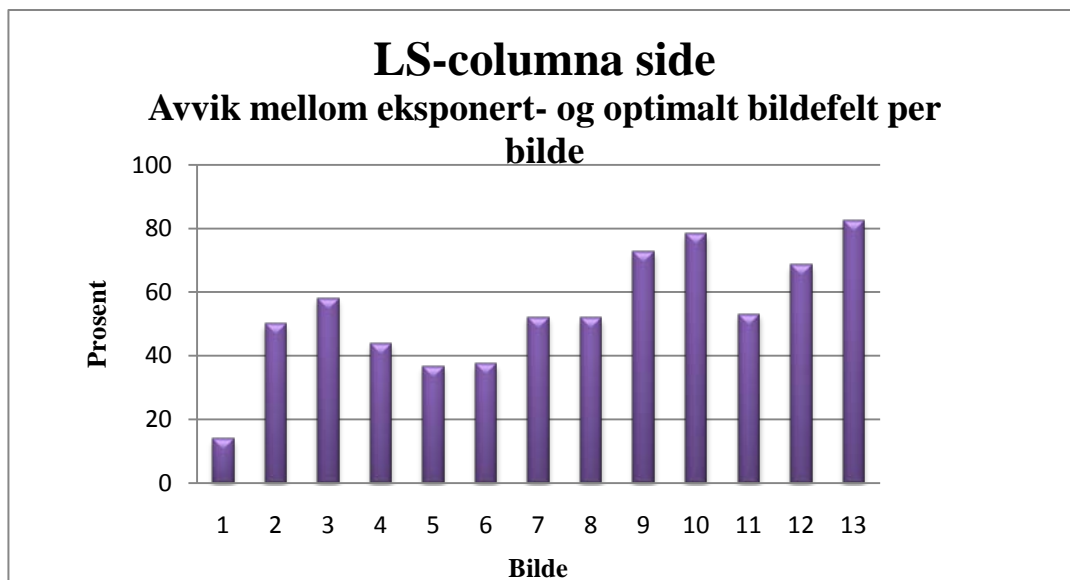


Figur 5. Gjennomsnitt: 28%, standardavvik: 14

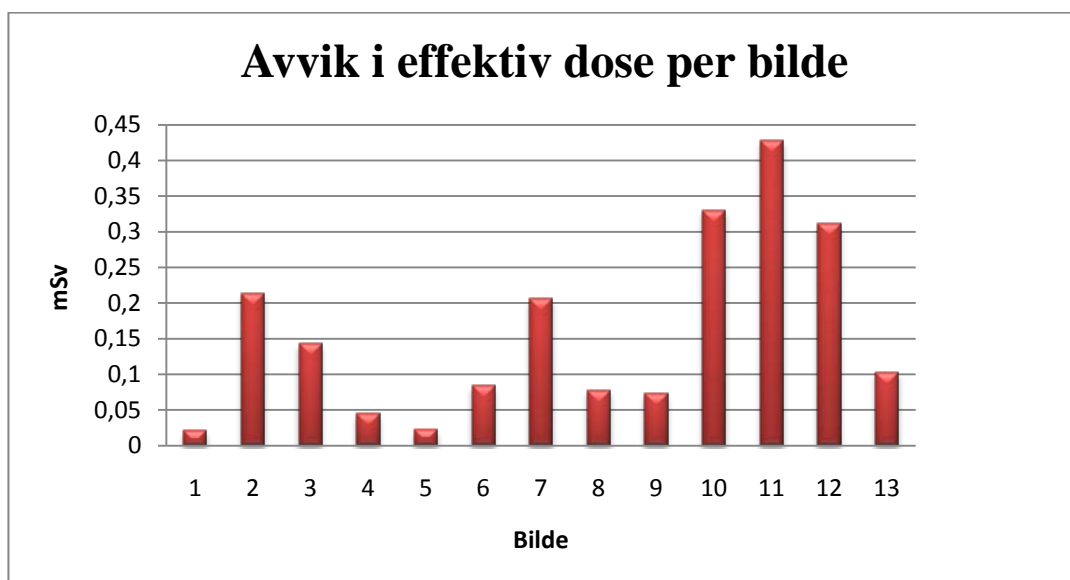


Figur 6. Gjennomsnitt: 0,05 mSv, standardavvik: 0,06

LS-columna side

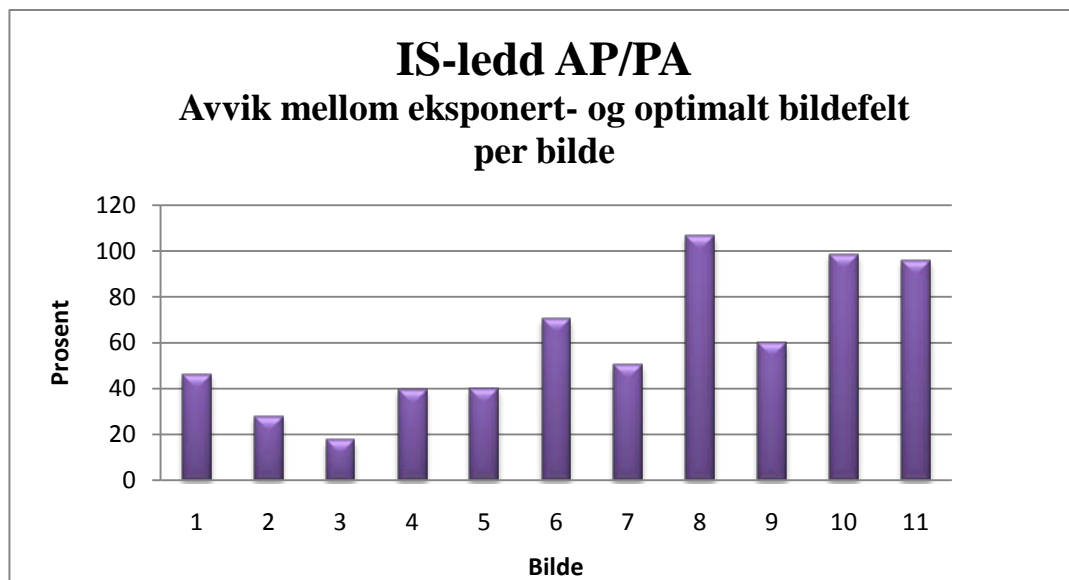


Figur 7. Gjennomsnitt: 54%, standardavvik: 19

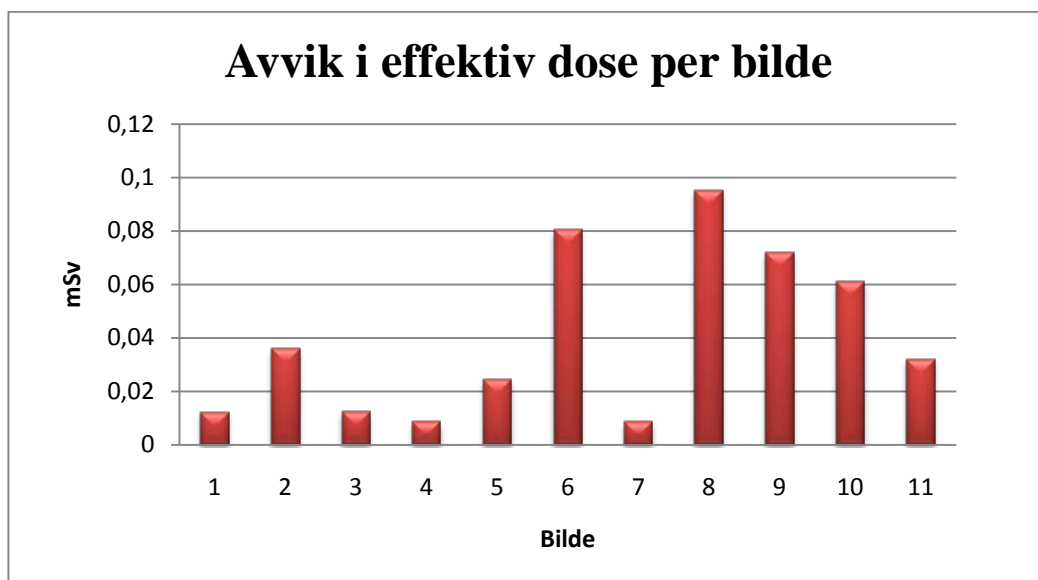


Figur 8. Gjennomsnitt: 0.16 mSv, standardavvik: 0,13

IS-ledd AP/PA

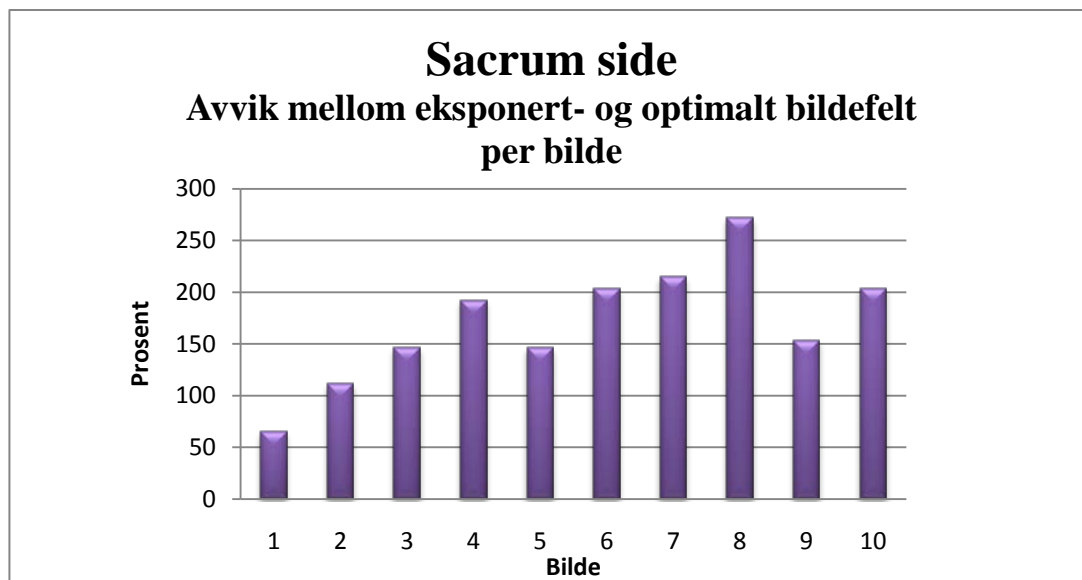


Figur 9. Gjennomsnitt: 59 %, standardavvik: 30

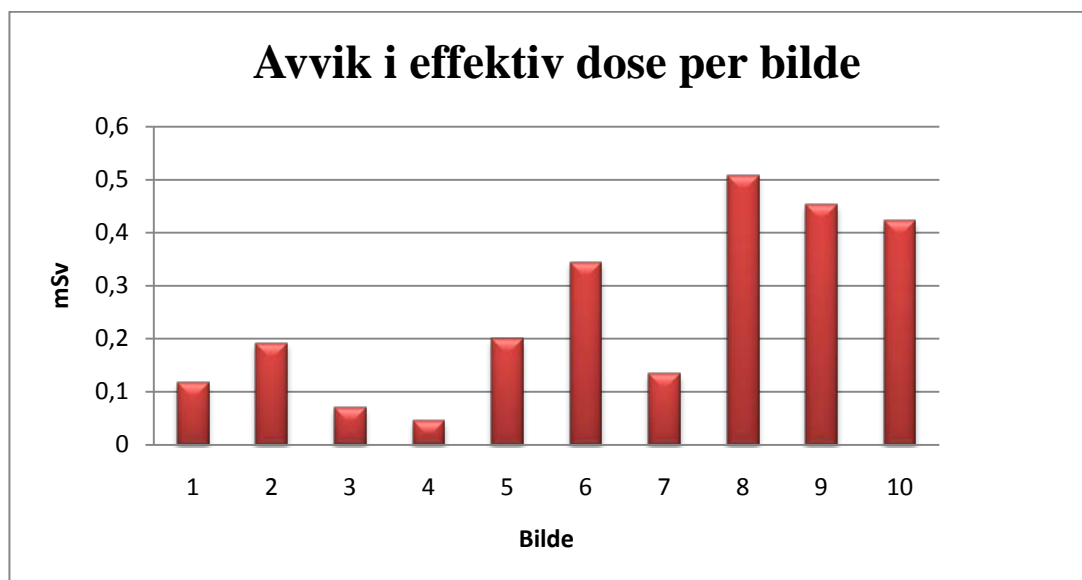


Figur 10. Gjennomsnitt: 0,04 mSv, standardavvik: 0,03

Sacrum side



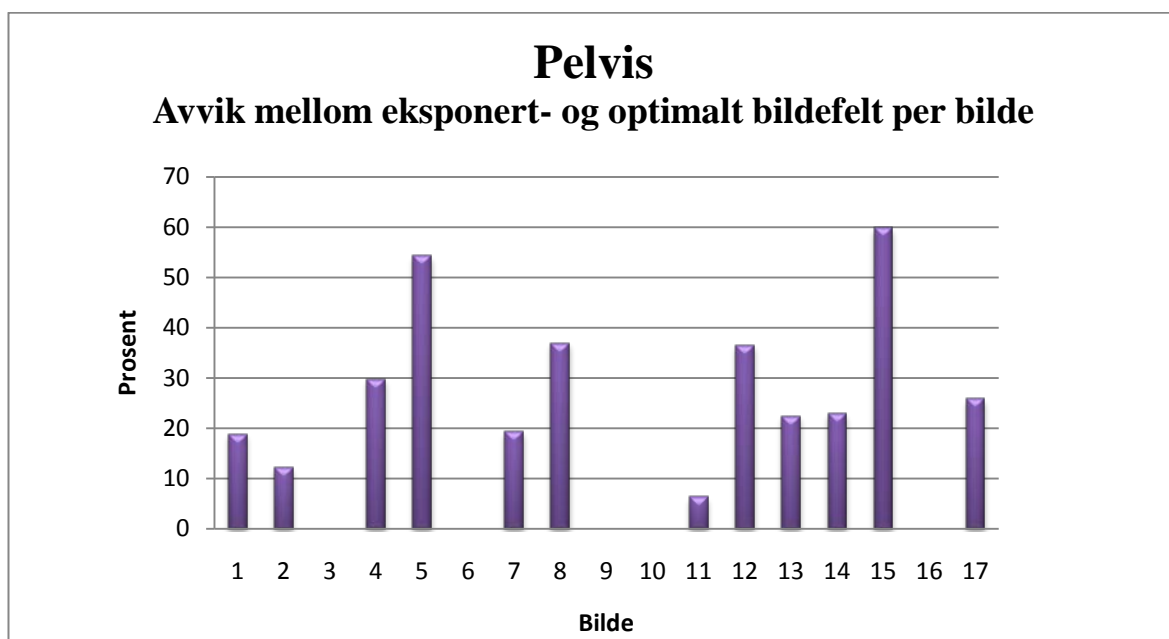
Figur 11. Gjennomsnitt: 171%, standardavvik: 60



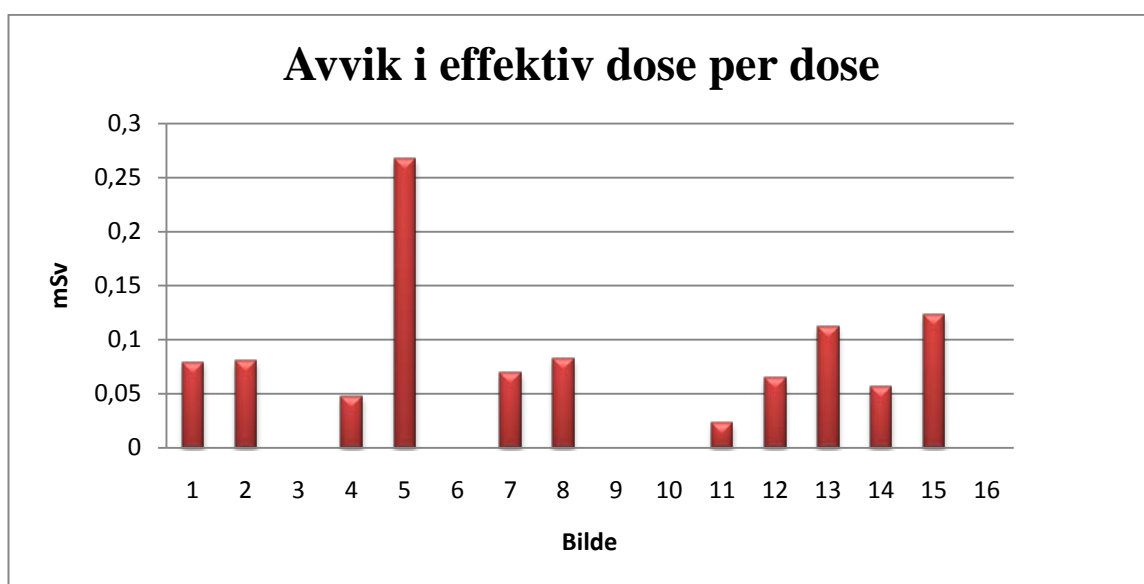
Figur 12. Gjennomsnitt: 0,25 mSv, standardavvik: 0,17

4.2 LAB B

Pelvis

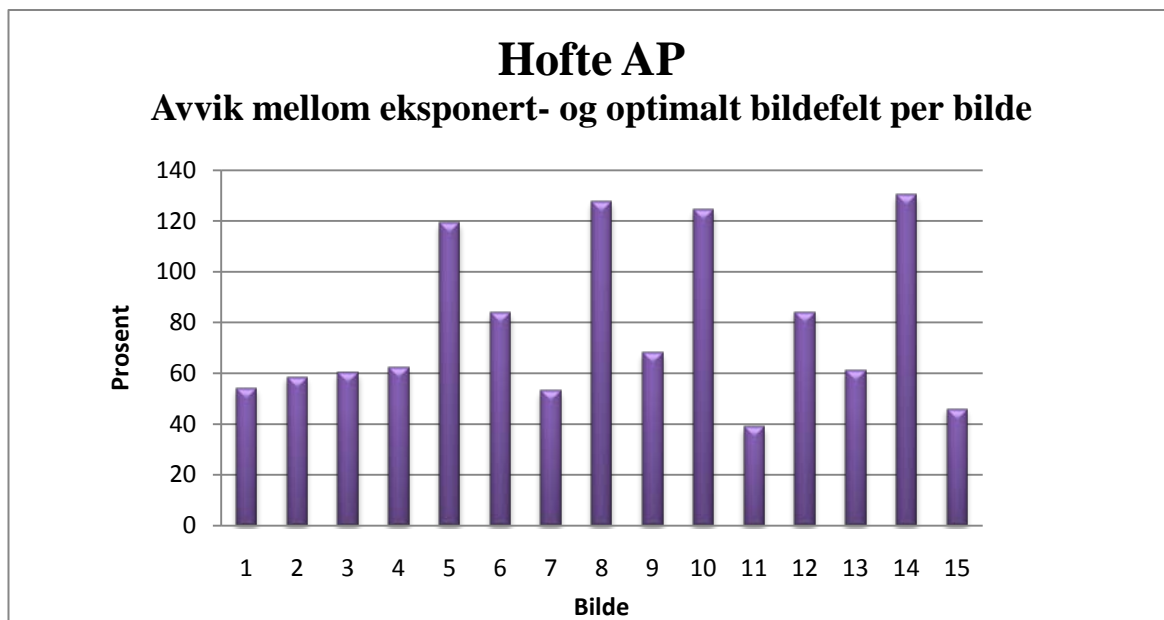


Figur 13. Gjennomsnitt: 20%, standardavvik: 19

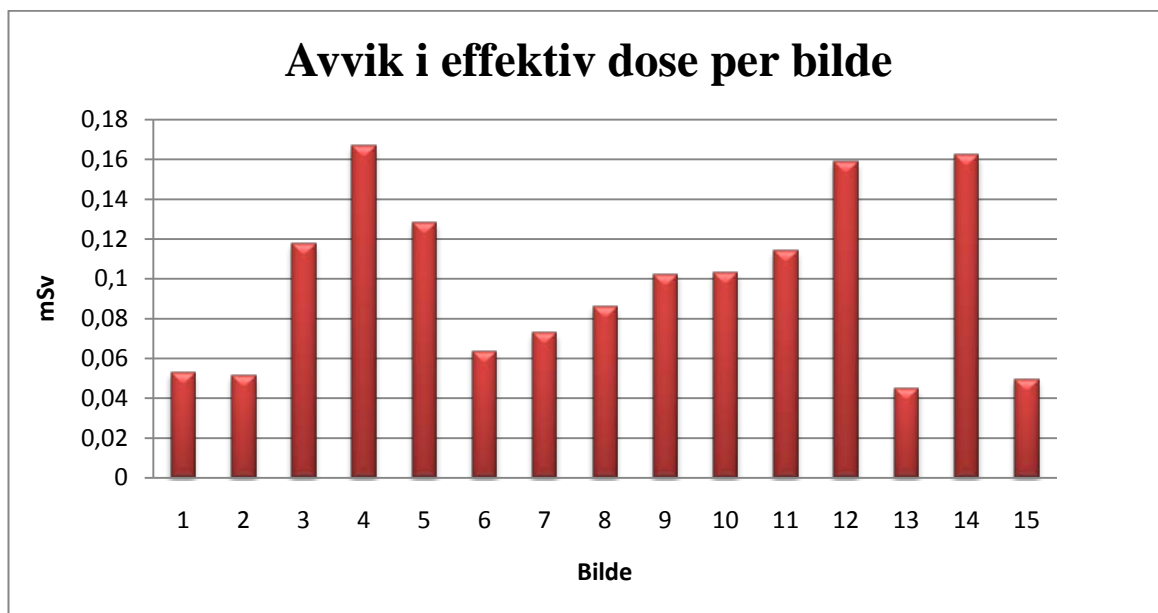


Figur 14. Gjennomsnitt: 0,06 mSv, standardavvik: 0,07

Hofte AP

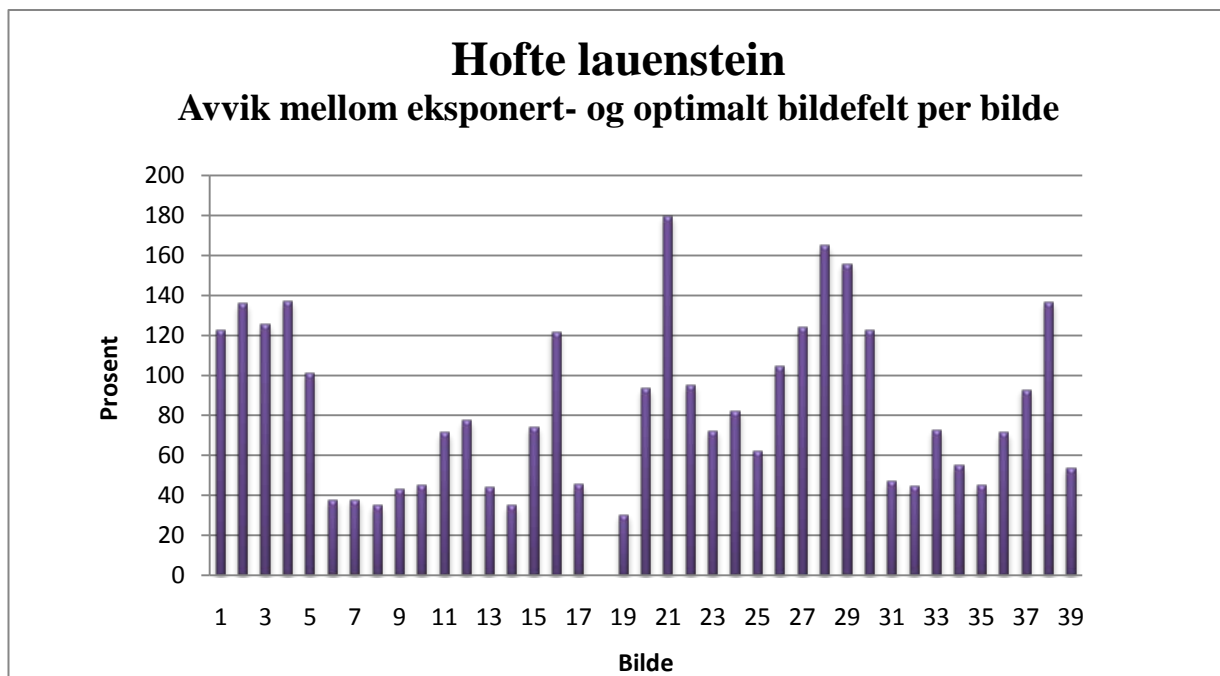


Figur 15. Gjennomsnitt: 78%, standardavvik: 32

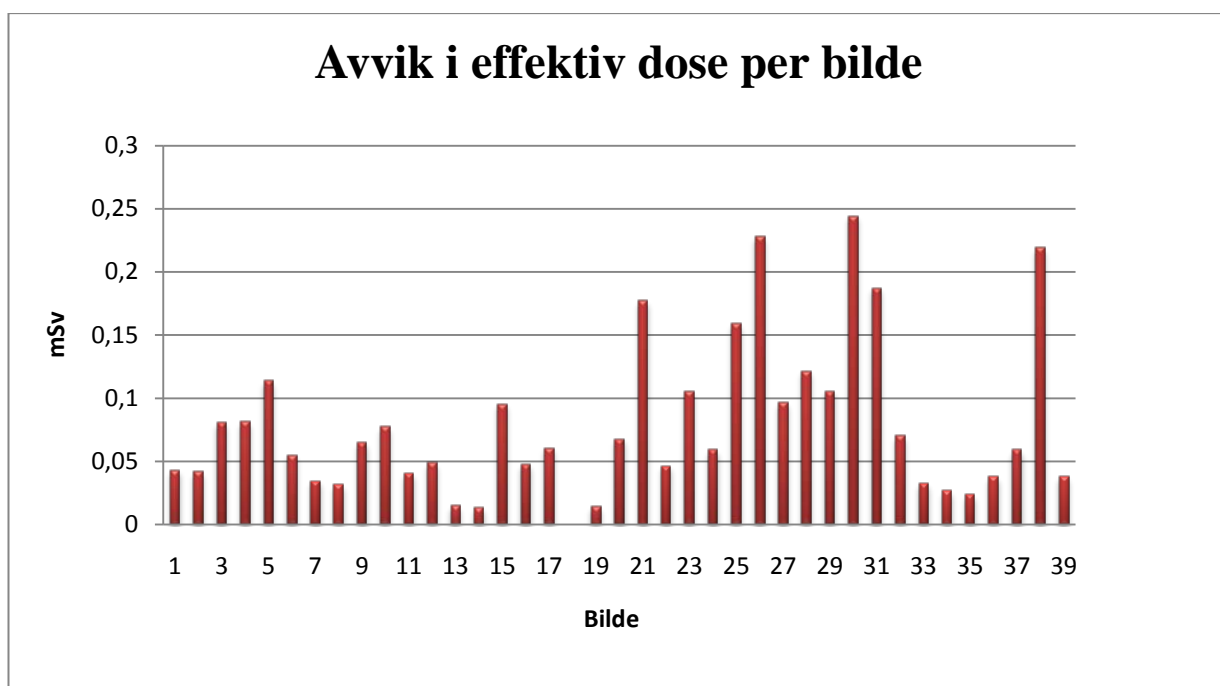


Figur 16. Gjennomsnitt: 0,1 mSv, standardavvik: 0,04

Hofte lauenstein

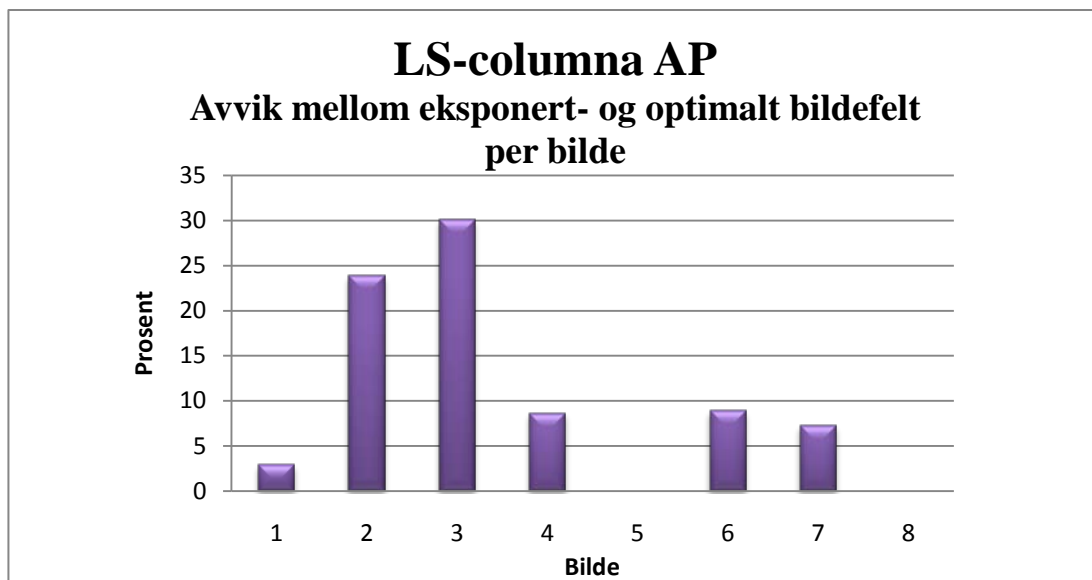


Figur 17. Gjennomsnitt: 82%, standardavvik: 43

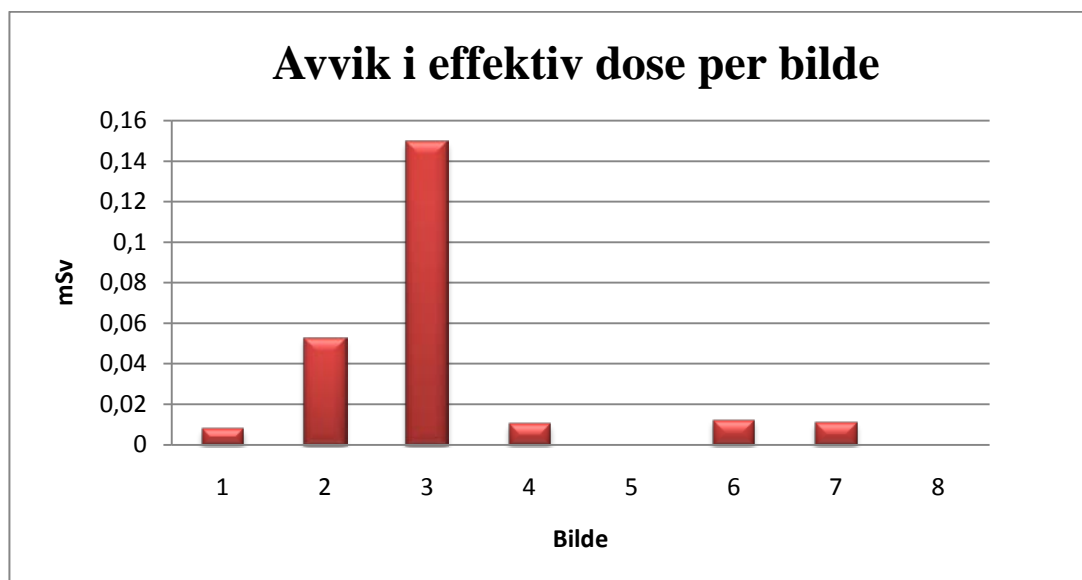


Figur 18. Gjennomsnitt: 0,08 mSv, standardavvik: 0,06

LS-columna AP

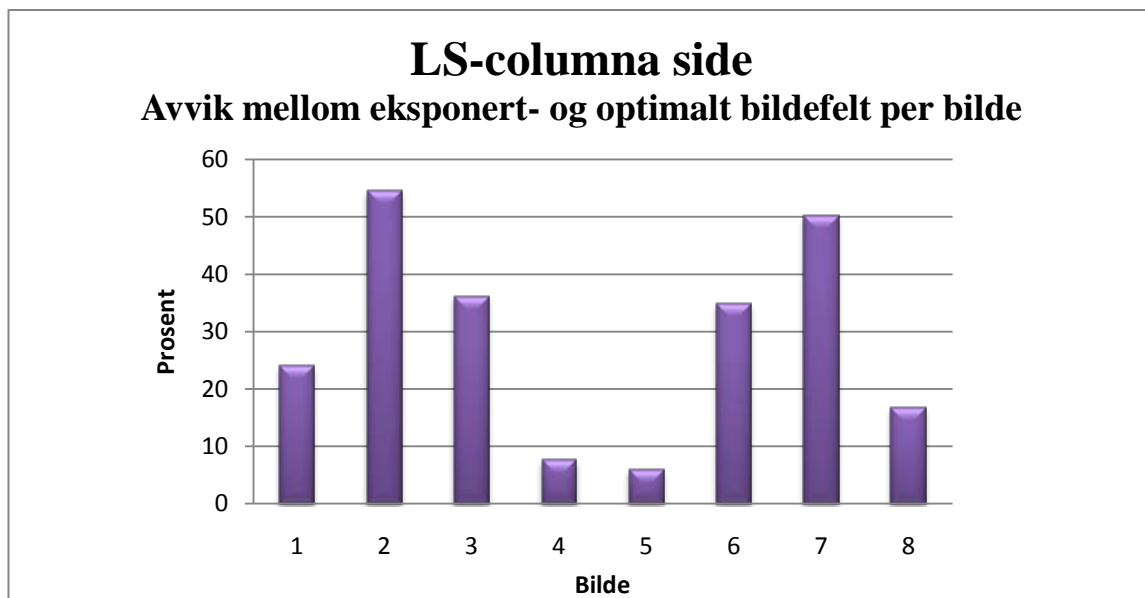


Figur 19. Gjennomsnitt: 10%, standardavvik: 11

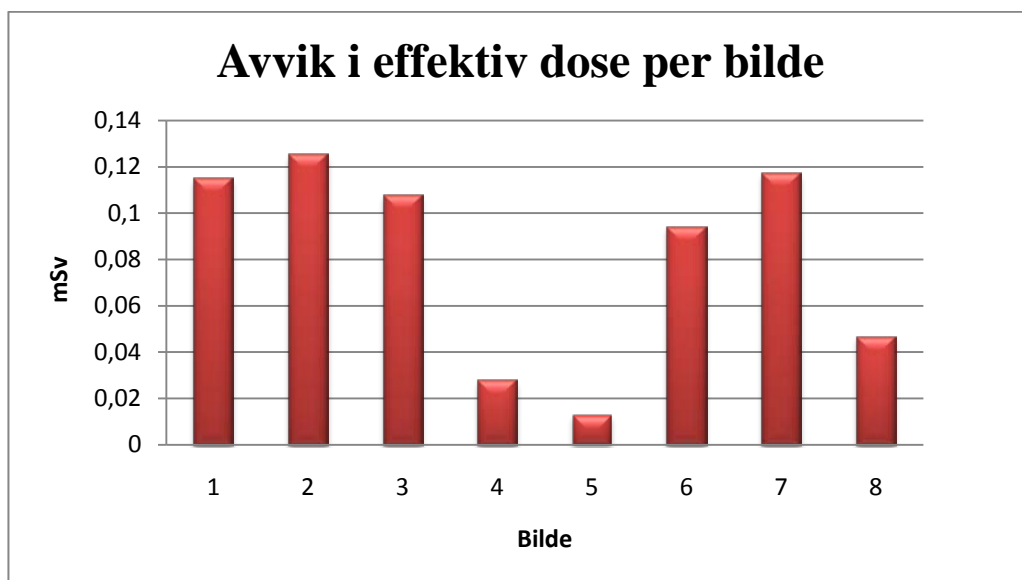


Figur 20. Gjennomsnitt: 0,03 mSv, standardavvik: 0,05

LS-columna side

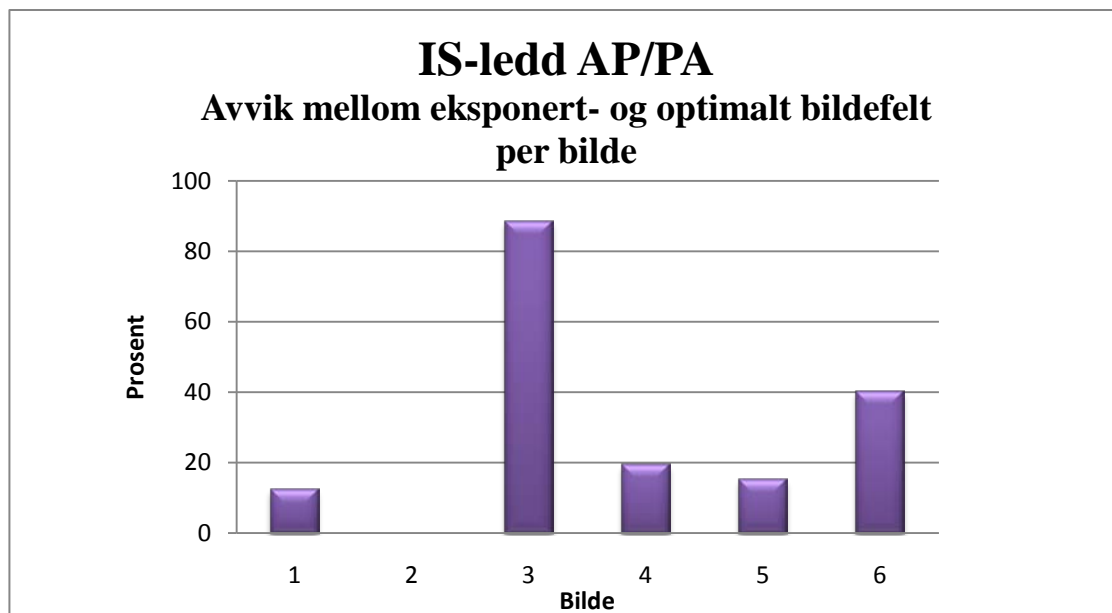


Figur 21. Gjennomsnitt: 29%, standardavvik: 18

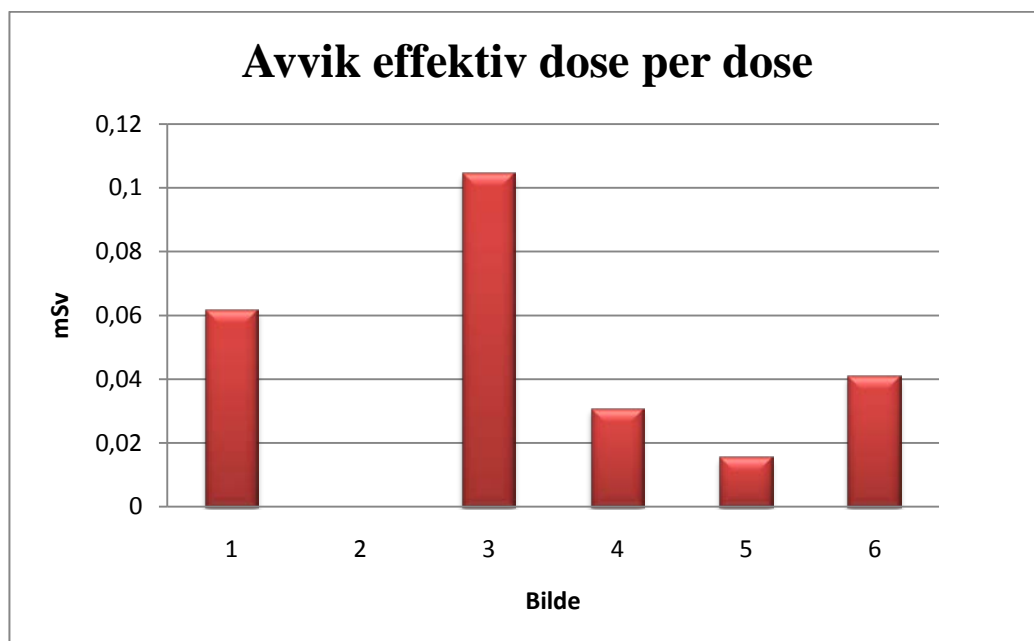


Figur 22. Gjennomsnitt: 0,08 mSv, standardavvik: 0,04

IS-ledd AP/PA

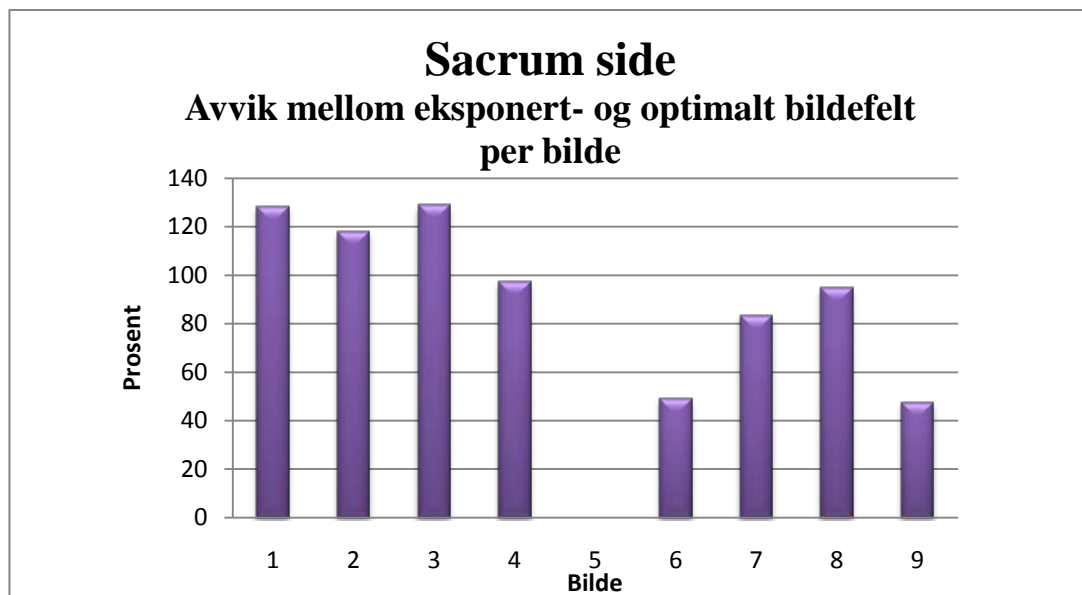


Figur 23. Gjennomsnitt:29%, standardavvik: 32

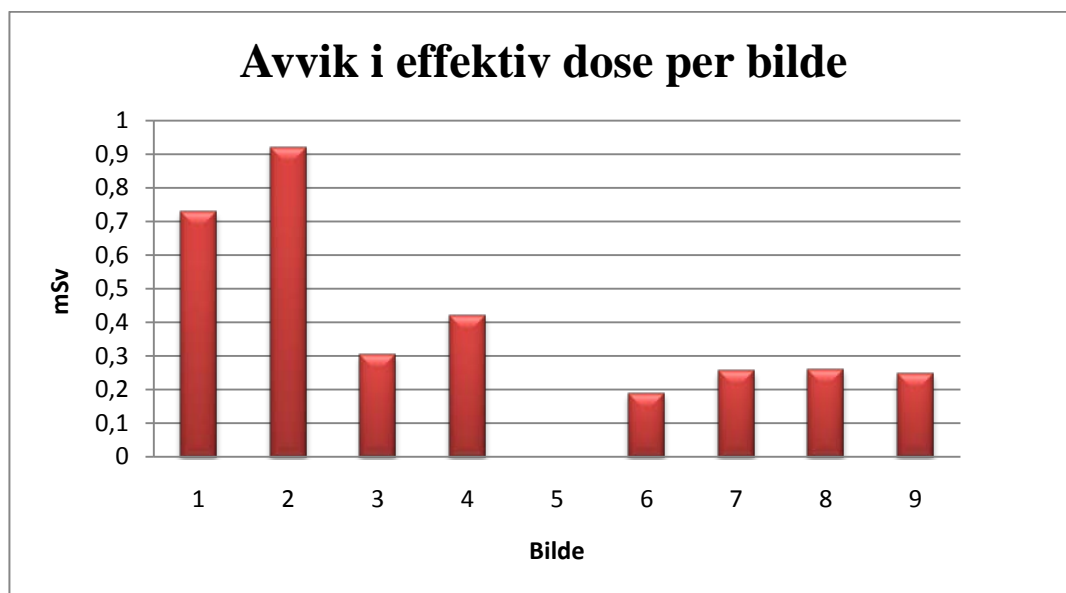


Figur 24. Gjennomsnitt: 0,03 mSv, standardavvik: 0,04

Sacrum side



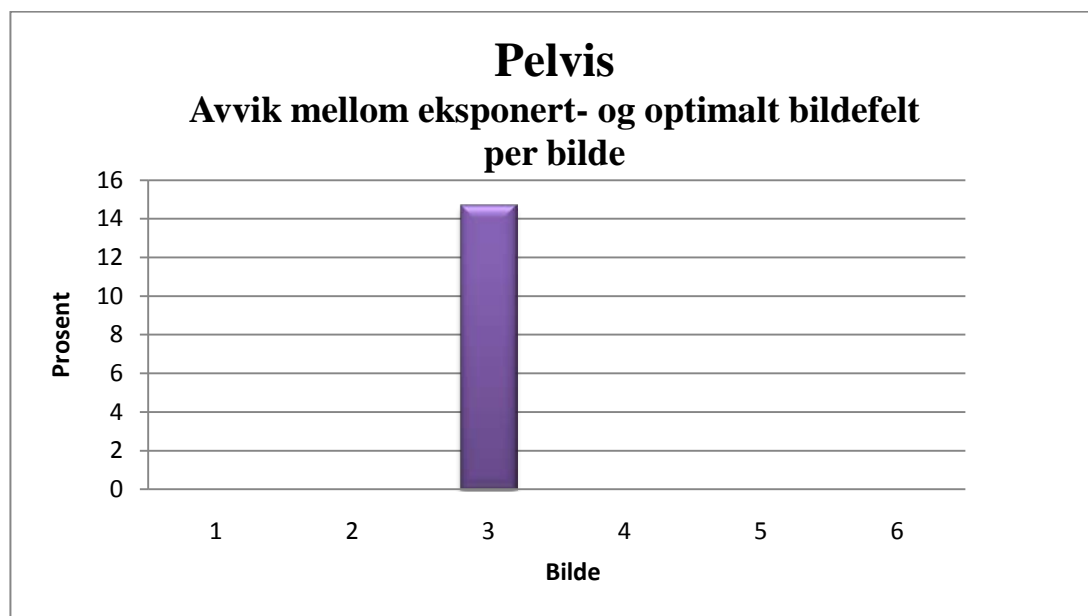
Figur 25. Gjennomsnitt: 83%, standardavvik: 43



Figur 26. Gjennomsnitt: 0.4 mSv, standardavvik: 0,3

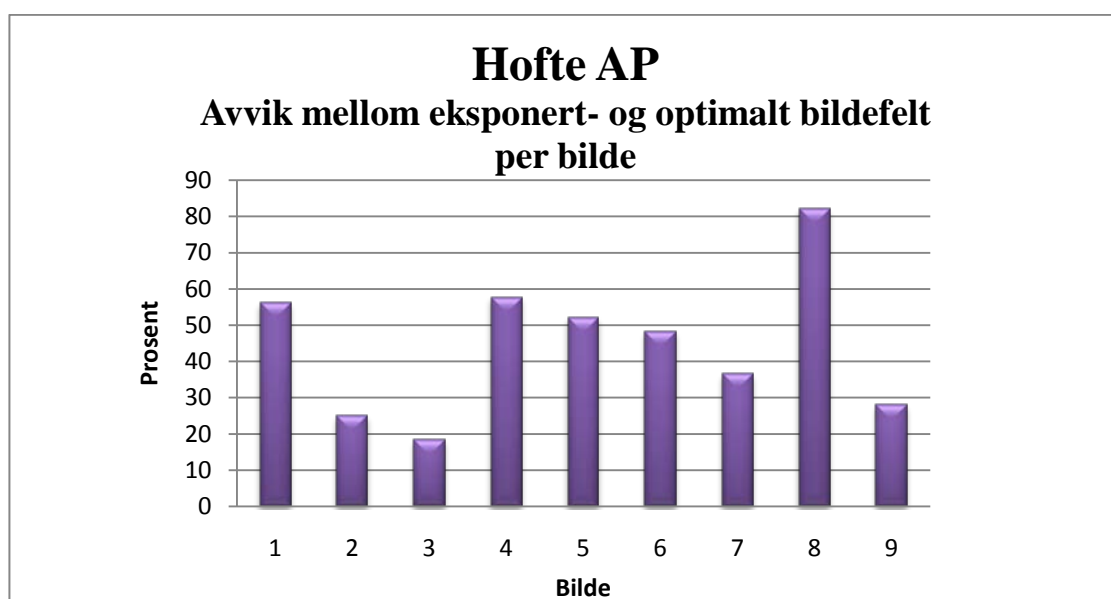
4.3 LAB C

Pelvis



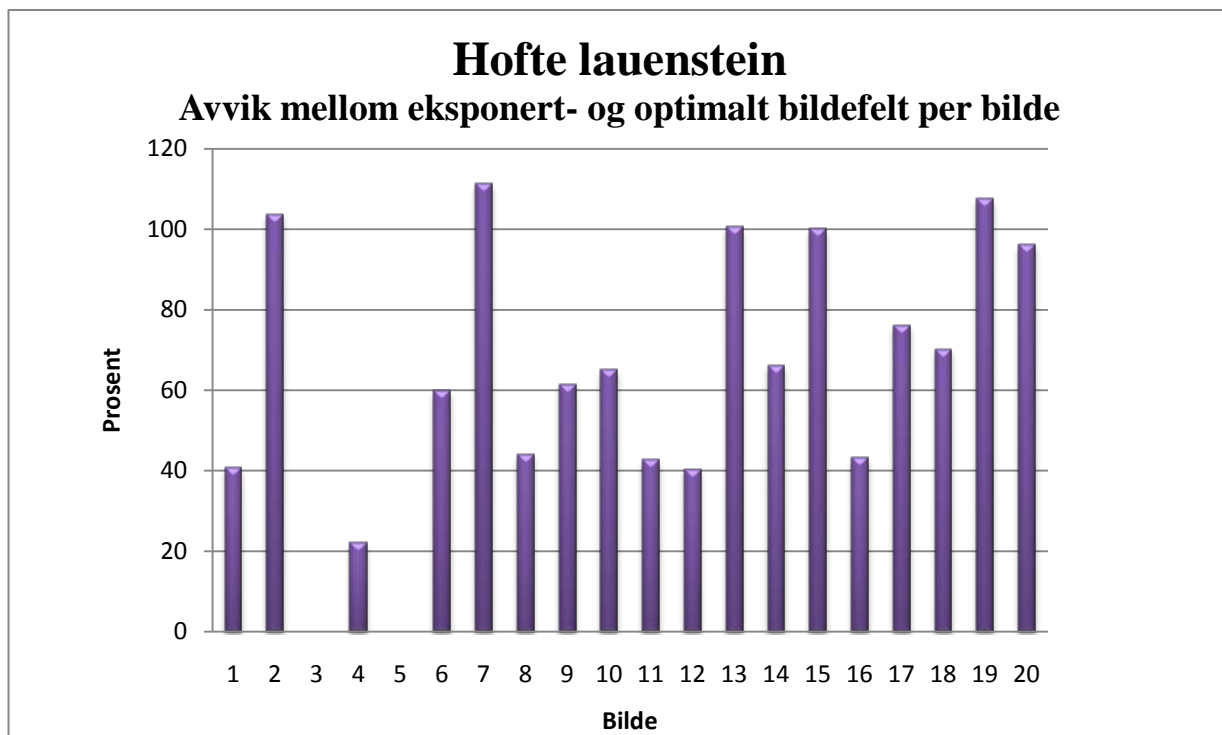
Figur 27. Gjennomsnitt: 2 %, standardavvik: 6

Hofte AP



Figur 28. Gjennomsnitt: 45%, standardavvik: 20

Hofte lauenstein



Figur 29. Gjennomsnitt: 63%, standardavvik: 34

5.0 Diskusjon

Vår forforståelse om innblending var at det var store variasjoner når det gjelder hvor mye radiografer tenker på egen kollimering og hvordan han/hun praktiserte dette. Da vi i praksis spurte radiografen om innblending, var svaret ofte at det er bedre å ta et litt større felt for å være sikker, i stedet for å ta om igjen bildet. Forklaringen var at en sparer mer dose ved å ha et større bildefelt enn å måtte ta om igjen bildet. Vi mener at en radiograf bør være sikker på bildefeltet uten å ta for stort felt, og selv om man har et stort nok felt kan det være andre grunner til at en må ta om igjen bildet. En annen del av vår hypotese var at her kunne det gjøres dosebesparende tiltak.

De fleste sykehus har en ordning der radiografene rullerer mellom labbene. Vi har ingen opplysninger om hvilken radiograf som var på jobb de dagene vi gjorde målingene. Alle radiografer har forskjellig kollimeringsteknikk, og det gir utslag i store variasjoner i innblendingen. De prosedyrene som er inkludert i våre resultater er vanlige prosedyrer som det blir gjort mye av. På Gjøvik i 2009 ble det gjort 2323 pelvisundersøkelser, 4197 hofteundersøkelser og 1219 LS-columna (Holter, Kari, e-post 23.04.10). På Elverum i 2009 ble det gjort 3883 røntgenundersøkelser av pelvis, 3219 hofte og 1242 LS-columna (Markussen, Elisabeth, e-post 27.04.10). Disse tallene inkluderer ikke ø-hjelp.

For å vite at DAP-meteret viser riktige verdier, har vi fått opplysninger om når de sist ble kalibrert. DAP-meteret på Gjøvik ble kalibrert den 16.02.2010 i følge Kari Holter (e-post 23.04.10), mens DAP-meteret på Elverum ble kalibrert den 15.03.2010 i følge Elisabeth Markussen (e-post 27.04.10).

Som nevnt i metoden har vi konferert med en radiolog som mente at det var viktigere å blende inn i sidene enn i lengderetningen når det gjelder columna. Dette har vi tatt hensyn til i våre målinger.

5.1 Diskusjon av resultater

Her vil vi først diskutere resultatene fra grafene, og deretter si litt om årsaker som vi tror kan ha hatt innvirkning på feltstørrelsen. Årsaker som gjelder kun for den enkelte projeksjon, blir diskutert underveis.

Pelvis, Figur 1,13 og 27.

Pelvis er et organ som krever et stort bildefelt. Som en ser fra resultatene er pelvis en av projeksjonene som ligger nærmest opp til bildekriteriene, med et gjennomsnittsavvik på 28%, 20% og 2%. Ser en for eksempel på bilde 3 på figur 1 som har 23% avvik, vil det si at en kunne blendet inn omlag 5 cm i lengderetning og 3 cm i bredden.

Våre erfaringer er at det er forholdsvis greit å palpere seg frem til riktig sentreringspunkt og bildefelt, utfordringen kan være adipøse pasienter. På adipøse pasienter kan det være vanskelig å finne gode palperingspunkter. Ut fra resultatene ser man at det er noen bilder som utmerker seg i negativ retning, som er med på å dra opp gjennomsnittet. Her er det også flere bilder som har et bra bildefelt, og som ikke er gjort noe med. Det gir et høyt standardavvik.

På lab C ser vi at det er et bra bildefelt på de aller fleste. Det er en del færre bilder som ble tatt på denne laben i den perioden vi utførte målingene, men man ser en tendens til at man er flinkere til å blende inn her. Vi tror dette skyldes at det blir brukt bildeplater. Man tar ikke et større felt enn bildeplaten (35x43), og det ser ut til å være et bra bildefelt til de fleste pasienter.

Hofte AP, figur 15 og 28

Hofte AP ble bare gjort på lab B og C. Fra resultatene ser man at det her er litt større avvik mellom eksponert- og optimalt bildefelt enn ved pelvis. Lab B har et gjennomsnitt på 78%, mens lab C har et gjennomsnitt på 45%. Ser en for eksempel på bilde 6 på figur 15, er avviket 84% , noe som tilsvarer at bildet kunne blitt blendet inn 8 cm i lengden og 8 cm i bredden. Lab B har forholdsvis høyt standardavvik, det skyldes at også her er det noen som skiller seg ut med et ganske stort avvik.

Pasienten er den største utfordringen, og også her tror vi at størrelsen på pasienten har mye å si. Vi synes at det kan være fort å feilvurdere hvor femur går, og hvor langt det er

mellom trochanter major og acetabulum. Det kan derfor være lett å ta et litt større bildefelt for å være sikker. Vår oppfatning er at hvis en bruker riktig sentrering og er god til å palpere bør det være mulig å få et mer optimalt bilde enn det resultatene viser, men vi ser også at det ikke er så gode palperingspunkter på adipøse pasienter. Også her ser vi at lab C har et lavere avvik.

Hofte lauenstein, figur 3, 17 og 29

Hofte lauenstein er den projeksjonen vi har gjort flest målinger på. Under målingene så vi at denne projeksjonen ofte ble tatt i tillegg til hofte AP og pelvis. Her ser vi at gjennomsnittsavviket på lab A er 114%, lab B 82% og lab C 63%. Ser vi for eksempel på bilde 37 på lab A, er avviket 103%. Det vil da si at bilde kunne vært blendet inn 6 cm bedre i lengden og 9 cm i bredden. Standardavvikene ligger høyt, siden det er store variasjoner.

Noe av grunnen til de store avvikene tror vi kan være at lauensteinprojeksjonen krever at en må posisjonere pasienten i et leie som kan være ubehaglig og vanskelig å få til for noen pasienter. For å få et godt bilde må pasienten være litt smidig i hofteleddet. Det kan være vondt å ligge i denne posisjonen, og en må da handle raskt og bruker mindre tid på å få riktig innblendning. Noen ganger må man improvisere, og det kan føre til et litt større bildefelt. Vi har opplevd at dersom man har posisjonert pasienten riktig, trenger en bare et smalt bildefelt. Vi synes at det her er altfor store avvik. Det er kun 3 av 103 bilder som vi har sett på som optimale, 2 av disse er tatt på lab C. Vi tror det er grunner til at noen av bildene er tatt med for stort felt, men at mange kunne vært bedre innblendt. Igjen ser vi at lab C ligger en god del lavere i avviksprosent.

LS-columna AP figur 5 og 19

LS-columna AP har et gjennomsnittsavvik på 28% på lab A og 10% på lab B. Som på de andre projeksjonene er det noen som trekker gjennomsnittet opp, men generelt sett kan vi si at det ganske god innblending. Det er stort sett god innblending i bredden. Vi synes at noen bilder har litt langt felt, men som nevnt mener radiologen at det ikke gjør noe om en har et litt lengre felt. Et lengre felt kan være av diagnostisk verdi. På bildene som vi reduserte i lengden, var det i nedre del. Vi synes det er unødvendig å ta så lagt ned, siden det nesten alltid blir tatt IS- ledd i tillegg. Vi har fulgt bildekriteriene som

sier at IS-leddene skal være med, men alt nedenfor synes vi er unødvendig bildefelt. Det kan se ut som om det flere steder er sentrert litt for lavt.

Det er ikke alltid det kommer frem i henvisningen hvor pasienten har vondt, en vurderer ofte feltstørrelsen etter dette. Har for eksempel pasienten vondt på L2 nivå, kan det være greit å ta med litt ekstra ovenfor. Mange av disse pasientene har ryggsmarter, og det er vondt for dem å ligge rett på ryggen. Dette er også en faktor som kan spille inn på innblendingen. Noen pasienter kan ha en litt skjev rygg, og det kan da være noe vanskeligere å vurdere innblendingen i sidene.

LS-columna side figur 7 og 21

LS-columna side har et gjennomsnitt på 54% på lab A og 29% på lab B. På figur 7, bilde 8 er avviket på 52%. Det vil si at en kunne ha blendet inn 3 cm i lengden og 5 cm i bredden. Her ser vi at det er litt større avvik enn på LS-columna front. Siden det er bedre innblending her, og ikke så store variasjoner er det litt mindre standardavvik.

Også her ser vi at det er litt lange felt i nedre del, som vi synes er litt unødvendig siden det ofte blir tatt et sacrum side bilde i tillegg. Her er det litt større avvik i bredden enn det var på LS-columna AP. Det er ikke alltid lett å bedømme hvor langt inn corpus vertebrae går, og når en tar bildet kan det være litt vanskelig å bedømme bredden på innblendingen. I tillegg kan man bli lurt av divergensen (spredning av røntgenstråler). Her blir det litt avstand mellom lysfelt og detektoren, så bildet blir en del større enn det lysfeltet viser. Dette er en viktig faktor å tenke på når en skal blende inn bildet.

IS-ledd AP/PA figur 9 og 23

IS-ledd er en projeksjon som kan tas både i AP og PA. Gjennomsnittsavviket på lab A er 59% og 29% på lab B. På lab A er det gjort en del flere målinger enn på lab B, og det kan være noe av grunnen til forskjellen i avviket.

IS-ledd er et lite område som det kan være vanskelig å palpere seg frem til, siden det ligger inne i bekkenet, og de kan variere fra person til person. En trenger bare et lite felt, og det kan da være lett å ta et litt større felt siden man er redd for å kutte viktige strukturer.

Her er det en del usikre momenter. Vi har ikke skilt mellom bildene som er tatt i AP og PA, noe som vi ser i etterkant at vi burde ha gjort. Det er helt forskjellige sentreringspunkter og vinkling. I PA projeksjon bruker man gjerne ”smilehullene” som en mal, siden de ligger på toppen av IS-leddene. De kan være vanskelig å se på tynne pasienter. I AP bruker man ofte spina som sentreringspunkt. Siden det er store forskjeller mellom disse prosedyrene, er det vanskelig å si noe om resultatene. Det kan være lettere å beregne feltstørrelse og sentrering i PA, men siden vi ikke vet hvem som er tatt i AP og PA kan vi ikke si noe om dette.

Sacrum side figur 11 og 25

Dette er den projeksjonen som har størst avvik, gjennomsnittsavviket på lab A er 171% og 83% på lab B. Ser vi på bilde 9 på figur 11, er avviket 154%. Det vil si at bilde kunne vært blendet inn 11 cm i lengden og 4 cm i bredden. På grunn av store variasjoner er det høye standardavvik her.

På grunn av divergens kan det her være vanskelig å beregne feltstørrelsen. En trenger kun et lite felt på sacrum side, og siden det er ganske stor avstand mellom lysfelt og detektor, kan det være vanskelig å se for seg hvordan bildet blir. Når vi så på bildene så vi at det var mye unødvendig bildefelt på alle kanter. Det så ut som om sentreringen var bra, noe som kan tyde på at divergensen kan spille en stor rolle her. Når det er adipøse pasienter, vil divergensen bli enda større. Det er fort å tenke at store pasienter har et større skjelett, og derfor tar man et større bildefelt av den grunn.

5.1.1 Faktorer som kan ha innvirkning på feltstørrelse

Det er flere felles faktorer som vi tror kan ha en innvirkning på feltstørrelsen. Vi vet ikke hvordan samspillet mellom radiograf og pasient har vært. Noen pasienter kan være nervøse, ha smerter og være urolige, noe som kan være årsaker til at en må være litt rask og blir da kanskje ikke like nøye med kollimeringen. Tid kan være en faktor som spiller inn. Pasienten kan være stresset eller ha dårlig tid, for eksempel på grunn av

parkeringsstid som går ut, eller radiografen er stresset eller har dårlig tid for eksempel på grunn av tett pakket program, traumer, sykdom eller lignende.

Det er ikke alle pasienter det er enkelt å finne palperingspunkter på, dette gjelder spesielt adipøse pasienter. Noen pasienter kan også ha funksjonshemninger som kan gjøre det vanskelig å stille inn pasienten. Pasienter med psykiske lidelser, som demens, kan være en utfordring.

Siden vi ikke var til stede vet vi ikke om det har blitt gjort andre avtaler mellom radiograf, radiolog og pasient. I noen tilfeller kan pasienten ha snakket med radiografen og hentydet hvor problemet ligger, og det er ikke alltid det stemmer overens med henvisningen og bildekriteriene til den aktuelle prosedyren. Det kan da hende at radiografen må ta en litt større feltstørrelse for å dekke dette området. Det hender at radiografen er i dialog med radiologen, som ønsker et større bildefelt av den aktuelle pasienten.

En annen viktig ting å tenke på når det gjelder kollimering er divergens. Det er viktig å huske på at lysfeltet på pasienten ikke alltid er lik feltstørrelsen på røntgenbildet. Det kommer an på tykkelsen på pasienten og hvor langt inn i kroppen organet befinner seg. Jo mindre avstanden er fra pasientens hudoverflate til detektor, jo mindre divergens. Av de projeksjonene vi har valgt å se på i vår studie er det av mest betydning for sacrum side og LS-columna side, der det blir ganske stor avstand fra hvor man stiller inn lysfeltet til detektor.

Noen av prosedyrene er bedre blendet inn enn andre. Av de syv prosedyrene vi har sett på er det hofte lauenstein og sacrum side som utmerket seg mest negativt. Disse prosedyrene kan ha utfordringer som gjør det vanskelig å få et korrekt bildefelt, slik som pasientens bevegelighet og divergens. Pelvis er den prosedyren som ligger nærmest opp til bildekriteriene i feltstørrelse. Men det er viktig å tenke på at pelvis krever et mye større bildefelt enn sacrum side, 5 cm mer i bredden vil utgjøre en høyere avviksprosent på sacrum side enn ved pelvis. Noen prosedyrer er lettere å palpere seg fram til enn andre, og det kan da være enklere å ta en riktig feltstørrelse.

Vi tror at radiografene kommer inn i et arbeidsmiljø der en følger avdelingens kontekst. En følger det som blir gjort på avdelingen uten å sette spørsmålsteget om hvorfor det blir

gjort på denne måten. Etter hvert som tiden går kan en komme inn i en rutine med ”dårlige vaner”. Får en ikke tilbakemeldning på arbeidet en har gjort, tenker man ikke på sine egne arbeidsvaner, og en fortsetter i samme spor.

En dyktig radiograf skal ha god kollimeringsteknikk, samt gode anatomikunnskaper. Kollimering er et viktig dosebesparende tiltak, og har innvirkning på bildekvaliteten. Hvis en tilegner seg gode anatomikunnskaper og er kjent med de strålefysiske aspekter, skal man kunne beregne en riktig feltstørrelse til det aktuelle organet. For å forbedre sin kollimeringsteknikk er det viktig å være kritisk til egne bilder, og hele tiden ser etter hva som kan forbedres. Vår erfaring er at radiografene ofte ser på om en kommer godt inn i leddene og at de er rette, og at en ikke har kuttet viktige strukturer. Vi tror radiografen oftere ser etter det som mangler, enn det som er for mye.

5.2 Diskusjon av avvik i dose

Dosen øker lineært med feltstørrelsen. Avviket i den effektive dosen er like mange prosent fra den registrerte stråledosen, som avviket mellom eksponert- og optimal bildefelt. Mange steder er det store forskjeller i DAP-verdiene på de ulike bildene, selv om bildefeltene er ganske like. Det gjør at grafene mellom avvik i bildefelt og avvik i dose ikke har lik fordeling. En kan spare like mye prosent dose som avviket av prosenten i feltstørrelse. Det kan være ulike grunner til at det er så store forskjeller i dose selv om bildefeltene er ganske like. Dette er noe vi ikke har tatt i betraktning i denne studien. Vi vet ikke hva slags eksponeringsverdier som har blitt benyttet, fokus-detektor avstand og pasientstørrelse vet vi heller ikke. Dette kan være noe av årsaken til variasjonene. De forskjellige organene trekker forskjellig mengde stråledose. Vi ser at selv om det er store avvik i bildefelt på hofte lauenstein, er ikke stråledosen som kunne vært spart så høy. Derimot ser vi at på sacrum side kunne vært spart høye stråledoser, det er denne projeksjonen det kunne vært spart mest stråledose ut i fra våre resultater. Dette er de to projeksjonene som har størst avvik i bildefelt, men som har helt forskjellige utslag i stråledose. Det har mye med at sacrum side krever mye høyere stråledose enn hofte lauenstein.

5.3 Resultater opp mot teori

5.3.1 Spredt stråling og ALARA

Spredt stråling minsker med god kollimering. Jo større bildefeltet er jo mer spredt stråling blir det. Det vil si at for å få minst mulig spredt stråling, må en ha optimal kollimering. Som en ser fra resultatene kan nesten alle bildene kollimeres bedre i forhold til bildekriteriene. Det er av stor betydning hvilken del av kroppen som blir bestrålt. Både i forhold til volum og ulike typer vev. Alle projeksjonene vi har valgt å ta for oss har store volum, som øker med både feltstørrelse og pasienttykkelse. Det vil si at det er veldig viktig å være nøye med kollimering på store pasienter, siden volumet allerede er stort og krever forholdsvis høye stråledoser.

I de områdene vi har valgt, er det mye av både muskler, fett og ben. Det er vekselvirkninger i disse vevene som utgjør en stor del av spredt stråling. Tar vi for eksempel et pelvis bilde av en adipøs pasient må fotonene gå igjennom mye før de når detektoren. Mengden fett vil ha betydning for svekkingen av røntgenstrålene, noe som gjør at det allerede her vil ha oppstått spredt stråling og lavere fotonenergi. Videre kommer man til muskler, som har litt tettere vev og høyere atomnummer. Dette gjør at fotonene svekkes ytterligere. Et bekken inneholder også mye ben som absorberer stråler på et høyere nivå enn bløtvev, noe som er en stor forutsetning for å få kontrast i bildet. Muskler og fett bidrar bare til å svekke røntgenstrålene, som fører til at det skapes mer spredt stråling og lavere bildekvalitet. Hvis man her i tillegg har for stort bildefelt vil det bidra til høye pasientdoser og mye spredt stråling.

ALARA sier at en alltid skal ha så lav stråledose som mulig, men samtidig være av diagnostisk verdi. Resultatene våre viser at det ikke alltid er tatt hensyn til dette prinsippet, og at en på flere bilder kunne ha spart mye stråledoser.

Med dagens teknologi er det lett å få et ”optimalt” bilde. Det er mye man kan endre i etterkant. Dette gjelder også kollimering. Vår erfaring er at hvis det blir tatt for stor feltstørrelse, blir det lagt på nye blendekanter for at bildet skal se bedre ut. Dette er også noe Uffmann og Schaefer-Prokop (2009) gir uttrykk for i sin artikkel. Det er en enkelt løsning, og kan gjøre at radiografene ikke blir så nøyaktige i utførelsen av sitt arbeid.

Ved at en kan gjøre endringer i etterkant er det enklere å ”skjule” sine feil, og det kan alltid se ut som om det er tatt et optimalt bilde. Da vi så igjennom bildene på arbeidsstasjonen, så vi flere ganger at det var lagt på nye blendekanter. Vi fikk da et annet inntrykk av bildet. Vi trodde bildet var bra kollimert helt til vi fjernet bildekanten, som skjulte det egentlige bildefeltet.

For å få det optimale bilde er det viktig med tilsyn og å få tilbakemelding på bilder en har tatt. Vi tror det er for lite av dette. Vi synes det er viktig å være kritisk til egne og hverandres bilder, og gi konstruktive tilbakemeldinger for å kunne utvikle seg som radiograf. Oppfatningen vår er at radiografer er flinkere til å gi sånne tilbakemeldinger til studenter enn til sine kollegaer.

5.3.2 Effektiv dose og biologiske effekter

Effektiv dose er en viktig doseindikator, fordi den tar hensyn til at ikke alt vev er like sensitivt for stråling. Senvirkningene vil være forskjellig for ulike organ. Organer med kraftig celleproduksjon er mer strålefølsomme enn andre, det gjelder for organer som gonader, øyelinse, rød benmarg, brystkjertelvev, tarmepitel og tyroidea. På nesten alle de projeksjonene vi har valgt å se på, vil en kunne komme i kontakt med en eller flere av disse strålefølsomme organene. Siden projeksjonene ligger så sentralt i kroppen, vil man kunne treffe flere av disse med et stort bildefelt. Dette er lite ønskelig, siden det kan føre til biologiske effekter og senskader.

All stråledose vil gi en viss risiko for å utvikle biologiske effekter. Sannsynligheten for biologiske effekter øker med økt stråledose. Resultatene våre viser at det flere steder er større stråledose en nødvendig, som igjen resulterer i økt sjanse for å utvikle senskader. Senskader kan opptre uansett dosenivå, og kan oppstå flere år etter bestrålingen. Det at bildefeltet er for stort kan være medvirkende til at en kan utvikle cancer, eller det kan ha innvirkning på arvestoffet. Utviklingen av cancer er nesten lineær med stråledosen, noe som vil si at det er større sjanse for å utvikle cancer ved sacrum side enn ved hofte lauenstein, som er de prosedyrene som har størst avvik ut i fra våre resultater.

Ser vi på statistikk på antall gjennomførte undersøkelser utgjorde pelvis, hofte, LS- og thoracalcolumna 8390 undersøkelser i 2009 på Gjøvik (Engh, Grethe, e-post 26.04.10). Samme projeksjoner utgjorde på Elverum i følge Elisabeth Markussen (e-post 27.04.10) 9068 undersøkelser i 2009. Disse tallene inkluderer ikke ø-hjelp. På landsbasis ble det i 2008 utført 3,15 millioner røntgen- og CT undersøkelser (pers. medd. Anja Almèn, Statens Strålevern, 06.05.10). Hvis det er så store avvik på alle sykehus, vil det utgjøre store unødvendige stråledoser.

Vi ser at de projeksjonene vi tar for oss utgjør mange undersøkelser på et år på Gjøvik og Elverum, altså det er undersøkelser som tas ganske ofte. Mange av de undersøkelsene gjelder pasienter som kommer ofte til røntgen, for blant annet kontroller. Selv om det er en liten dose å spare på å blende inn hvert enkelt bilde, kan det bli mye til sammen. Tar vi for eksempel et pelvis bilde med et avvik mellom eksponert- og optimalt bildefelt på 50%, der avvik i dose er 0,2 mSv, og ganger dette med antall pelvisundersøkelser som ble gjort i 2009 på Elverum, utgjør det 777mSv. Hvis dette hadde vært et avvik som gjelder alle pelvisundersøkelser, kunne en spart Elverums befolkning for 777mSv, som tilsvarer ca 65 CT abdomen. Ser vi på sacrum side og alle bildene hadde 130% avvik i bildefelt og en kunne spart 0,7mSv per bilde, kunne en til sammen spart 853mSv. Dette tilsvarer ca 285 CT caput. Dårlig innblending kan gi konsekvenser for pasienter som er ofte til undersøkelse.

5.4 Metodekritikk

Vi mener at valg av metode har vært riktig for å få svar på problemstillingen vår. Det er ingen annen metode som ville gitt de samme resultatene. Denne metoden har gitt oss data som viser størrelsen og avviket på innblendningen, som var det vi var ute etter å få svar på.

Svakheten ved denne metoden er at vi ikke vet noe om pasientsituasjonen. Vi har ingen opplysninger om verken pasientstørrelse, om pasienten var urolig, sprek eller funksjonshemmet. Dette er faktorer som kan ha innvirkning på bildefeltet. Hadde vi valgt direkte observasjon og vært til stede for og fulgt med på pasientsituasjonen, hadde

vi fått informasjon om dette. Men vi tror det ville ha påvirket resultatet ved at radiografen hadde blendet bedre inn.

Det er noen faktorer som gjør at resultatene kunne sett annerledes ut. På lab C blir det benyttet bildeplater. Vi ser ikke om feltstørrelsen har vært større enn bildeplaten. På mange av bildene har vi sett at hele bildeplaten har blitt eksponert, men dersom feltet har vært større enn bildeplaten, har vi ikke kunnet måle dette. Men vi tror det er sjeldent at radiografene eksponerer utenfor bildeplaten. Alle radiografer skal vite hvor stor bildeplaten er, og vi tror ikke radiografene eksponerer utenfor dette feltet.

Som nevnt i metodekapittelet har vi benyttet bildekriterier ut i fra litteraturen, og vi har ikke sett på avdelingens prosedyrer. Vi vet ikke om avdelingen følger andre prosedyrer som følger andre bildekriterier. Vi har snakket med en radiolog, som har sett på og godkjent bildekriteriene vi har benyttet.

Vi har brukt måleverktøyet i PACS for å finne arealet på eksponert- og optimalt bildefelt. Vi har selv målt bildefeltene med dette verktøyet, og det er vanskelig å få helt like målinger hver gang. Hadde en målt samme bilde på nytt, ville man trolig ikke fått nøyaktig samme resultat. Vi har hele tiden vært to som har utført målingene, for at det skal bli mest mulig nøyaktig og korrekte målinger.

Ut i fra målingene fikk vi mye tallmateriale. Oppgaven er begrenset og vi måtte gjøre noen valg på hva vi ville presentere som våre resultater. Vi kunne blant annet presentert grafer som hadde fortalt i hvilken retning (lengde og bredde) det var størst avvik. Dette ville kanskje gjort resultatene mer konkrete. Vi valgt å se på den generelle innblendningen og hva det har å si for pasientens stråledose.

5.4.1 Validitet og reliabilitet

Når det gjelder gyldighetene av dataene mener vi at vi kan si noe om de fleste projeksjonene vi har sett på. Vi har valgt å utelukke thoracalcolumna på alle labbene fordi vi synes vi hadde for lite data til å kunne si noe om resultatene. Det samme gjelder LS-columna, IS-ledd AP/PA og sacrum på lab C. På IS-ledd AP/PA har vi valgt å ikke

si så mye om resultatet siden vi ikke har skilt mellom prosedyrene og det er vanskelig å sammenligne dem.

Vi har en relativt liten studie, der vi bare har valgt en tilfeldig uke på hvert sykehus. Målingen ble utført i en helt vanlig og tilfeldig uke, uten helligdager eller andre spesielle dager, slik at det skulle fremstille virkeligheten og den vanlige hverdag. Vi tror at resultatene hadde vært forholdsvis like dersom vi hadde valgt en annen uke. I utførelsen av målingene har vi fulgt bildekriteriene og vært nøyaktige. Det gjør at vi i forhold til gjennomføringen av målingene mener at dataene er pålitelige.

Våre resultater er gyldige for Sykehuset Innlandet, divisjon Gjøvik og Elverum. Vi mener vi har fått nok målinger til å si noe om resultatene. Vi synes vår metode og resultater gir svar på problemstillingen vår. Målet med oppgaven var å finne ut hvor god innblendingen av røntgenbilder er, og det mener vi at vi har fått svar på.

5.5 Videre forskning

Vi har ikke lyktes i å finne noe tidligere forskning på dette området. Vi mener at dette er et viktig tema å sette fokus på, og vi synes det bør gjøres mer forskning på dette området. Ut fra resultatene ser vi at det kan gjøres forbedringer her.

Vi synes at det også kunne være interessant å vite noe om radiografenes holdninger til kollimering, for å se hva radiografene selv mener om viktigheten av kollimering. Dette er noe vi ikke har valgt å ha fokus på i denne oppgaven, men som kunne vært spennende å se på ved en annen anledning.

6.0 Avslutning

Målet med denne oppgaven var å se hvordan innblendning av røntgenbilder samsvarte med bildekriteriene. Vi valgte å bruke en metode som gjorde at vi fikk konkrete tall på avviket mellom eksponert- og optimalt bildefelt. Vi mener denne metoden har gitt oss svar på vår problemstilling.

Resultatene viser at det er avvik mellom eksponert- og optimalt bildefelt. Det er varierende hvor store avvikene er, og de projeksjonene med størst avvik er hofte lauenstein og sacrum side. Det kan være flere ulike grunner til at radiografene må ta et større bildefelt enn det bildekriteriene sier, men generelt mener vi at avvikene er for store. Et gjennomsnittsavvik på 171% på sacrum side, som er det største gjennomsnittsavviket, vil si at bildet er nesten tre ganger større enn nødvendig.

Pelvis og LS-columna AP er de to projeksjonene som ligger nærmest opp til bildekriteriene. Trolig er det lettere å palpere seg fram til sentring og bildefelt, samtidig som det er liten divergens.

Ut i fra resultatene ser man også at gjennomsnittsavvikene på de ulike projeksjonene er lavere på lab C enn på de andre labbene. Det kan se ut som om bildeplater gjør det lettere å ta et riktig bildefelt.

Stråledosen til pasienten øker lineært med feltstørrelsen. Derfor vil større feltstørrelse gi høyere stråledoser til pasienten. Ved god kollimering kan en spare pasienten for unødvendig stråledose. All stråledose er av betydning og det kan føre til biologiske effekter som cancer og gi skade på arvestoffet.

Vi hadde en forståelse om at kollimering av røntgenbilder kan forbedres. Etter å ha gjort målingene og fått et resultat har vi kommet frem til at det ikke bare var antakelser, men et område med potensial for forbedringer og som en bør ha fokus på.

7.0 Litteraturliste

Bontrager, Kenneth L. og John P. Lampignano (2010). *Textbook of radiographic positioning and relates anatomy*. 7. Utgave. St. Louis: Elsevier Mosby

Bushong, Stewart C (2008). *Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection*. 9. utgave. St. Louis: Elsevier Mosby

Carlton, Richard R. og Arlene McKenna Adler (2007). *Principles of radiographic imaging: an art and science*. 4. Utgave. Philadelphia: Saunders Elsevier

Dalland, Olav (2007). *Metode og oppgaveskriving for studenter*. 4. Utgave. Oslo: Gyldendal akademisk

Frank, Eugene D. m.fl. (2007). *Merrill's atlas of radiographic positioning & procedures*. 11. Utgave. St. Louis: Mosby Elsevier

Martin, Collin J. (2008). Radiartion Protection Dosimetry: *The application of effective dose to medicale exposures* [online], URL:
<http://rpd.oxfordjournals.org/content/128/1/1.full.pdf+html> (10.04.10)

Martin, Collin J. (2007). The British Journal of Radiology: *Effective dose: how shoud it be applied to medical exposures?* [online] URL:
<http://bjr.birjournals.org/cgi/reprint/80/956/639> (10.04.10)

McVey, G. og H. Weatherburn (2004). The British Institute of Radiology: *A study of scatter in diagnostic X-ray rooms* [online], URL:
<http://bjr.birjournals.org/cgi/reprint/77/913/28> (05.03.10)

Neubeck, Ragnar (2005). Uppsala Universitet, Enheten för Radiologi: *Kompendium i Röntgenteknologi* [online], URL:
<http://www.radiol.uu.se/utbildning/rtgsjuksk/Rtgteknologi.html> (23.04.10)

Statens Strålevern (2009). *Skjerming av pasient* [online] URL:
http://www.nrpa.no/eway/default.aspx?pid=239&trg=Center_6304&LeftMiddle_6254=6264:0:27,4830:1:0:0:::0:0&CenterAndRight_6254=6304:0:15,4922:1:0:0:::0:0&Center_6304=6312:80490::1:6321:1:::0:0 (23.04.10)

Statens Strålevern (2009). *Stråledoser og grenseverdier* [online], URL:
http://www.nrpa.no/eway/default.aspx?pid=239&trg=Center_6304&LeftMiddle_6254=6262:0:27,4829:1:0:0:::0:0&CenterAndRight_6254=6304:0:27,4970:1:0:0:::0:0&Center_6304=6312:80096::1:6321:2:::0:0 (28.04.10)

Statens Strålevern (2008). *Veileder 5: "Veileder om medisinsk bruk av røntgen- og MR-apparatur underlagt godkjenning"* [online], URL:
<http://www.nrpa.no/dav/bac3c61794.pdf> (03.04.10)

Statens Strålevern (2007). *Veileder 5b: "Veileder om representative doser for røntgenundersøkelser"* [online], URL: <http://www.nrpa.no/dav/5184774fe5.pdf>
(06.04.10)

Uffmann, Martin og Cornelia Schaefer-Prokop (2009). *European Journal of Radiology: Digital radiography: The balance between image quality and required* [online], URL:
http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MIimg&_imagekey=B6T6F-4WTRWKS-1-9&_cdi=5029&_user=1643783&_pii=S0720048X09003544&_orig=search&_coverDate=11%2F30%2F2009&_sk=999279997&view=c&wchp=dGLbVIW-zSkzk&md5=678503d99b9a369513c9545462c3feal&ie=/sdarticle.pdf (28.01.10)

Universitetet I Oslo (2008). *Stålevern: Biologiske effekter av ioniserende stråling* [online], URL:
http://www.uio.no/for_ansatte/drift/sikkerhet/stralevern/biologiske_effekter_av_ioniserende.html (10.03.10)

Willis, Charles E. (2004). *Approaches and solutions: Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR* [online], URL:
<http://www.springerlink.com/content/xvh5pq8d7cc4jw5l/fulltext.pdf> (09.02.10)

Etterord

Dette har vært et kvalitetssikringsprosjekt som vi har gjort på vegne av Sykehuset Innlandet, divisjon Gjøvik og Elverum. Det har vært en veldig lærerik prosess, fra å finne tema, til innsamling av data og skriving av selve oppgaven. Resultatet gir oss et bilde på hvordan det står til med kollimeringsteknikken ved disse labbene, og vi håper vårt prosjekt vil være med på å sette fokus på kollimering som et strålebesparende tiltak.

Vedlegg 1

Helge Grimnes
Personvernrådgiver

09.03.2010

Sykehuset Innlandet HF, radiologisk avdeling ved Gjøvik og Elverum, gjennomfører et kvalitetssikringsprosjekt som har til hensikt å redusere unødvendig stråledose til pasient ved riktig innblending ved røntgenundersøkelser.

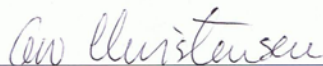
Dette gjøres ved å undersøke pasientbilder i sykehusets PACS. For gjennomføringen av prosjektet får sykehuset hjelp av radiografstudenter ved Høgskolen i Gjøvik, Rebekka Grande Loen og Lisa Nereng. Prosjektet gjennomføres ved å måle avvik i blendekant fra standard bildekriterier. Undersøkelsen gjennomføres i et avgrenset tidsrom på 2 uker.

Det registreres ikke pasientdata i forbindelse med prosjektet. Følgende data registreres for undersøkelsen: Avvik i centimeter og registrert stråledose for undersøkelsen. Dataene vil ikke kunne kobles til pasientdata.

Data er SIHF's eiendom og vil ikke finnes utenfor SIHF ved prosjektavslutning uke 52.



Jarle Brudevoll
(Avdelingsleder rad.avd. Gjøvik)



Gro Christensen
(Avdelingsleder rad.avd. Elverum)

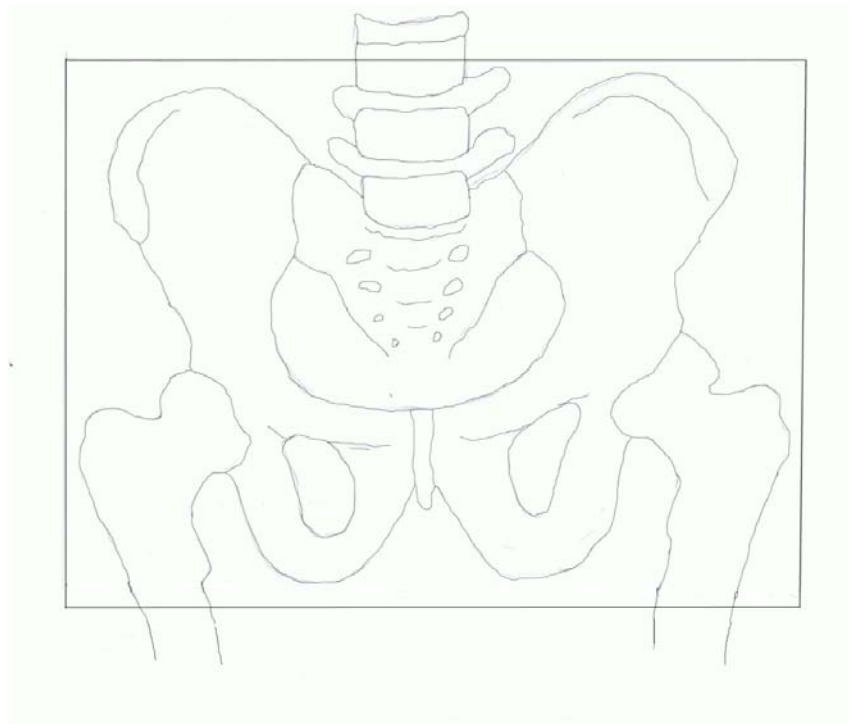


Wenche Aamodt Furuset
(Divisjonsdirektør Medisinsk Service, Sykehuset Innlandet)

Pelvis

- Pelvis med os ileum, crista iliaca, os ischii, os pubis, foramen obturatum, spina ischiadica, spina iliaca anterior inferior, symphysis pubica.
- Ileosacralledd
- Sacrum
- Coccyx
- L5
- Caput femur
- Collum femur
- Acetabulum
- Trochanter major, evt spissen av trochanter minor
- ¼ av proximale femur

(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Lavt bekken

Kontroll av hofteproteser og begge hofter

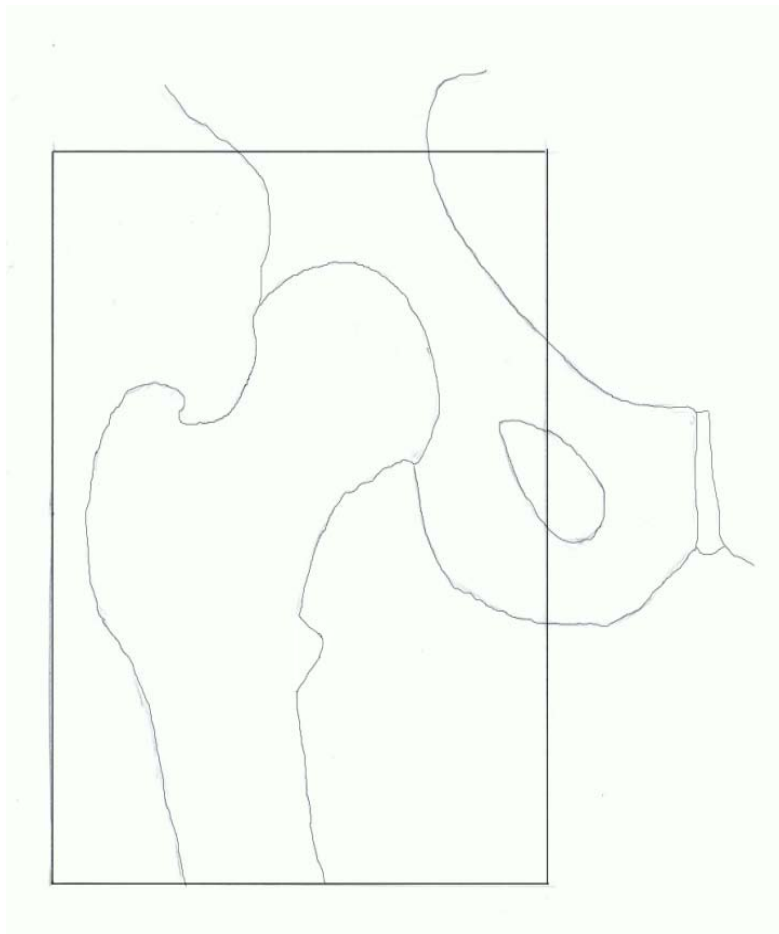
- Distale del av sacrum
- Coccyx
- Os ischii
- Os pubis
- Foramen obturatum
- Spina ischiadica
- Spina iliaca anterior inferior
- Symphysis pubis
- Acetabulum
- Caput femur
- Collum femur
- Trochanter major, evt spissen på trochanter minor
- Hele hofteprotesen skal synes på bilde, inkludert evt sement.

(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)

Hofte AP

- $\frac{1}{4}$ av proximale femur
- Acetabulum med overgangen til os pubis, os ishium og os ileum
- Caput femur
- Collum femur
- Trochanter major, evt spissen av trochanter minor
- Hele proteser skal være synlige

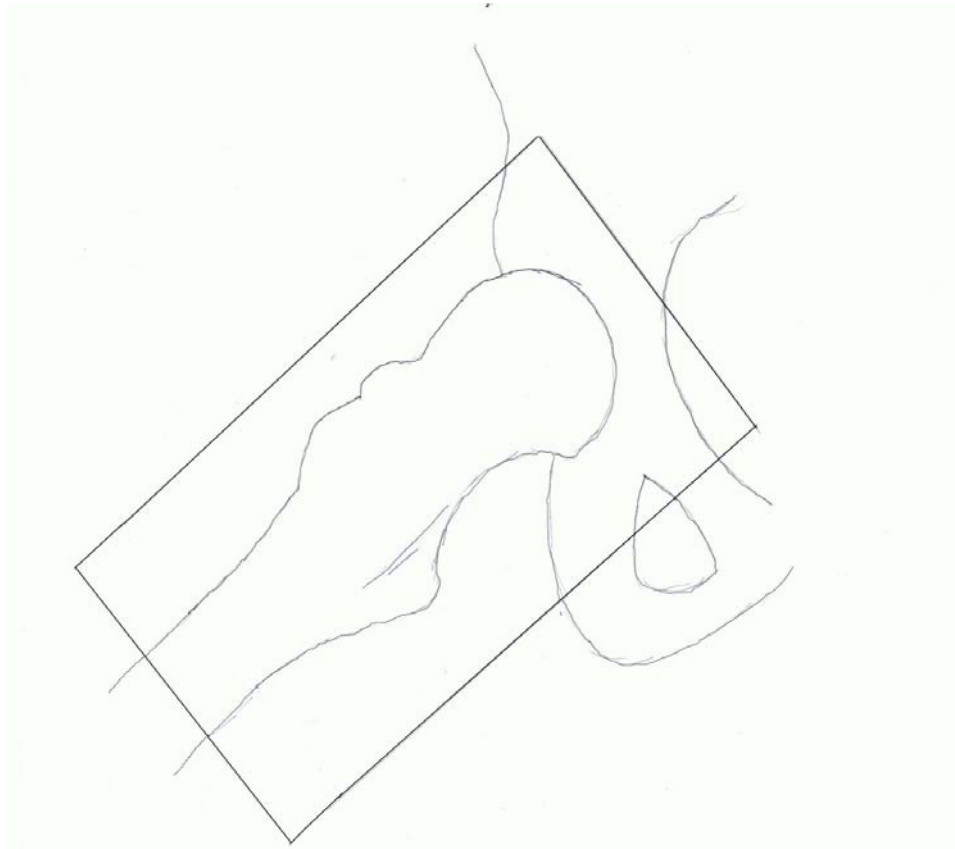
(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Hofte lauenstein

- $\frac{1}{4}$ av femur
- Acetabulum med overgangen til os ishium, os ileum og os pubis
- Caput femur
- Collum femur
- Trochanter major
- Trochanter minor
- Evt. hele protese

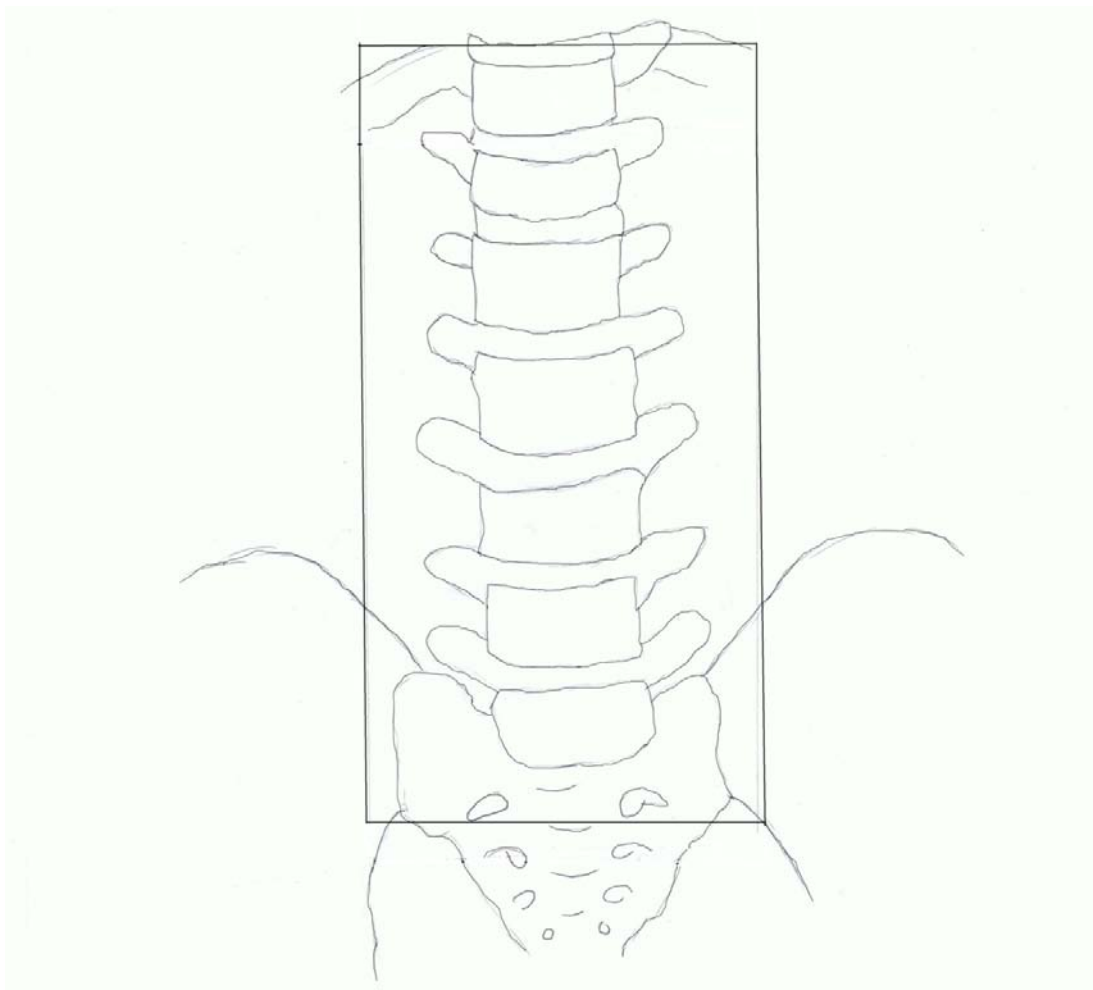
(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Lumbal columna AP

- Lumbale corpus
- T11-S1
- Prosesus spinosus
- Prosesus transversus
- Alle discus intervertebralis
- Ileosacralledd

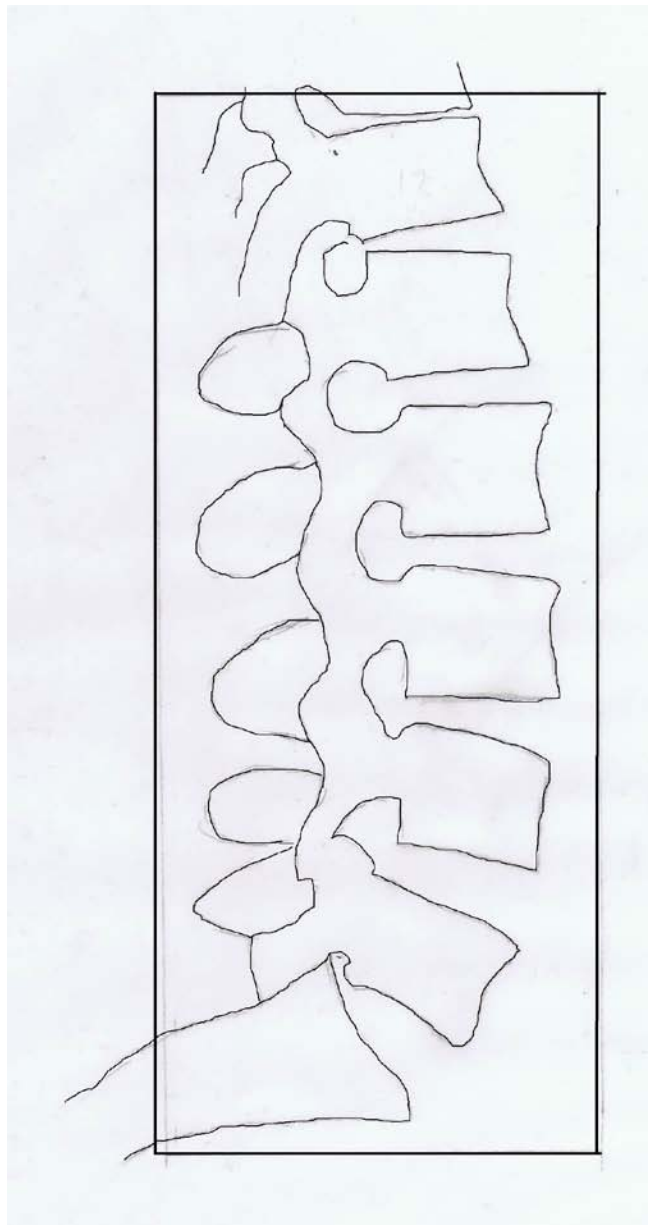
(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Lumbal columna lateral

- Lumbale corpus
- Prosesus spinosus
- T11-S1
- Intervertebrale foramen
- Alle discus intervertebralis

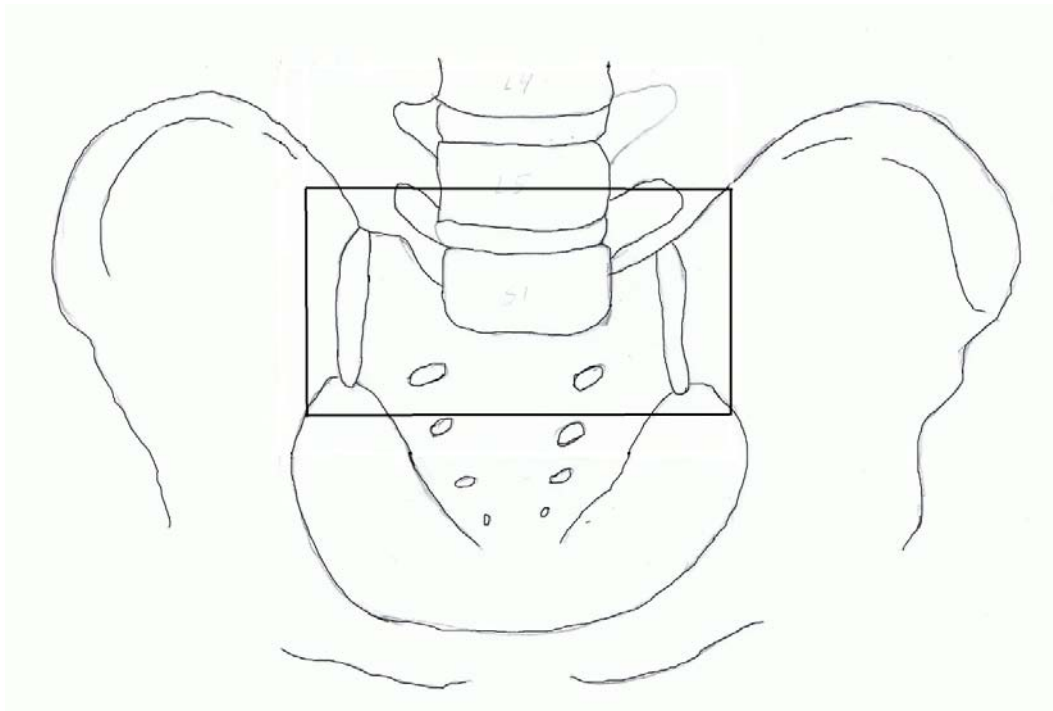
(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Ileosacralledd AP/PA

- Hele ileosacrallede
- L5
- Prosesus spinosus på L5, evt L4
- Prosesus transversus på L5, evt L4
- Overgangen til mediale os ileum
- Discus intervertebralis mellom L5-S1, evt mellom L4-L5

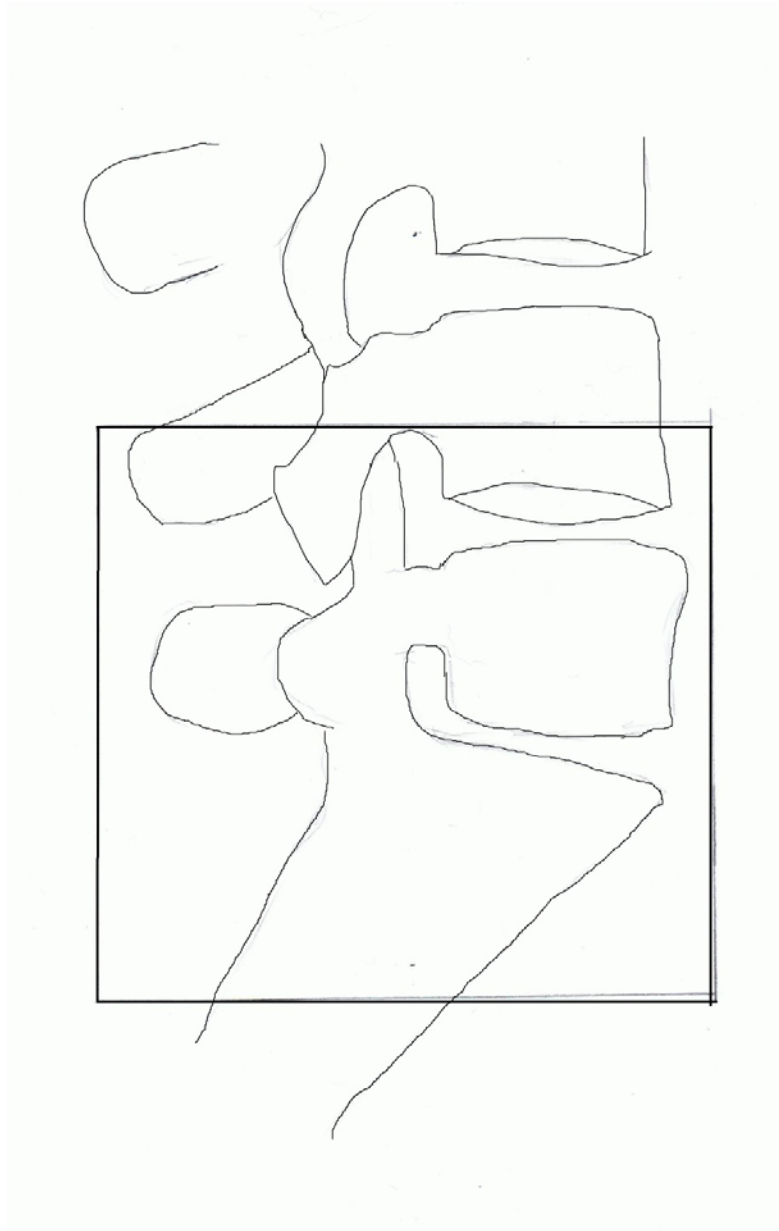
(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Sacrum lateral

- Halve L4-sacrum
- Prosesus spinosus på L4 og L5
- Discus intervertebralis L4-L5 og L5-S1

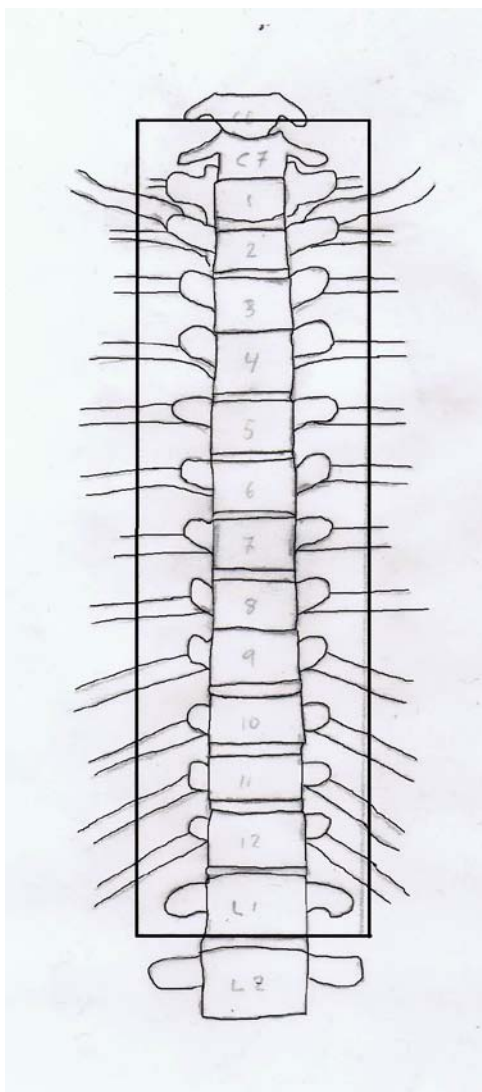
(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Thoacal column AP

- Thoracale corpus
- prosessus transversus
- prosessus Spinosus
- mediale den av costa
- C7 – L1
- Sternoclavicularleddene skal synes
- Mediale del av clavicula
- Alle discus intervertebralis

(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)



Thoracal columna lateral

- Thoracale corpus
- Intervertebrale foramen
- Alle discus intervertebralis
- C7 – L1

(Bontrager og Lampignano 2010; Ballinger, Frank og Merrill 2003)

