

Masteroppgave

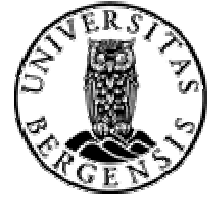
Masterprogram i helsefag

Studieretning: RAB-fagene

Institutt for samfunnsmedisinske fag

Det medisinske fakultet

Universitetet i Bergen



Analyse av variasjon i representative doser ved Computed-tomografi undersøkelser



Høsten 2008

Reidun Dahl Silkoset

Forord

Denne oppgaven utgjør siste del i arbeidet med en mastergrad ved Masterprogram i helsefag - Radiograf/Audiograf/Bioingeniør ved Universitet i Bergen. Ideen til arbeidet kom fra Strålevern Rapport 2007:2 Representative doser i Helse Øst, og ble til i samarbeid med Statens strålevern. Seksjonssjef Hilde M. Olerud ved avdeling for Kvalitetsutvikling innen medisinsk strålebruk har gitt meg tilgang til dette datamaterialet, som har inspirert til innhenting av tilleggsopplysninger vedrørende temaet.

Hovedveileder Hilde M. Olerud fortjener en stor takk for faglige bidrag, konstruktive innspill, god hjelp med litteratur og motivasjon underveis i arbeidet.

Stor takk rettes også til min andre veileder, høgskolelektor Kristin Bakke Lysdahl, som har gitt meg verdifull veiledning på metodesiden og hjulpet til med å strukturere oppgaven. Hennes oppmuntringer underveis har også vært av stor betydning for resultatet.

Jeg takker alle fagradiografer som lånte meg tid og for oppklarende innspill som danner deler av det empiriske materialet i denne oppgaven.

Takk også til min arbeidsplass Høgskolen i Oslo, studieleder Agnes Vinorum og kolleger ved radiografutdanningen som har gitt meg tid, og hjulpet meg på veien.

Takk også til statistikker Thore Egeland, for hjelp med analysen.

Jeg vil også rette en takk til Statens strålevern for lån av kontorplass i et hyggelig miljø, og til de ansatte for gode råd og praktisk hjelp.

Livet har en tendens til å bringe uventete ting inn i fokus, og slik har det vært under arbeidet med dette prosjektet. Jeg valgte å legge prosjektet til side en periode for å være med min fars side ved hans uventete sykdom og død.

Takk også til min mann Dag, og jentene våre Andrea og Ina. De har gitt meg ro, tid og anledning til å gjennomføre dette arbeidet.

*Haslum, oktober 2008
Reidun Dahl Silkoset*

Innhold:

| | |
|--|-----------|
| Sammendrag | v |
| Abstract | vi |
| 1. Introduksjon | 1 |
| 1.1 Økte og varierende stråledose fra CT-undersøkelser..... | 2 |
| 1.2 Verktøy for arbeid med optimalisering..... | 3 |
| 1.3 Problemstillinger..... | 5 |
| 1.4 Oppgavens oppbygning..... | 7 |
| 2. Teori | 9 |
| 2.1 CT – oppbygning, vikemåte og bildedannelse..... | 9 |
| 2.2 Automatisk modulering av rørstøm..... | 11 |
| 2.3 Parametre ved scanning..... | 13 |
| 2.4 Optimalisering av CT protokoller..... | 17 |
| 2.5 CT Dosimetri..... | 21 |
| 2.6 Stråling og biologiske effekter..... | 25 |
| 2.7 Regelverk på strålevernsoområdet..... | 27 |
| 3 Metode | 29 |
| 3.1 Datainnsamling..... | 29 |
| 3.2 Operasjonalisering av optimalisering..... | 31 |
| 3.3 Beregning av effektiv dose..... | 33 |
| 3.4 Analyser..... | 35 |
| 3.5. Etske overveielser..... | 35 |
| 4. Resultater | 37 |
| 4.1 Variasjon i dosedata..... | 38 |
| 4.2 Variasjonen i scan-parameterne..... | 42 |
| 4.3 Variasjon i arbeid med doseoptimalisering..... | 44 |
| 4.4 Sammenhenger mellom dosevariasjoner og scan-parameterne..... | 47 |
| 4.5 Sammenhenger mellom dosevariasjoner og optimalisering..... | 50 |
| 4.6 Dosevariasjonen i effektiv dose..... | 54 |
| 5 Diskusjon | 58 |
| 5.1 Variasjon i dosedata..... | 58 |
| 5.2 Scan-parametere som forklaring på dosevariasjon..... | 61 |
| 5.3 Hvordan varierer arbeidet med optimalisering, og påvirker det de representative dosene?..... | 66 |
| 5.3.1. Grundig og jevnlig optimaliseringsarbeid..... | 66 |
| 5.3.2 Samarbeid mellom kvalifisert personale om optimaliseringsarbeid..... | 68 |
| 5.3.3 Dokumentert og tilgjengelig optimaliseringsarbeid..... | 69 |
| 5.4 Alternative forklaringer for dosevariasjon..... | 70 |
| 5.6 Potensialet for dosebesparelse..... | 71 |
| 5.7 Metodevurdering..... | 73 |
| 6. Konklusjon | 75 |
| 7. Litteratur | 76 |

| | |
|---|-----------|
| Vedlegg 1 Resultater fra de innsamlede representative doser i Helse 2006 | 79 |
| Vedlegg 2 Skjema for kartlegging av Caput scan teknikk..... | 82 |
| Vedlegg 3 Skjema for kartlegging abdomen scanteknikk..... | 83 |
| Vedlegg 4 Spørreskjema om arbeid med optimalisering | 84 |
| Vedlegg 5 Informasjons brev | 85 |
| Vedlegg 6 Spørreskjema med svaralternativer | 86 |
| Vedlegg 7 Dosekalkulator, eksempel på utskrift fra caput..... | 87 |
| Vedlegg 8 Oversikt over variablene i materialet | 88 |

Sammendrag

Bakgrunn: Stråledoser fra CT-undersøkelser varierer mye mellom ulike laboratorier, og et stadig økende antall CT-undersøkelser bidrar til stigende befolkningsdose.

Studiens hensikt er å se om denne dosevariasjonen kan forklares ved måten man utfører undersøkelsene på, og om det er sammenheng mellom doser og arbeid med optimalisering. Videre er det et mål å se hvilken betydning variasjonen har for befolkningsdosen.

Materiale og metode: Representative doser for CT-caput og CT-abdomen ved 22 laboratorier i Helse Øst ble benyttet og kvalitetssikret. I en spørreundersøkelse ble data om scan-teknikk og doser innhentet, og ulike aspekter ved optimaliseringsarbeid. Effektiv dose ble estimert for alle undersøkelsene. Deskriptive frekvens, korrelasjon og variansanalyser ble foretatt.

Resultater: De representative dosene varierer med en faktor 3 til 4 for hode og abdomen. Beregnet gjennomsnittelig effektiv dose viser en liten reduksjon for abdomen sammenlignet med tidligere studie i Norge (1995). Studien viser en reduksjon i representative doser på 20 % for de som jevnlig reviderer protokollene sine, og der fagradiograf har videreutdanning i CT og arbeider flerfaglig (medisinsk fysiker, radiograf og radiolog) med optimalisering.

Konklusjon: CT laboratorier legger ulik vekt på arbeid med optimalisering, og det er stor variasjon i bruk av scan-parametere. Dette gir variasjon i doser ved CT-caput og CT-abdomen undersøkelser. Studien tyder på at dosebidraget fra CT til befolkningsdosen kan reduseres med opp til 50 % ved arbeid med optimalisering av protokoller. Studien legger grunnlag for videre forskning om bruk av dosemodulering og scan-teknikk.

Nøkkelord: CT, Representative doser, optimalisering og scan-parametere.

Abstract

Background: Radiation doses from CT examinations vary much between different hospitals and X-ray institutes, and the increased numbers of examinations are the reason for the increase in collective effective dose.

The aim with the work is to see if this dose variation can be explained by the way the examinations are done and if there is a connection between the dose and work with optimization. Further the aim is to see which significant variations have for the collective effective dose.

Material and Methods: Local diagnostic reference level (local DRL) from CT-caput and CT-abdomen from 22 hospitals and X-ray institutes in Norway are used and quality assured. A questionnaire gathered data about scan-techniques and doses and various aspects with optimization. Effective dose was estimated for all examinations. Descriptive frequency, correlation and variance analysis were undertaken.

Results: The local DRL vary with a factor 3 to 4 for caput and abdomen. Calculated average effective dose shows a small reduction for abdomen compared with an earlier study in Norway (1995). The study shows a reduction in local DRL in 20% for those who frequently revise their protocols and where the radiograph has postgraduate studies in CT and work in a multidisciplinary (medical physicist, radiograph and radiologist) with optimization.

Conclusion: CT laboratories emphasize different optimization work and a large variation in the use of scan-parameters can be found. This results in variation of doses with CT-caput and CT-abdomen examinations. The work interprets that the dose contribution from CT to collective effective dose can be reduced by 50% by working with optimization of protocols. The work forms basis for additional research in the use of dose modulation and scan-techniques.

Key words: CT, representative doses, optimization, scan-parameters.

1. Introduksjon

Computed tomography (CT) er dataassistert snittfotografering hvor tynne tverrsnittavbildninger av pasienter blir visualisert ved røntgenstråler, og deretter databehandlet. CT ble introdusert i 1972 av G.N. Hounsfield, og ble et revolusjonerende verktøy i radiologien for diagnostisering av lidelser (Kalender, 2005). Allerede ved oppdagelsen var det kjent at CT-undersøkelser ga høye stråledoser enn vanlig røntgenavbildning, men metoden ble tatt imot med begeistring på grunn av de store kliniske fordelene den ga. De første CT maskinene brukte lang tid på bildeopptak og ga relativt dårlig kvalitet, mens dagens CT maskiner gir bildeopptak av meget høy kvalitet og romlig oppløsning. Denne utviklingen har bidratt til en sterk økning i bruken av CT (ICRP 2007a). Stråledosene til pasient ved CT-undersøkelser er relativt mye høyere enn ved vanlig planar avbildning, men dette oppveies ved at CT-undersøkelsene gir en vesentlig bedre diagnostisk informasjon. Det er likevel viktig å påse at stråledosene holdes så lave som mulig.

Studier viser at stråledoser for bestemte undersøkelser kan variere med en faktor 20 i Norge (Olerud & Finne, 1995), og faktor 10 i Storbritannia (Shrimpton et al., 2005) og USA (Stanley H. Stern et al., 2007). Strålevern Rapport 2007:2 viser at det fortsatt er store variasjoner (faktor 3-5) i dose for samme undersøkelse utført ved ulike sykehus i Helse Øst (nå del av Helse Sør-Øst) (Avset & Widmark, 2007). Denne rapporten har vært bakgrunnsmateriale og motivasjonen for studien.

Som radiograf og lærer ved radiografutdanningen har jeg stilt meg spørsmålet "*Hvorfor er det så store variasjoner i stråledose på de ulike sykehusene?*" Min erfaring er at det er stor variasjon i utførelsen av CT-undersøkelser, noe som kan være en forklaring på spørsmålet. Bakgrunn for valg av tema var derfor et ønske om å få vite om variasjon i utførelse av CT-undersøkelser var utslagsgivende for variasjon i dose, og hvordan dette kan forklares. Oppgaven har fått tittelen: **Analyse av variasjon i representative doser ved Computed-tomografi undersøkelser.**

De siste tjue årene har antall CT-undersøkelser økt med 800 % globalt (ICRP 2007a). Stråling er et viktig diagnostisk hjelpemiddel innen medisin, men det er samtidig blitt en

utfordring med hensyn til økt stråledosenivå. Det er viktig å minimalisere stråledosenivået på grunn av mulige senvirkninger i form av arvelig skader og kreft. Det er internasjonalt fokus på den økende bruken av CT, og at befolkningsdosene øker sett i sammenhengen med risiko for kreft. Det er lite sannsynlig at en person som mottar stråledose fra en CT undersøkelse vil ha økt risiko for kreft, men økningen i befolkningsdosen kan gi helsevesenet en utfordring i fremtiden (Brenner & Hall 2008).

1.1 Økte og varierende stråledose fra CT-undersøkelser

Når stråledosen til befolkningen øker, skyldes det i hovedsak økt bruk av CT (Brenner & Hall, 2007). I Norge hadde vi dobling i bruk av CT fra 1993 til 2002 (Børretzen et al., 2006). Av medisinsk stråling bidrar CT med 59 % av samlet befolkningsdose, men kun 11 % av antallet radiologiske undersøkelser. I og med at CT-undersøkelsene bidrar i vesentlig grad med befolkningsdosen, er det spesielt viktig å optimalisere disse undersøkelsene.

I Strålevern Rapport nr 11:1995: "Computer tomografi ved norske sykehus. Undersøkelsesteknikk og stråledose til pasient" fremkommer det at for samme undersøkelse varierer dose mye mellom ulike sykehus. Forholdet mellom største og laveste dose mellom sykehusene varierte med en faktor fra 8 til 20 avhengig av undersøkt organ (Olerud & Finne, 1995). Olerud og Finne (1995) forklarer dette med forskjell mellom ulike CT maskiner og varierende undersøkelsesprotokoller (scan-parametere, scan-teknikk, scan-volum og kontrastbruk). Den landsdekkende undersøkelsen ble utført ved å sammenligne undersøkelsesprotokollen for CT av 7 kroppsavsnitt og 12 kliniske spørsmålsstillinger¹. Stråledosen ved undersøkelser i eksempelvis thorax-/abdomenområdet ble estimert til 10-13 mSv i gjennomsnitt (Olerud & Finne, 1995). Undersøkelsen viste at Norge utfører flere CT-undersøkelser enn våre naboland og England, samt at vi ligger høyere i dose per undersøkelse. Tall fra 2006 bekrefter at vi fremdeles ligger høyt i antall CT-undersøkelser (Børretzen et al., 2006a).

¹ Dosen ble beregnet ved hjelp av data og metode utviklet av National Radiological Protection Board (NRPB) i England (nå Health Protection Agency HPA siden 2005) OLERUD, H. M. & FINNE, I. E. (1995) *Computer-tomografi ved norske sykehus: undersøkelsesteknikk og stråledose til pasient*, Østerås, Statens strålevern.

Økende stråledosebidrag fra CT er hovedtema for internasjonale strålevernorganisasjoner og fagmiljøer: Et søk på MedLine med søkeordene reference dose and computed tomography ga 337 resultater (30. mai 2007), hvor halvparten av artiklene er publisert fra 2004 og frem til mai 2007. I Storbritannia har Shrimpton med flere (2006) foretatt en studie av doser ved ulike CT-undersøkelser, ”*Doses from Computed Tomography(CT) Examinations in the UK*. Studiet bygger på opplysninger fra 2000 pasientundersøkelser av barn og voksne. Resultatet viser en gjennomsnittlig reduksjon i dose på 10-40 % fra tidligere undersøkelse utført i 1991, men samtidig viser studiet en økning av dose ved multislice CT (MSCT) og undersøkelser av barn (Shrimpton et al., 2006). Det er altså usikkerhet knyttet til utvikling i dosenivået pr undersøkelse, og det er behov for mer kunnskap om hvordan ulike faktorer påvirker dette.

1.2 Verktøy for arbeid med optimalisering

Den internasjonale strålevernorganisasjonen **I**nternational **C**ommission on **R**adiological **P**rotection (ICRP), har tre grunnprinsipper for strålevern: **berettigelse**, **optimalisering** og **dosebegrensning** av medisinske undersøkelser med ioniserende stråling (ICRP, 1991). Hvorav optimalisering og dosebegrensning er sentrale for denne oppgaven. *Optimalisering* vil si at en undersøkelse utføres med lavest mulig stråledose (As Low As Reasonably Achievable = ALARA prinsippet), samtidig som en sikrer ønsket diagnostisk informasjon. Dette oppnås ved å velge riktig apparatur, prosedyre, eksponeringsteknikk, samt å benytte kvalitetssikrede prosedyrer (ICRP, 1991). Ved optimalisering av CT-undersøkelser foretas en systematisk vurdering av de ulike scan-parameterne med henblikk på bildekvalitet og dose.

Dosegrense er satt for å sikre at befolkningsdoser, individuelle doser, og antallet personer som utsettes for stråling holdes på et lavest mulig nivå, slik at ALARA prinsippet følges (ICRP, 2007a). For pasienter eksisterer ikke dosegrenser. Det forventes at nytten av å få utført en undersøkelse er større enn strålebelastningen. ICRP introduserte i 1990 ”dose constraint” (dosebegrensning), og utarbeidet da Diagnostiske referanseverdier (**D**ose **R**eferenc **L**evel, DRL). ICRP har anbefalt at alle land etablerer nasjonale referanseverdier basert på DRL for de vanligste undersøkelsesprosedyrene.

Disse referanseverdiene skal si noe om hvilket dosenivå en gitt undersøkelse ikke bør overskride, og skal være et verktøy for virksomhetene for å avdekke eventuelle høye doser til pasienter (ICRP, 1991). Referanseverdiene fremkommer ved 75-persentilen for dosefordelingen til en gitt undersøkelse, det vil si at 75 % av de innsamlede dosene var lavere enn referanseverdien for samme type undersøkelse. Statens strålevern har etablerte Nasjonale referanseverdier for et utvalg røntgenundersøkelser (Statens strålevern, 2005) på bakgrunn av landsdekkende doseundersøkelser på 1990 tallet, internasjonale publiserte verdier og fra EU sine anbefalinger. Det planlegges en revidering av referanseverdien når nytt materiale foreligger (Statens strålevern, 2005).

Representative doser er virksomhetens egne konstaterte doseverdi for en bestemt undersøkelsestype. De er beregnet ut fra gjennomsnittsverdien av dosen til minst 20 pasienter med en vekt mellom 60 og 80kg², og som er undersøkt med standardprosedyre uten komplikasjoner. De representative dosene skal sammenlignes med referanseverdiene, for deretter å vurdere bruken av stråledose til pasienter. Hvis den representative dosen for en avdeling overskrider referanseverdien skal det igangsettes dosereduserende tiltak. Ut fra kartlegging av representative doser ved røntgendiagnostiske undersøkelser vet en at det generelt er store variasjoner for samme undersøkelse utført ved ulike sykehus i Norge, se vedlegg 1 (Avset & Widmark, 2007). Ved å finne forklaringer på hvorfor pasienter får ulik dose avhengig av hvor undersøkelsen utføres, kan en iverksette konkrete tiltak for å redusere dosen på de laboratorier som ligger høyt i representativdose.

Moderne CT scannere oppgir mål for stråledose til hver pasient etter undersøkelsen gitt ved **CT Dose Index** (CTDI_{vol}) og **Dose Length Product** (DLP). Disse praktiske størrelsene gir et inntrykk av henholdsvis dosen i det bestrålte volumet og total energi avsatt i pasienten. De nasjonale referanseverdiene (DRL's) er knyttet til CTDI_{vol} og DLP, likeledes skal den representative verdien bestemmes for hvert CT laboratorium og undersøkelsestype. For mer nøyaktig estimering av stråledose til pasienten og organdoser må man beregne effektiv dose (ICRP, 1991). I følge strålevernforskriften har pasienter og pårørende krav på informasjon om dose og risikovurdering (Strålevernforskriften, 2004).

² I veileder 5b er vektclassen endret til 55-90kg Statens Strålevern (2007) *Veileder 5b: "Veileder om representative doser for røntgenundersøkelser"*.

1.3 Problemstillinger

I denne studien vil jeg analysere de representative dosene som er samlet inn for CT-undersøkelser fra offentlige helseforetak, private sykehus og røntgeninstitutter i region daværende Helse Øst i 2006. Jeg vil se på variasjonen av dosene, gjennomføring av optimaliseringstiltak og eventuelt gi en forklaring på dosevariasjonen. I tillegg vil jeg se på hvor stor betydning variasjonen i representativ dose har for effektive dose³.

Problemstillingene er som følger:

- 1. Hvordan varierer representative doser for Computertomografi?**
- 2. Hvordan varierer doseoptimalisering ved Computertomografi-laboratorier?**
- 3. Hvilke sammenhenger er det mellom variasjon i representative doser og doseoptimalisering?**
- 4. Hva representerer variasjonen i representative doser i effektiv dose?**

Avgrensninger og presiseringer:

Studien er avgrenset til representative doser for CT undersøkelse av hode (caput) og abdomen/bekken. Helseregion ble valgt ut i fra kriterier for innrapportering av representativ dose til Statens strålevern (per 2006). Det var kun Helse Øst som hadde rapportert inn slike data, og regionen ble derfor et naturlig valg. Helse Øst rapporterte, i tillegg til CT hode (caput) og CT-abdomen/bekken, også inn representativ dose for CT rygg og CT lunger. Disse har jeg bevisst utelatt, dette på grunn av at data fra CT lunger har ulik indikasjonstilling, samt at data fra CT rygg har hatt ulike NORAKO koder (CT CS og CT CL). CT rygg er i tillegg en undersøkelse som det gjøres færre av enn tidligere, da MR har vist seg å være bedre egnet.

³ Effektiv dose er en tenkt dose gitt til hele kroppen, og et mål for sannsynligheten for senvirkninger som følge av eksponeringen av stråling. Hvor det er tatt hensyn til at ulike organ og vev har forskjellig følsomhet for stråling, og måleenheten er Sivert (Sv) (ICRP, 1991).

CT-abdomen er en vesentlig bidragsyter til den kollektive effektive dosen⁴, og står for 21 % (Børretzen et al., 2006a). CT-caput, som er den vanligste CT undersøkelsen, gir 7 % av dosebidraget. I tillegg egner CT-caput seg for dosesammenligninger på grunn av relativ lik anatomiske form.

Doseoptimalisering er her avgrenset til to hovedområder; scan-parametere⁵ og hvordan avdelingene arbeider med optimalisering. Jeg forutsetter at det er ulik praksis i bruk av protokoller, og at optimaliseringsarbeidet av protokollene varierer. Dette er min forforståelse ut fra erfaring i praksis. Sammenhengen mellom disse to aspektene ved doseoptimalisering forstås slik at økt bevissthet om og aktivt arbeid med optimalisering gir utslag i endring av scan-parametere, som igjen vil gi utslag på de representative dosene.

Hovedhypotesen om sammenhengen mellom representative doser og doseoptimalisering er at variasjon i representative doser kan forklares med ulik grad av optimalisering ved de ulike laboratoriene. Altså:

H₁: Doseoptimalisering vil gi lavere representative doser.

H₀: Det er ingen sammenheng mellom representative doser og optimalisering.

Hjelpehypoteser til støtte for hovedhypotesen (H₁)

h1: Optimaliserte scan-parametere i protokollene gir lavere representative doser.

Hvordan ulike scan-parametere påvirker stråledosen er beskrevet i kap. 2.2, og hvilke scan-parametere som blir undersøkt i denne studien er beskrevet i kap. 3.3.

De øvrige hjelpehypotesene omhandler hvordan det arbeides med optimalisering ved de ulike laboratoriene.

h2: Jevnlig revidering av protokollen gir lavere representative doser.

h3: Grundighet i utførelse av optimaliseringsarbeidet gir lavere representative doser.

h4: Høyt kvalifisert flerfaglig personale som samarbeider om optimaliseringsarbeidet gir lavere representative doser

⁴ Kollektiv effektiv dose (CED) er den samlede dosen til befolkningen den er produktet av antallet undersøkelser og gjennomsnittelig effektiv dose per undersøkelse ICRP (2007a) *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Orlando, Elsevier..

⁵ Scanparametere i denne oppgaven er rørspenning (kV), rørstrøm (mAs), scanlengde, kolliminering, detektorkonfigurasjon, pitch og bruk av dosemodulering som kan endres av CT operatøren ved scanning.

h5: Dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoller og doseverdier gir lavere representative doser.

Alternative forklaringer til støtte for H_0 vil kunne være at variasjon i representative doser skyldes ulike skannermodell og detektortype ved laboratoriene, ulike bruk av kontrast og antall scan-serier, eller tilfeldig variasjon i pasienttykkelse. Disse alternative hypotesene vil ikke bli testet.

Mens de tre første leddene i problemstillingen søker å identifisere variasjonen og hvilke faktorer som påvirker dosenivået, vil det siste leddet kvantifisere hvor stort potensial for dosebesparelse variasjonen i representative doser representerer. Estimering av effektiv dose vil gjøres ved hjelp av Monte Carlo basert metode.

Bildekvaliteten og dose henger nøye sammen, men blir ikke vurdert i denne oppgaven, alle innsamlede doser er fra godkjente CT-undersøkelser, og er i henholdt til avdelingens krav til bildediagnostikk.

Videre utdypning av problemstillingene og hvordan data vil innhentes for å få besvart disse, blir beskrevet i kapitel 3.

1.4 Oppgavens oppbygning

I introduksjonen har jeg forklart bakgrunn for problemstillingene. Økningen av antallet CT-undersøkelser og dens bidrag til økt stråledose, samt variasjonen i doser mellom ulike laboratorier er beskrevet. I tillegg er strålevernutfordringer knyttet til CT nevnt og verktøy for arbeid med optimalisering av doser er presentert.

I kapittel to presenteres kunnskap om CT teknologi, virkemåte og bildedannelse, og en forklaring av de ulike scan-parametere som en protokoll inneholder. Videre blir optimaliseringsarbeid av protokoller og CT dosimetri gjennomgått. Til slutt i kapitlet gis en innføring i hvordan stråling kan utgjøre en helserisiko og litt om regelverk rundt medisinsk stråling.

Metode og hvordan dataene er samlet inn blir gjennomgått i kapittel tre. Her blir det også redegjort for hvordan begrepet optimalisering er operasjonalisert, og hvilke analyser som er gjennomført. Metodevurderingen er plassert i diskusjonskapitlet, da jeg mener det er resultatene som danner bakgrunn for vurderingen.

Resultatkapitlet er organisert ut fra problemstillingene, slik som beskrevet i introduksjonen. Frekvensfordeling av de ulike variablene er vist, og deres sammenheng med stråledosen.

I diskusjonen blir de viktigste funnene og mulige sammenhenger mellom varierende dose og arbeid med optimalisering diskutert, knyttet opp mot teori. Mine tanker om resultatenes nytteverdi kommer frem her, samt mulige temaer for videre forskning.

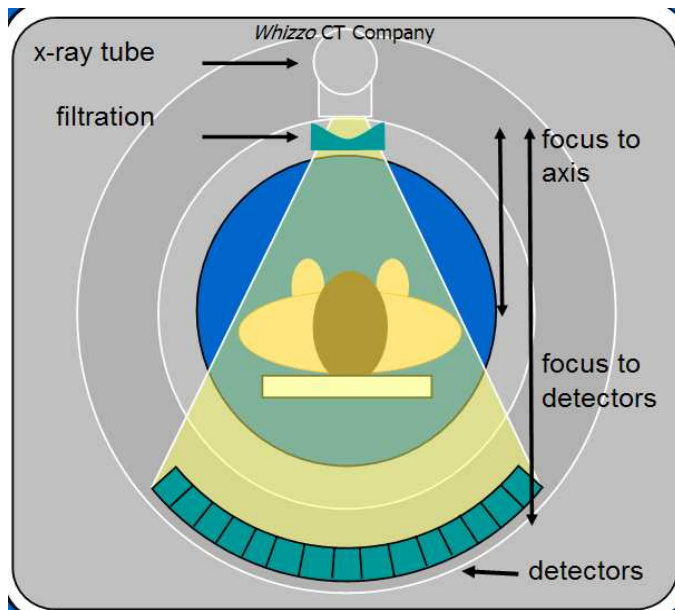
2. Teori

2.1 CT – oppbygning, vikemåte og bildedannelse

Utviklingen av CT maskinen fra 1972 har gått raskt, noe som skyldes både økende regnekraft for prosessering av data og bedre tekniske løsninger av røntgenrør og detektor.

CT er en røntgenmodalitet som brukes for å fremskaffe snittbilder, gjennom bildeopptak, rekonstruksjon og bildevisning. Under bildeopptak er pasienten plassert mellom røntgenrør og detektorer (se figur2). I dag er det er 3. generasjons CT maskiner som er mest vanlige, hvor all bevegelse av røntgenrør og detektor foregår i en kontinuerlig rotasjon rundt pasienten.

Røntgenrøret roterer og sender ut et tynt stråleknippe (0,5-40mm) gjennom pasienten i lengderetningen. Datainnsamlingen foregår i detektoren hvor transmisjonsdata registreres. I selve datamaskinen blir bildeopptaket rekonstruert ved hjelp av teknikken filtret tilbakeprojeksjon. Ved denne rekonstruksjonen får en så kunnskap om røntgentetthet (lineær attenuasjonskoeffisient, μ) i små vevselementer (voxel) i det bestrålte snittet. Avhengig av den relative røntgentetthet i ulike typer vev (gitt ved attenuasjonskoeffisienten) får hver voxel et CT nummer. Ved bildevisning på monitor får hvert CT nummer tildelt en gråtone, slik at en visuelt kan skille ulike vevstyper fra hverandre og dermed foreta billediagnostikk (Kalender, 2005). Bildeopptakene er aksiale når bordet beveger seg trinnvis og eksponering skjer kun når bordet står i ro. Spiral scan foregår ved at bordet beveges kontinuerlig (longitudinalt) samtidig som røntgenrøret roterer. På denne måten kan en forta raskere bildeopptak og få en bedre dynamiske undersøkelser, noe som er spesielt viktig ved undersøkelser med kontrast. Slike volumopptak kan rekonstrueres som 3D bilder (Kalender, 2005).



Figur 1 CT illustrasjon fra Impact som viser plassering av røntgenrør og detektor (Edyvean S. feb 2007).

De første CT skannerne, Singel slice CT (SSCT) hadde en detektor i Z-retning, og tok et bilde per rotasjon. Multi slice CT (MSCT) har flere longitudinale detektorrekker plassert ved siden av hverandre (4, 16, 64 eller 256), slik at en kan ta flere snittbilder per rotasjon. Detektorene i MSCT består vanligvis av keramiske scintillasjonsdetektorer, som er mer følsomme enn de som ble benyttet i tidlige CT skannere. Dette medfører at en får sterkere signal fra detektoren med lavere stråledose (Kalender, 2005).

Fordelen med MSCT er raskere bildeopptak og mulighet for rekonstruksjon av bilder med ulik snittykkelse, noe som åpner opp for flere type undersøkelser. Ved bruk av MSCT kan en ta bildeopptak av hele kroppen i løpet av 10-30 sekunder med isotropisk oppløsning på 0,4-0,6 mm (Kalender et al., 2008). CT-undersøkelser som angiografi, hjerte- og tykktarm (colon) er i dag blitt rutine ved mange virksomheter.

Skannergeometrien, avstanden mellom røntgenrør (fokus) og senter av rotasjonen (isosenter) og detektor (se figur 2) varierer mellom ulike CT modeller, og har innvirkning på stråledosen. Det er også forskjell i filtreringen av røntgenstrålene, effektiviteten til detektorsystemet og rekonstruksjonsalgoritmer. Det er derfor utfordrende å bruke samme scan parametere som kV og mAs på ulike CT modeller, da

disse vil gi ulik stråledose og bildekvalitet, selv på samme fantom og undersøkelse (ICRP, 2007b). Olerud & Finne (1995) fant i sin studie at en forskjell mellom scannere ved undersøkelse av thorax maksimalt kunne forklare 27 % av total variasjon i dose.

Ved MSCT vil de røntgenstrålene som treffer yterkantene av detektorene ha en annen vinkel (kjegleformet) enn de strålene som treffer sentrale deler av detektor. En økning i avstanden mellom røntgenrør og detektor reduserer muligheten for artefakter i yterkant av detektor, og gir en lavere pasientdose. Men for at signalet inn til detektor skal opprettholdes ved økt rør-detektor avstand må stråledosen økes ellers blir bildekvalitetsparameteren lavkontrast redusert (Kalender, 2005).

De ulike CT modellene har som nevnt ulik filtrering, men de fleste bruker 3mm aluminium og 0,1-0,4mm kobber. Denne filtreringen fjerner de laveste og høyeste energiene, og vi får da et mest mulig homogent energispekter på strålene. Formede filetere "bow-tie" brukes også i de fleste moderne CT maskinene. Hensikten med disse filtrene er å minske dosen, samt redusere spredt stråling. Ved å redusere intensiteten i periferien av stråleknippe, unngår vi artefakter i yterkantene av detektor ved MSCT (Kalender, 2005).

2.2 Automatisk modulering av rørstrøm

Regulering av rørstrøm under rotasjon benyttes for å få en mest mulig jevn bildekvalitet i opptaket, noe som gir mulighet for dosebesparelse (Gualdi, 2008). Modulering av rørstrøm (**T**ube **C**urrent **M**odulation, TCM) ble utviklet på starten 2000 tallet. Ved modulering justeres rørstrømmen under rotasjonen i forhold til pasienttykkelsen (attenuasjonen av strålene). Flere studier har vist at en kan oppnå en dosebesparelse på opp til 10-60 % for enkelte undersøkelser ved bruk av TCM, sammenlignet med bruk av konstant rørstrøm (Kalra et al., 2004, Kalender et al., 2008, McCollough et al., 2007a, Rizzo et al., 2006). Det finnes ulike typer moduleringer, angulær (x, y plan), longitudinal (z plan) og kombinasjonen av angulær og longitudinal.

En videreutvikling av TCM teknologien er automatisk modulering av rørstrøm (engelsk **A**utomatic **E**xposure **C**ontrol, AEC). Hvor AEC tilpasser rørstrømmen både til den

angulære moduleringen (x-y plan) og til Z-aksen, ved en forhåndsbestemt verdi av bildekvaliteten ved bruk av minimal dose (Kalender et al., 2008). Dette gir et konstant nivå av bildestøyen, og dose til pasient og detektor optimaliseres.

Ved den angulære moduleringen varierer rørstrømmen under rotasjonen i forhold til pasienttykkelsen, slik at tilgangen på fotoner til detektor blir lik gjennom hele rotasjonen (Kalra et al., 2004).

Ved longitudinal modulering varierer rørstrømmen i z-planet, slik at ulike anatomiske områder som lunger og bekken får ulik dose. Dette skjer ved at røntgenstrålene absorberes forskjellig i organer med ulik tetthet. Ønsker en samme støynivå i bildene må mAs økes i vev med høyere attenuasjonskoeffisient. Nivået for bildekvaliteten må avgjøres før skanning starter, noe som gjøres ved å bestemme størrelse på støynivå (McCollough et al., 2007a). Dosen synker proporsjonalt med økning i akseptert støynivå. I de tilfellene hvor en setter spesielt høye krav til bildekvalitet og dermed aksepterer lite støy i bilde, vil longitudinal modulering medføre en økning i stråledosen (ICRP, 2007b).

Kombinert angulær og longitudinal modulering, regulerer rørstrømmen i alle tre plan (x, y og z), både gjennom rotasjonen og langs den longitudinale bevegelsen langs pasienten (McCollough et al., 2007a). Dosen kan reguleres i forhold til ønsket nivå på bildekvalitet (AEC) ved alle de tre moduleringene.

Rizzo (2006) sammenligner i sin studie de ulike metodene for modulering ved bruk av konstant rørstrøm med fokus på bildekvalitet og dose ved CT-abdomen/bekken undersøkelser. Resultatet viser en reduksjon i dose på 19 % ved bruk av angulær modulering, en reduksjon på 37 % ved longitudinal modulering og 43 % reduksjon i dose ved modulering i alle tre plan. Alle undersøkelsene ble utført med tilfredsstillende diagnostisk bildekvalitet (Rizzo et al., 2006).

For pasienter med fedme kan AEC medføre en økning i dose hvis bildekvaliteten skal beholdes. Best effekt med AEC oppnås på slanke pasienter (ICRP, 2007b).

Tabell 1 viser de ulike leverandørenes navn på de forskjellige moduleringsmetodene.

Tabell 1 Hovedleverandører sine navn på ulike moduleringsmetoder

| Leverandør | Angulær modulering x- og y-plan | Longitudinal modulering z-plan | Kombinert angulær og longitudinal modulering x-, y- og z-plan |
|------------|------------------------------------|-----------------------------------|--|
| GE | Smart Scan | Auto mA | Smart mA |
| Philips | DOM | | Z-DOM |
| Siemens | Care Dose | | CareDose 4D |
| Toshiba | 3D | Real E.C. | Sure Exposure |

Alle leverandørene har ulik måte å definere nivå på bildekvalitet (støy) ved bruk av AEC. Dette gjør det derfor utfordrende å sammenligne bruk av AEC og innstilt bildekvalitets nivå på mellom de ulike skanner modellene (Söderberg, 2008).

2.3 Parametre ved scanning

De scan-parameterne det fokuseres på i denne oppgaven er rørstrøm, rørspenning, scanlengde, detektorkonfigurasjon, bordbevegelse, pitch og automatisk modulering av rørstrøm. Det er disse faktorene som påvirker dosen, og som operatøren av CT selv kan justere. Fysiske faktorer som påvirker dose ved CT-undersøkelser er beskrevet av flere, for eksempel Kalender (2005) og Karla (2004a), og Karla oppsummerer i artikkelen "Strategies for CT radiation dose optimization" (2004b) noe av dette. For ulike undersøkelser og indikasjonsstillinger utarbeides det ofte ulike protokoller hvor scan-parameterne er forhåndsprogrammert av CT leverandør eller fagpersoner tilknyttet til CT laboratoriet. Kalra og Saini (2006) beskriver i sin artikkel "*Standardized nomenclature and description of CT scanning techniques*", behovet for ensartet bruk av begreper og hvilke faktorer en CT protokoll ⁶ bør inneholde. Hvordan de ulike faktorene påvirker stråledosen, blir forklart under.

⁶ En protokoll inneholder informasjon om CT skanner modell, leverandør navn, antall detektorer, kV, scan område, mA (fast eller AEC), rotasjonstid s, bordbevegelse (mm/rotasjon), kollimering av stråleknippe, pitch, rekonstruert snittykkelse, rekonstruksjonsalgoritme, SFOV, CTDI_{vol} og DLP KALRA, M. K. & SAINI, S. (2006) Standardized nomenclature and description of CT scanning techniques.[see comment]. *Radiology*, 241, 657-60.

Rørstrøm (mA)

Størrelsen på rørstrøm (mA) bestemmer hvor mange fotoner som kommer ut fra røntgenrøret, og multiplisert med rotasjonstiden på røntgenrøret gis mAs produktet som angir fotoner per sekund. mAs produktet er direkte proporsjonalt med stråledosen, men er mAs er imidlertid ikke noe godt egnet mål for dosen. En reduksjon i mAs er den viktigste parameteren for bestemmelsen av dose, 50 % reduksjon i mAs gir en reduksjon i dosen til det halve når alle andre parametere er like. For å få lik dose i isosenter må ulike mAs benyttes på skannere med forskjellig geometri og filtrering.

Bildekvaliteten påvirkes av mAs, ved en reduksjon i mAs verdien blir færre fotoner registrert i detektoren. Dermed blir signalene i bilderegistringen redusert og resulterer i mer støy i bildet (for å halvere støyen i bildet må mAs multipliseres med en faktor på fire) (Kalender, 2005).

Rotasjonstid (s)

Moderne skannere kan gi kortere rotasjonstid av røntgenrøret. Dette vil medføre en reduksjon i dose og økning i støy, hvis mA holdes konstant. Det vanligste er å øke mA når rotasjonstiden reduseres, slik at støynivået i bilde ikke endres og mAs produktet holdes konstant (Kalra et al., 2004).

Rørspenning (kV)

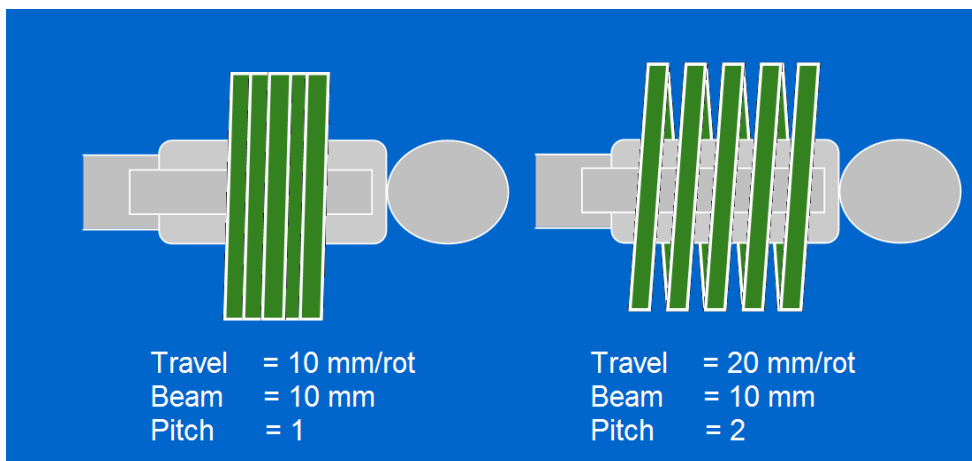
Rørspenningen (kV) bestemmer energien til fotonene. Det er mest vanlig å bruke 120 kV (evt 80 -140 kV) ved CT-undersøkelser. En økning i kV når andre parametere holdes konstant vil gi en økt dose og reduksjon i lavkontrast. Dette forklares ved at flere fotoner blir absorbert i pasienten, og et sterkere signal blir registrert i detektoren. En reduksjon i kV kan gi redusert dose selv om mA økes noe. Studier viser at på CT-undersøkelser av barn kan dosen reduseres ved reduksjon i kV uten at kontrast-støy forholdet i bildet blir endret (Kalra et al., 2004).

Scan-lengde

Ved MSCT kan en foreta et raskere opptak enn ved singel slice CT (Kalra et al., 2004). En tendens med MSCT er å øke scan-lengden utover det aktuelle området på pasienten på grunn av mulighet for raskt opptak, og dermed øker dosen. Effekten av doseøkningen er avhengig av hvilke organer som er med i scan-område.

Pitch

Pitch er bordbevegelsen per rotasjon delt på strålebredde. Med strålebredde (total kollimering) menes stråleknippets lengde i z-retning. Ved pitch lik 1 går spiralen kant i kant, og ved pitch 2 er det er det avstand mellom spiralene tilsvarende bredden på stråleknippet (se figur 3). En økning i pitch vil gi en reduksjon i dose, når mA er konstant. Pitch mindre enn 1 gir overlapping av spiralene og dermed økt dose til pasienten når et gitt område blir eksponert mer enn en gang.



Figur 2 Pitch er bordbevegelse per rotasjon delt på total kollimering. Ved pitch lik 1 går spiralen kant i kant, og ved pitch 2 er det er det avstand mellom spiralene tilsvarende bredden på stråleknippet. (Weston 2007, <http://www.impactscan.org>)

Enkelte nyere skannere endrer mA automatisk ved forandring av pitch, slik at støynivået holdes konstant.

Snittykkelse/ kollimering

Ved tidligere singel slice CT (SCCT) var det kun en detektor i longitudinal retning (Z), vanlig størrelse var 10mm bredde. Stråleknippet ble kraftig kollimert til valg av 1-10 mm snittykkelse, og et bilde av pasienten var basert på det samme utsnittet av pasienten som ved opptak. Ved MSCT må en skille selve opptaket med gitt kollimering og detektorkonfigurasjon fra senere valg av rekonstruert snittykkelse som bestemmer oppløsningen i z-retningen. Den tynneste mulige snittykkelse tilsvarer bredden av et detektorelement. Ved en GE Light Speed CT kan en for eksempel velge snittykkelser fra 1,25 til 20mm (se figur 4). Når en rekonstruerer et bilde etter opptak kan snittykkelsen velges å være en annen, men den kan aldri bli tynnere enn bredden på brukt detektorelement.

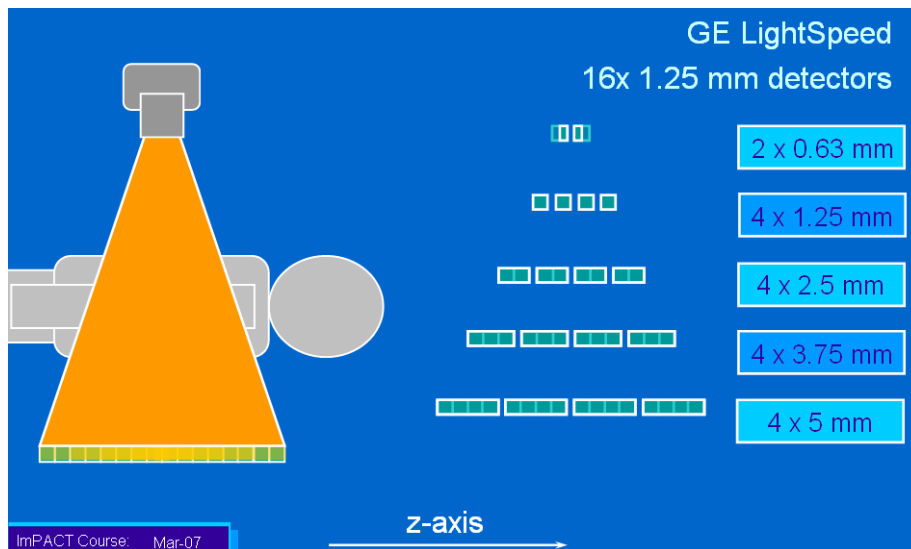


Figure 3 Figuren illustrer ulike valgmuligheter for detektorkonfigurasjon for en GE Light Speed CT, som gir forskjellig snittykkelse (Weston Jim 2007 <http://impactscan.org>)

Kollimering og detektorkonfigurasjon ved MSCT påvirker stråledose til pasient og muligheter for senere rekonstruksjoner og 3D modelleringer. Rekonstruert snittykkelse har betydning for romlig oppløsning og bildestøy. Tynne snitt gir bedre romlig oppløsning, men dersom en ønsker samme nivå av bildestøy ved tynne rekonstruerte snitt som ved tykkere snitt, må rørstrøm økes, noe som igjen vil medføre økt dose til pasienten (Kalender, 2005). Et snitt på 1mm vil ha en økning i støy med faktoren 3.2 i forhold til en kolliminering på 10mm når de andre scan-parametere er konstante (McNitt-Gray, 2002).

Kollimineringen av røntgenstrålen har direkte og indirekte betydning for stråledosen. En reduksjon i kollimineringen vil gi en økning i dose når alle andre parametere er konstante, men økningen i dose er liten for singel slice CT (McNitt-Gray, 2002). For MSCT vil en reduksjon i kollimering fra 20 til 5mm gi en økning i dose på 55 % ved hode undersøkelser og 65 % ved abdomenundersøkelser (McNitt-Gray, 2002).

AEC

Som beskrevet i kapittel 2.2 har AEC og ønsket bildekvalitet betydning for dosen. Operatør kan velge nivå på bildekvalitet, det vil si hvilke støynivå en aksepterer ved undersøkelsen. Det er i dag bare noen få undersøkelser hvor det er satt anbefalte nivåer på støy, som for eksempel undersøkelsen av coronar arterier med måling av kalsium.

Her har en internasjonal gruppe samarbeidet og satt anbefalt støy nivå til 30 Hounsfield enheter (HU) (McCollough et al., 2007b).

2.4 Optimalisering av CT protokoller

I følge strålevernorganisasjonen ICRP skal undersøkelser utført med CT tilpasses den enkelte pasients vekt, kroppsform og medisinske spørsmålsstilling, og scan-parameterne skal optimaliseres i henhold til dette. Stråledosen brukt ved undersøkelsene vil da bli så lave som mulig i forhold til nødvendig diagnostisk bildekvalitet. CT-undersøkelser skal bare utføres når den diagnostiske nytteverdien er større enn strålebelastningen ved undersøkelsen, og der hvor undersøkelsesprotokollene er optimalisert (ICRP, 2007a). Optimalisering er et positivt ladet begrep som brukes mye for tiden, men det er ulike oppfatninger om innholdet i begrepet. I denne oppgaven støtter jeg meg til strålevernforskriften gjeldende fra 2004 sin definering av optimalisering i § 30:

Virksomheten skal kontinuerlig se til at medisinsk strålebruk er optimalisert. I optimaliseringen inngår valg av metode, apparatur og utstyr, vurdering av diagnostisk informasjon eller behandlingseffekt, praktisk gjennomførbarhet av undersøkelse eller behandling, samt vurdering av arbeidsteknikk og stråledose til pasient.

Ved hver virksomhet skal det etableres protokoller knyttet til de vanligste medisinske metodene som er aktuelle. Protokollene skal gi informasjon om prosedyrer og innstillinger av apparatur for gjennomføring av undersøkelser og behandling. Disse prosedyrer skal jevnlig revideres (Strålevernforskriften, 2004).

Ved optimalisering av CT protokoller blir de fysiske protokollparametere vurdert og eventuelt revidert med tanke på bildekvalitet og dose. I veileder til strålevernforskriften anbefales det at protokoller utarbeides i flerfaglige team og at kliniske bilder, samt fantombilder og beregnet stråledose, blir vurdert i forhold til ulike eksponeringsparametere (Statens strålevern, 2005).

Strålevernet stiller krav til virksomhetens kvalitetssystem at det skal utarbeides prosedyrer for jevnlig revisjon av protokoller, måling av representative doser og

registrering av pasientdoser. Etableringen av referansedoser er et verktøy for optimalisering av protokoller, hvor laboratorier kan sammenligne sine representative doser med referanseverdiene.

EU har etablert et eget program, Framework program 6 (FP6) med tittel ”*Safety and efficacy of computed tomography (CT): a broad perspective*”, for å etablere nye retningslinjer for bruk av CT. Fokus i programmet er å etablere strålevernstandarder relatert til optimalisering i bruken av CT, og rapporter om arbeidet publiseres på gruppens hjemmeside www.msct.eu (Bongartz et al., 2004).

Metode for optimaliseringsarbeid

Ved Stoke Mandeville Hospital i England var CT protokollene satt opp etter anbefalninger fra leverandør før optimalisering. I arbeidet med optimalisering gikk radiolog gjennom hver undersøkelse, reduserte scan-volum, bestemte verdiene på scan-parameterne og sørget for bildekvalitetskriteriene til EU (European Commission, 1998) ble holdt (Crawley et al., 2001). Mulkens (2005) optimaliserte protokoller med å sammenligne to ulike metoder for AEC (angulær og kombinert angulær og longitudinal) på 200 pasienter for å finne hvilken metode som ga størst dosebesparelse med tilfredsstillende bildekvalitet (Mulkens et al., 2005).

Martinsen (2004) foretok en optimalisering av 15 CT protokoller ved Ullevål Universitetssykehus med fokus på bildekvalitet og dose. I studien beskrives fem trinn i metoden for protokolloptimalisering:

- 1) *Alternative protokollforslag ble utarbeidet av radiolog.*
- 2) *Fysiker beregnet stråledoser for protokollforslagene*
- 3) *Det ble tatt fantomscan, høykontrast og lavkontrast, av de ulike protokollforslagene.*
- 4) *Protokollforslag som ga god score i fantomstudien, i forhold til krav til oppløsning for protokollene, ble testet klinisk.*
- 5) *Radiolog, radiograf og fysiker gjorde en endelig vurdering av protokollene.*(Martinsen A.C, 2004).

Statens Strålevern (2005) beskriver tilsvarende metode for optimalisering av protokoller, med innsamling av kliniske bilder, fantombilder og estimering av stråledose til pasient for ulike eksponeringsparametere. I studien til Martinsen ble protokollen som var godkjente etter fantomtesting vedrørende bildekvalitet og dosenivå, testet ut på pasienter og vurdert på nytt.

Faktorer som rørstrøm, AEC, pitch, rørspenning, kolliminering og teknikker for støyreducerende filter, bør vurderes i en optimaliseringsprosess (ICRP, 2007b).

Personalet på CT

For utvikling av protokoller er det anbefalt flerfaglig samarbeid mellom radiolog, fagradiograf og røntgenfysiker (Statens strålevern, 2005). Ved et flerfaglig team i optimaliseringsarbeidet får en ulike innfallsvinkler på samme problemstilling, og en kan utnytte kompetansen tilknyttet laboratoriet maksimalt for å sikre best mulig resultater (Martinsen A.C, 2004).

Strålevernforskriften setter krav til at personell med realfagligkompetanse innenfor medisinsk fysikk er tilknyttet CT laboratorier for å foreta dosimetrisk målinger, kvalitetskontroll av apparatur, samt at vedkommende skal være med i optimaliseringsarbeidet av protokoller og etableringen av representative doser (Strålevernforskriften, 2004).

Radiografer som betjener CT laboratorier skal ha apparatspesifikk opplæring som er skriftlig dokumentert, det anbefales videre at opplæringen oppdateres jevnlig (Statens strålevern, 2005). En kan tilegne seg formell fagkompetanse gjennom videreutdanning i CT som gir 30 studiepoeng (Høgskolen i Oslo, 2008). Fagradiografer kan også øke sin fagkompetanse ved å fordype seg i stoffet gjennom å holde foredrag om temaet eller jobbe som applikasjonsspesialist for CT leverandører.

Dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoll og doser

Strålevernforskriften setter krav til kvalitetssystemet som skal sikre optimalisering av protokoller, samt dosenivået til pasient ved medisinsk strålebruk (Strålevernforskriften, 2004). Virksomheter skal utvikle prosedyrer for protokollutvikling og revisjon av disse for de vanligste medisinske spørsmålsstillingene (Statens strålevern, 2005). Alle

laboratorier skal ifølge forskriften ha utarbeide protokoller, måle representative doser og ha oversikt over pasientdoser for CT-caput og CT-abdomen.

I protokollene skal de fysiske scanparametrene oppgis, og protokollene bør lagres elektronisk i kvalitetshåndboken eller tilsvarende. Informasjon om hvem som har godkjent protokollen og når den sist ble revidert skal også være ført opp.

Representative doser er et verktøy som skal brukes for å se hvordan dosenivået på laboratoriet er i forhold til nasjonale referanseverdier. Hvis dosenivået på laboratoriet overskrider de nasjonale referanseverdiene eller det er store interne dosevariasjoner på samme undersøkelse, er det en indikasjon på at protokollen ikke er optimalisert (Statens strålevern, 2007). Hvis de representative dosene er betydelig lavere enn referanseverdien, kan det være en indikasjon på at den diagnostiske sikkerheten ikke er ivaretatt (Statens strålevern, 2005). Dosestørrelsene DLP og $CTDI_w$ skal registreres ved CT-caput og CT-abdomen undersøkelser, og disse skal føres i pasientenes journal eller kunne dokumenteres og fremskaffes på annen måte. Pasienter har krav på informasjon om hvilken dose de mottar ved enhver røntgenundersøkelse (Statens strålevern, 2005).

Effekt av optimalisering

Ved optimalisering av scan-parameterene oppnådde Stoke Mandenville Hospital en dosereduksjon på ca 30 % (Crawley et al., 2001). Mulkens sin studie viste en dosereduksjon på 30-40 % ved abdomen undersøkelser ved bruk av AEC (kombinert angulær og longitudinal modulering) (Mulkens et al., 2005).

Innføringen av DRL resulterte i en dosereduksjon på nesten 50 % i Storbritannia på konvensjonell røntgen undersøkelser (1985-2000) og CT-undersøkelser (1991-2003) (Shrimpton et al., 2005, ICRP, 2007a, Wall, 2005).

I prosjektet til Martinsen (2004) ble dosen redusert med 32 % i gjennomsnitt for de 15 protokollene som ble optimalisert. Hovedsakelig ble mAs produktet på protokollene redusert og bildekvalitet ble optimalisert i forhold til indikasjonen for undersøkelsene. For tre av protokollene ble dosen økt, fordi diagnostisk bildekvalitet ved tidligere protokoll ble vurdert til ikke tilfredsstillende.

Endring i protokoll med redusering av rørstrøm eller bruk av AEC er en effektiv metode for redusering av dose. Dosereduksjon kan også oppnås ved optimalisering som

resulterer i høyere pitch verdi, lavere rørspenning, samt bruk av støyreducerende filtre (ICRP 2007). Bruk av todimensjonalt støyreducerende postprocessing filter ved abdomenundersøkelse av lever viser en dosereduksjon på 30 % (Martinsen et al., 2008). Filteret reduserer støyen i bildet og gir en kantforsterkning, dermed kan rørstrømmen reduseres og bildekvaliteten opprettholdes selv ved bruk av lavere stråledose.

2.5 CT Dosimetri

Dosimetri (læren om måling av ioniserende stråling) er viktig ved optimalisering av CT-undersøkelser. Dosimetri brukes for å estimere organdoser, strålingsrisiko og for å kontinuerlig kunne forta målinger for å evaluere effekten av ulike strålevernstiltak til pasienter i kvalitetssikringsarbeidet (ICRU, 2005, Bongartz G, 2004). Det er ulike stråledosebegreper som er nødvendige for å arbeide med kvalitetssikring av radiologiske undersøkelser. Formlene om dosebegreper på CT som er beskrevet i dette kapitlet er hentet fra de europeiske retningslinjer for dosimetri (Bongartz G, 2004).

Absorbert dose er definert som avsatt energi per masseenheter og har enheten gray (Gy), den sier noe om hvor mye energi fra ioniserende stråling som er absorbert (ICRP 1990). Enheten sier ikke noe om hvor strålingen er absorbert eller risikoen for stråleskade.

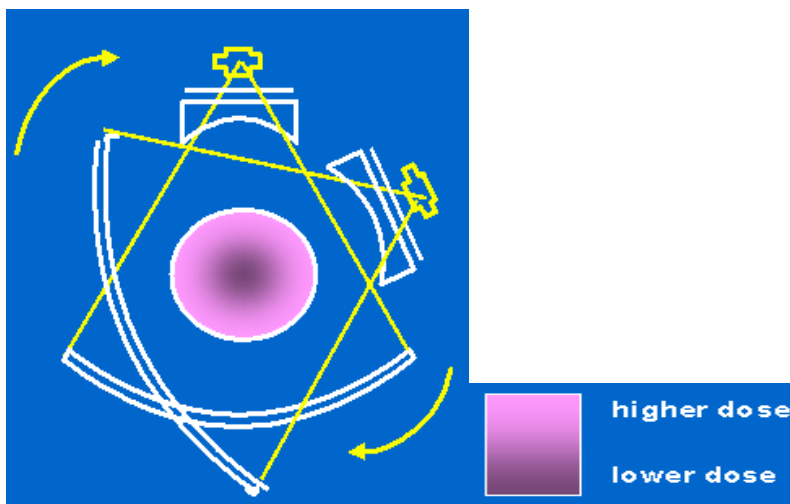
Ekvivalent dose er mål for strålingseffekt (kvalitetsfaktor til strålingen multiplisert med absorberte dosen) og har enheten Sivert (Sv). Den sier noe om kvaliteten på strålingen og antallet ionisasjoner den medfører, røntgenstråling har kvalitetsfaktor 1, det vil si at i røntgendiagnostikk er ekvivalent dose lik absorbert dose.

ICRP introduserte begrepet **effektiv dose** (E) i 1977, med enheten Sivert. Det er en tenkt stråledose som gjør at en kan sammenligne risiko for skadevirkninger for blant annet ulike CT-undersøkelser med andre radiologiske undersøkelser utført med ioniserende stråling (ICRP, 1991). Hvor effektiv dose er ekvivalent dose (H_T) multiplisert med vekt faktoren til vevet (w_T).

$$E = \sum H_T \times w_T \quad \text{(Formel 1: Effektiv dose)}$$

Kroppens organer/vev har ulik strålefølsomhet, og ved beregning av effektiv dose har hvert organ fått en vektfaktor som tilsvarer dens strålefølsomhet. ICRP publisert i 2007 nye verdier på vektfaktorene (ICRP, 2007a). I denne oppgaven brukes vektfaktorene fra 1991 da det er disse som er tilgjengelige i ulike doseberegningsprogram. For abdomenundersøkelser er det endringen i vekt faktoren til gonadene (som er redusert fra 0,20 til 0,08) og bryst (som er økt fra 0,05 til 0,12) som har betydning for den effektive dosen (ICRP, 2007a). For caput har hjernen nå fått vekt faktor 0,01, tidligere var den ikke vektet.

Ved CT-undersøkelser er det nesten umulig å måle organdoser og effektiv dose direkte, men med omfattende dosevurderinger, og simulering av strålingens vekselvirkninger, kan den estimeres (Bongartz et al., 2004). Stråledosen ved CT vil fordele seg mer likt i det vevet som bestråles enn ved konvensjonell røntgen fordi røntgenrøret roterer rundt pasienten. En del av huden til pasienten er nær røntgenrøret under deler av rotasjonen, mens senter av pasienten (i isosenter) vil få samme dosen under hele rotasjonen. Stråleintensiteten i vev halveres for hver 4-5 cm. Som et resultat av dette vil dosen fordele seg homogent ved undersøkelse av caput (med diameter 16cm) og ved undersøkelse av abdomen (32 cm i diameter) vil dosen sentralt være halvparten av huddosen.



Figur 4: Dosefordelingen ved CT-abdomen undersøkelse, høyest dose perifert ved huden. (Edyvean 2007, <http://www.impactscan.org>).

Vektet CT Dose Indeks ($CTDI_w$), er en vektet størrelse kalkulert etter dosemålinger i pleksiglassfantom (Kalender, 2005). Den gir er et mål for gjennomsnittelig dose i

snittet, hvor dosen er målt i senter og perifert på et fantom med 16 cm diameter (hode) og 32 cm i diameter (abdomen). Måleenheten er Gray (mGy).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100C} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100P} \quad (\text{Formel 2: } CTDI_w)$$

Pitch faktoren for et scan er distansen bordet beveger seg (Δd , mm) i z retningen per rotasjon delt på nominell snittykkelse hvor N er antall snitt og T er tykkelse ($N \times T$ tilsvarer strålebredden/total kollimering).

$$CT \text{ pitch factor} = \frac{\Delta d}{N \times T} \quad (\text{Formel 3: Pitch})$$

Den internasjonale elektrotekniske komité (IEC) etablerte i 2003 volum vektet CTDI ($CTDI_{vol}$) hvor en korrigerer for pitch faktoren ved spiral scan siden dosen er distribuert over et større volum. $CTDI_{vol}$ er et estimat for absorbert dose i snittet IEC har bestemt at den verdien skal vises på CT panelet og det er etablert referanseverdier til den for ulike undersøkelser. Måleenheten for $CTDI_{vol}$ er Gray (mGy).

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch faktor} \quad (\text{Formel 4: } CTDI_{vol})$$

Dose Lengde Produkt (DLP) er total avsatt energi i pasienten, som tar hensyn til total scan lengde. DLP representerer gjennomsnittdosen (mGy) i et volum multiplisert med lengden (cm) på volumet som skannes, måleenheten er mGy*cm (ibid).

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (\text{Formel 5: Dose lengde produkt})$$

DLP kan også brukes for sammenligning med nasjonale referanseverdier.

Ut fra DLP kan en også estimere effektiv dose for CT undersøkelsen, ved å bruke publiserte overgangsfaktorer (k funnet ved Monte Carlo bergninger) fra EU kommisjonen. Ved å multiplisere DLP med k får en et estimat for effektiv dose, k er

funksjon av en bestemt kroppsregion. Estimeringen er uavhengig av kjennskap til CT modell og scan-parametere. Overgangsfaktoren til hode for voksne er 0,0021 mSv mGy⁻¹ cm⁻¹ og er estimert med et fantom på 16 cm for abdomen er faktoren 0,015 mSv mGy⁻¹ cm⁻¹ estimert med et fantom på 32 cm (ICRP, 2007b). Overgangsfaktoren k til hode er oppgitt med litt forskjellige verdier i ulike studier. I veileder 5b (2007) til Statens strålevern er verdien 0,0023 mSv mGy⁻¹ cm⁻¹ oppgitt.

$$E = k \times \text{DLP} \quad (\text{Formel 6: Effektiv Dose estimert fra DLP})$$

For å beregne detaljerte organdoser er det mer omfattende dosevurderinger som skal til for å simulere strålingens vekselvirkninger ved et menneskelignende fantom som Monte Carlo beregninger (Bongartz et al., 2004). Monte Carlo beregningene er en teoretiske simuleringer av hvordan strålingen vekselvirker i pasienters ulike organer. Jones og Shrimpton publiserte i 1993 en software for NRPB med 23 datasett med ulike organdosekoeffisienter i forhold til dosen aksialt i luft (CTDI_{air} verdier). ImPACT har laget en dosekalkulator, som er et effektivt verktøy for doseberegninger ved hjelp av Monte Carlo koeffisientene (ImPACT, 2007). En kan estimere organsdoser, CTDI_w, CTDI_{vol}, DLP og effektiv dose når en legger inn skanner modell og scan-parametere i kalkulatoren. Dette er nærmere beskrevet i metodekapitlet.

Befolkningsdosen, kollektiv effektiv dose (CEN) blir regnet ut fra antallet undersøkelser og gjennomsnittelig dose per undersøkelse. Der E_i er gjennomsnittelig effektiv dose til pasienter for en bestemt undersøkelse og N_i er antallet undersøkelser av den typen. Måleenheten man Sv (mann sivert).

$$\text{CED} = \sum N_i \times E_i \quad (\text{Formel 7: Kollektiv Effektiv dose})$$

2.6 Stråling og biologiske effekter

Strålingsrisikoen ved undersøkelser som gir forholdsvis lave stråledoser, som CT-caput (2 mSv) og ved CT-abdomen (13 mSv), er svært vanskelig å anslå (ICRP, 2007a). All form for stråling kan medføre en form for helserisiko. Retningslinjene fra den internasjonale strålevernskommisjonen går ut på å holde stråledosene så lave som mulig, samt å ha oversikt over hvilken stråledose hver enkelt pasient og befolkningen mottar (ICRP, 2007a).

Grunnlaget for kunnskap om effekter av stråling er omfattende og fire delt: epidemiologiske studier, der oppfølging av overlevende etter Hiroshima og Nagasaki er det viktigste, dyreforsøk, cellebiologiske studier, samt oppfølging av ulike pasientgrupper som har vært bestrålt i diagnostikk og behandling (stråleterapi). Det er to ulike hovedformer for biologisk effekt som kan oppstå etter ioniserende stråling, omtalt som deterministiske og stokastiske.

Deterministiske effekter kan oppstå når stråledosen overstiger en antatt terskelverdi (1-2 Sv), alvorlighetsgrad av skaden øker med størrelsen på dosen. Skaden skjer ved at celler dør og gir symptomer som håravfall, hudforbrenning og katarakt (ICRP, 1991).

Stokastiske effekter kan oppstå etter langt lavere doser, og er gitt av tilfeldige skader på arvestoffet (DNA). Dette kan føre til celledmutasjoner og senere kreft og arvelige skader.

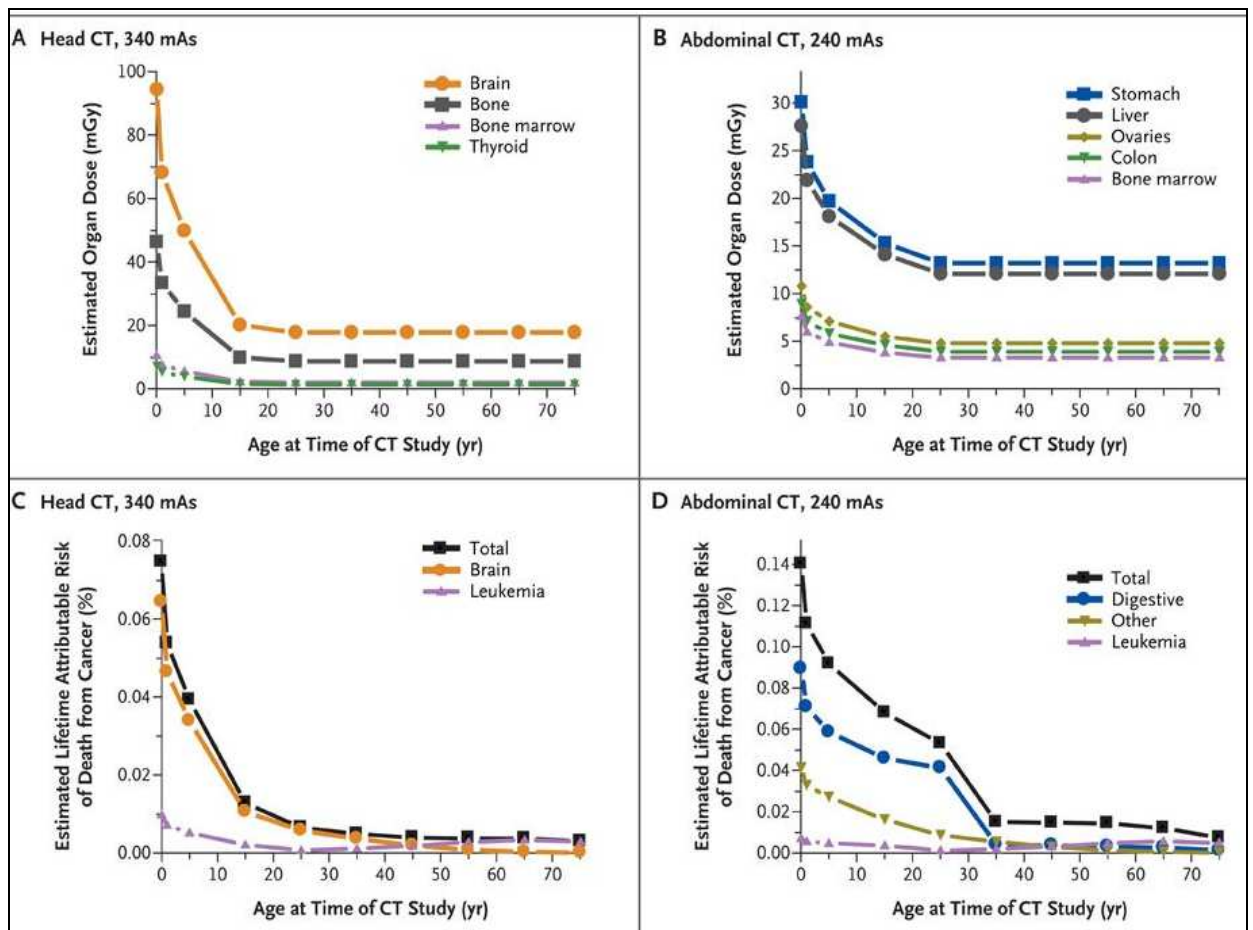
Stråleindusert kreft kan ikke skilles fra kreft oppstått av andre årsaker. Fordi kreft er en hyppig forekommende sykdom, skal det store materialer til for å vise overhyppighet etter eksponering av lave stråledoser. I siste oppsummering over kunnskapsgrunnlag for dose og effekter gjort av FN komiteen UNSCEAR, mener man å se effekter av doser ned til 50 mGy. Dette er doser som tilsvarer størrelsesordenen man finner i CT (CT-abdomen) (UNSCEAR, 2006).

ICRP angir sannsynligheten for kreftdødelighet til 5 % per Sivert etter en lineær dose respons kurve (ICRP, 2007a). Risikoen er ved denne modellen estimert for gjennomsnittsbefolkningen av alle aldre og begge kjønn. I 2002 var den årlige kollektive dosen på 4960 man Sv i Norge, og når en bruker denne modellen for estimering gir det 248 ekstra dødsfall på grunn av stråleindusert kreft (Børretzen et al., 2006a). Hvor CT alene står for 146 estimerte krefttilfeller. Det er stor usikkerhet rundt disse tallene, og en vet at alders- og kjønnsfordelingen av befolkningen som får utført

røntgenundersøkelser ikke tilsvarende gjennomsnittsbefolkningen. Servomaa sin studie fra 1994 mener at risikoen er overestimert med en faktor 1,2-1,9. Estimatet over antallet stråleinduserte kreftdødsfall per år i 1999 (basert på 1993 frekvens) var 100 tilfeller fra røntgenbruk (Olerud, 1999). Samlet befolkningsdose har økt med 40 % fra 1999 til 2002, noe som i dette perspektiv gir grunn til bekymring (Børretzen et al., 2006a).

Det er flere forskere som ikke aksepterer ICRP sin hypotese om en lineær dose respons kurve ned til i prinsippet null, og hevder at en ikke har data som viser at doser under 100mSv gir kreft (Henriksen & Ingebretsen, 1995). Internasjonale strålevernorganisasjoner forholder seg likevel til denne modellen, som en pragmatisk måte å forvalte spørsmålet på i mangel av noe bedre. Det er også gjort studier av arbeidere ved nukleærmedisinsk avdeling som har mottatt (gjennomsnittelig 20 mSv) doser, hvor det er funnet signifikant risiko for stråleindusert kreft (Hall & Brenner, 2008). Det er ikke publisert noen store studier av kreftrisiko etter gjennomførte CT-undersøkelser, men en kohort studie er startet (Giles, 2004).

Epidemiologiske studier har vist signifikant risiko for kreft etter to til tre CT-undersøkelser (med organdose på 30-90mSv) (Brenner & Hall, 2007). Brenner & Hall har estimert risiko for kreft etter organdoser ved CT-caput og abdomen undersøkelser (se figur 5). De viser at risikoen for kreft etter en utført CT undersøkelse er liten, men økningen i befolkningsdose fra CT skaper utfordringer for helsevesenet. Samt at de pasienter som utfører mange CT-undersøkelser, har en ikke ubetydelig risiko for stråleindusert kreft. I USA er det estimert at 1,5 -2 % av alle kreftilfeller er stråleindusert fra CT-undersøkelser (Brenner & Hall, 2007).



Figur 5 Estimert organdose og kreftrisiko fra CT-caput og CT-abdomen (Brenner & Hall, 2007)
 A og B viser organdose ved en CT-caput og CT-abdomen, ved gjennomsnittelige mAs verdier fra 2000 NEXT studie(2006).
 C og D viser estimert risiko for dødsfall av ulike typer stråleindusert kreft etter en CT-caput eller CT-abdomenundersøkelse. Risikoen er størst ved lav alder (barn), samt at det er en større risiko ved CT-abdomen enn ved CT-caput pga flere strålefølsomme organer i abdomen enn caput

2.7 Regelverk på strålevernsoområdet

I 2000 kom ny lov om strålevern og bruk av stråling som erstatter den gamle røntgenloven fra 1938 (Strålevernloven, 2000). Den nye loven stiller strengere krav til internkontroll og kompetanse hos brukere av strålekilder. Dette er nærmere spesifisert i den nye Strålevernforskriften fra 2003. Forskriften er basert på internasjonale føringer i EU direktivene "Basic safety standard" (96/29/Euratom) og "Pasientdirektivet" (97/43/Euratom), hvor det står at medlemslandene skal fremme etableringen og anvendelsen av diagnostiske referanseverdier (DRL) for bildediagnostiske undersøkelser (EU direktiv 97/43/Euratom, article 4.2 1997). I den norske forskriften stilles det krav til utvikling og revidering av protokoller, kvalifikasjoner av personale og

kunnskap om doser, prosedyrer for måling av representative doser og dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoller og pasientdoser (Strålevernforskriften, 2004). Fra januar 2006 ble det lovbestemt at doser ved CT-undersøkelser skal registreres og føres i pasientenes journal, dette ut fra et prinsipp om at pasienter har krav på informasjon om dosen og eventuelle seneffekter av undersøkelsen (Strålevernforskriften, 2004). Forskriften bygger også på den internasjonale strålevernsorganisasjonen ICRP sin anbefaling⁷.

Statens strålevern har etablerte Nasjonale referanseverdier for et utvalg røntgenundersøkelser (Statens strålevern, 2005) på bakgrunn av landsdekkende doseundersøkelser på 1990 tallet, internasjonale publiserte verdier og fra EU sine anbefalinger. Det planlegges ny revidering av verdien når nytt materiale foreligger (Statens strålevern, 2005).

EU har etablert et eget program, Framework program 6 (FP6) med tittel ”*Safety and efficacy of computed tomography (CT): a broad perspective*”, for å etablere nye guidelines for bruk av CT. Fokus i programmet er å etablere strålevernstandarder relatert til optimalisering i bruken av CT. Rapporter om arbeidet publiseres på gruppens hjemmeside www.msct.eu (Bongartz et al., 2004).

⁷ ICRP samarbeider med andre internasjonale organisasjoner blant annet the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) som er knyttet til verdens helseorganisasjon (WHO) og the International Radiation Protection Association (IRPA). United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) som hvert 5. år utarbeider rapporter som estimerer effekt og risiko ved ioniserende stråling.

3 Metode

Denne studien ble gjennomført som en deskriptiv kartlegging av representative doser ved CT-undersøkelser og hvordan doser og optimalisering varierer. Dette som grunnlag for analytiske studier av sammenheng mellom doser og optimalisering. Den naturvitenskapelig **hypotetisk deduktiv metode** (HDM) er brukt i studien, sentralt i metoden er at det fremsettes hypoteser for testing (Dalland, 2000). Gjennomføringen av designet foregikk ved at det ble innhentet data om scan-teknikk, doser og optimaliseringsarbeid ved alle CT laboratoriene i Helse Øst som hadde rapportert sine representative doser til Statens Strålevern høsten 2006. Hovedhensiktene var å se om noen enkeltfaktorer kunne forklare dosevariasjon mellom laboratorier, det vil si om det var en sammenheng mellom representative doser og optimalisering.

Min hovedhypotese er at **optimalisering vil gi lavere representative doser**. Jeg er ikke sikker på om hypotesen er sann, og vil derfor undersøke om det kan verifiseres hvordan optimalisering påvirker representative doser. De ulike påvirkningsfaktorene er formulert som hjelpehypoteser, og disse er forholdsvis mye sikrere enn hovedhypotesen. Hypotesen ble testet ved hjelp av de empiriske data på scan-parametere og hvordan det arbeides med optimalisering ved de ulike radiologiske laboratoriene. Hjelpehypoteser og videre operasjonisering av disse er beskrevet i kap. 3.2. Resultatene fra studien vil enten avkrefte eller styrke hypotesen. Hypotesen kan ved denne metoden aldri bli bekreftet, men styrket (Føllesdal & Walløe, 2002).

3.1 Datainnsamling

Utvalg

Helse Øst fikk godkjenning for medisinsk strålebruk i 2005, i henhold til forskrift om strålevern og bruk av stråling (Strålevernforskriften, 2004). Et av kravene om bruk av røntgen, var kravet om at de før november 2006 skulle rapportere sine representative doser til Statens Strålevern. Resultatet fra de innsamlede representative dosene er bakgrunns materialet i denne oppgaven (se vedlegg 1). I studien inkluderes alle CT laboratoriene fra Helse Øst som høsten 2006 sendte inn sine representative stråledoser til Statens Strålevern. Det er også inkludert et laboratorium fra Helse Øst som sendte inn

sine representative doser etter fristen til Statens Strålevern i 2006. Dette laboratoriet er derfor ikke med i Strålevernrapport. 2007:2. Totalt består utvalget av 22 laboratorier, tilhørende 13 forskjellige institusjoner. Helse Øst ble altså valgt fordi det var den første regionen hvor Statens Strålevern samlet inn data over representative doser (Avset & Widmark, 2007). Helse Øst har rapportert doser for fire ulike CT-undersøkelser, av disse er dataene for caput og abdomen inkludert i (begrunnelse for valg av undersøkelser; se kap. 1.3).

Datainnsamlingsinstrumenter

For å innhente data om optimalisering ved de samme virksomhetene ble to registreringsskjemaer benyttet for kartlegging av henholdsvis scan-parametere og arbeid med optimalisering ved laboratoriene. For supplerende data om scan-parametere benyttet jeg skjemaene som EU CT working group utarbeidet i 2001 for European Survey on CT, forøvrig også brukt av Health Protection Agency i England ved studien "Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK-2003" (Shrimpton et al., 2005).

Skjemaene kartlegger detaljert scan-teknikk og eksponeringsparametere brukt ved de innsamlede representative dosene på det enkelte CT laboratoriet ved undersøkelsene CT-caput og CT-abdomen (se vedlegg 2 og 3). Dette innbefatter variablene: skannermodell, scan-område, rørsrøm, rotasjonstid, rørspenning, scan-lengde, pitch, strålebredde, bruk av automatisk modulering av rørstrøm og kontrast.

Da det var vanskelig å finne et validert instrument for kartlegging av optimaliseringsarbeid, utarbeidet jeg et spørreskjema basert på egen teoretisk og praktisk kunnskap, samt tolkning av definisjonen i strålevernforskriften. Skjemaet dekker de fire hjelpehypotesene som alle avspeiler hovedaspekt ved optimaliseringsarbeidet:

- Hyppighet av protokollrevidering (h2).
- Hvor grundig optimaliseringsarbeidet utføres (h3)
- Kvalifikasjon til personale som utfører optimaliseringsarbeidet (h4).

- Dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoller og doser som er produkter av arbeid med optimalisering (h5).

Nedenfor beskriver jeg den videre operasjonaliseringen av disse aspektene, men først noen ord om hvordan datainnsamlingen helt konkret ble gjennomført.

Gjennomføring av datainnsamlingen

Det ble sendt ut et informasjonsbrev (se vedlegg 5), samt et spørreskjema (vedlegg 1 og 2), til avdelingsledere ved alle de aktuelle laboratoriene. Brevene og skjemaene ble sendt ut som e-post, med unntak av spørreskjema om optimalisering (se vedlegg 4) som ble lagt frem under møte. Spørreskjemaene ble deretter overlevert til ansvarlig fagradiograf for gjennomlesning før utfylling. For å sikre rett datainnhenting og kartlegging av arbeidet med optimalisering, og for å unngå eventuelle misforståelser, var jeg tilstede ved de fleste av laboratoriene da skjemaene ble utfylt. På grunn av store geografiske avstander, valgte jeg å gjennomføre telefonmøter med fagradiograf ved syv av laboratoriene. Dataene ble verifisert via e-post.

Fagradiografene oppga i alle tilfellene de nøyaktige scan-parameterne fra de ulike CT laboratoriene basert på protokoller som ble brukt høsten 2006. Tidligere innsendte skjemaer til Statens Strålevern med representative doser for CT-caput og abdomen ble også gjennomgått med ansvarlige på laboratoriet, for å oppklare eventuelle misforståelser og feil. De tidligere skjemaene var mangelfullt utfylt, så i praksis ble alle scan-parameterne samlet inn på nytt. Ved to laboratorier var noen variabler uklare ved datainnsamling, disse ble avklart senere gjennom e-post korrespondanse.

3.2 Operasjonalisering av optimalisering

Optimalisering er ikke direkte målbart og dekker mange ulike faktorer. *Spørreskjemaet med svaralternativer* (vedlegg 2 og 3) viser hvilke av *scanparameter-aspektene* ved optimalisering som er inkludert i studien. Når det gjelder *arbeid med optimalisering* ble som nevnt 4 hovedaspekter inkludert i studien, som hver og en utgjør en hjelpehypotese. Disse indikatorenes grad av optimalisering ved laboratoriene er operasjonalisert til konkrete spørsmål slik som følger (hele spørreskjema er vist i vedlegg 4):

Hyppighet av protokollrevidering.

I strålevernforskriften § 30 under optimalisering står det at virksomheten skal kontinuerlig se til at medisinsk strålebruk er optimalisert, og at protokoller skal revideres jevnlig (Strålevernforskriften, 2004). Et spørsmål avdekker hvordan laboratoriene ivaretar dette:

Spørsmål 3) Er protokollen senere revidert? b) Hvis ja: når (her føres opp alle tidspunkt)?

Svaret på dette spørsmålet må sees i sammenheng med når CT-maskinen ble installert (spørsmål 1)

Hvor grundig er optimaliseringsarbeidet utført? I veileder til strålevernforskriften står det at ved optimalisering av CT protokoller blir de fysiske protokollparametere vurdert og eventuelt revidert med tanke på bildekvalitet og dose. Det står videre at kliniske bilder, samt fantombilder og beregnet stråledose, blir vurdert i forhold til ulike eksponeringsparametere (Statens strålevern, 2005). Spørsmål 2, 4, 7 og 8 gir variablene som indikerer hvor grundig optimaliseringsarbeidet blir utført.

2c) Er det utviklet egne protokoller for ulike indikasjon stillinger

4) Hva ble revidert ved siste gjennomgang?

7) Er det beregnet effektiv dose til pasient knyttet til standard protokoll? Hvis ja:

a) ved hjelp av overgangsfaktor for DLP

b) ved hjelp av software program samt utregning av organdoser

8) Er det utført tester med fantom på hvordan de ulike faktorene påvirker bildekvaliteten og dosen? Hvis ja:

vurdert lavkontast, høykontast, støy

b) Er kliniske bilder vurdert med henblikk på bildekvalitet (EU MSCT Quality Criteria)

Kvalifikasjon til personale som utfører optimaliseringsarbeidet. I veileder til strålevernforskriften anbefales det at protokoller utarbeides i flerfaglige team, og at røntgenfysiker er tilknyttet virksomheten (Statens strålevern, 2005). Det er også tenkelig at den faglige bakgrunnen til CT-ansvarlig radiograf har betydning for optimaliseringsarbeidet. Spørsmål 5, 6 og 10 vil til sammen beskrive sammensetningen og kvalifikasjonene til personalet som arbeider med optimalisering. Spørsmål 10 viser også om det er bevist scan-valg i forhold til stråledose ved CT-caput.

5. Hvis protokoll er revidert, hvilke fagpersoner har vært involvert i arbeidet?

a) fagradiograf

b) radiolog

c) medisinsk fysiker

d) annen

6 Faglig bakgrunn hos CT ansvarlig radiograf?

10 Er det noen spesiell grunn for valg av aksial eller spiral serie på CT-caput (standard)?

Dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoller og doser som er produkter av optimaliseringsarbeidet. Strålevernet stiller krav til virksomhetens kvalitetssystem og dokumentasjon av at det utarbeides prosedyrer for jevnlig revisjon av protokoller, måling av representative doser og registrering av pasientdoser (Statens Strålevern Veileder nr. 5 2005). For å måle grad av dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoll og stråledoser er spørsmål 3c, 7 og 9 inkludert.

3. c) Finnes protokollen som en del av det elektroniske kvalitetssystemet i avdelingen?

7. Er det beregnet effektiv dose til pasient knyttet til standard protokoll?

9. Er det rutine for journalføring av CTDI og DLP til hver pasient?

Til alle spørsmålene i spørreskjemaet om optimalisering ble svaralternativene kategorisert (se vedlegg 6) og gitt verdier for grad av optimalisering.

3.3 Beregning av effektiv dose

Effektiv dose er estimert på to ulike måter ved hjelp av scan-parametere og tilgjengelig programvare (a), og ved overgangsfaktor til DLP (b).

a) Dosekalkulator

Av de dosekalkulatorer som estimerer effektiv dose og organdoser ved hjelp av Monte Carlo beregninger valgte jeg å benytte ImPACT sin dosekalkulator med tabulerte $CTDI_{air}$ verdier. Begrunnelse for valget er fordi den er mye brukt andre steder. Ut i fra kjennskap til skannerleverandør, modell, eksponeringsparametere og skannet område av kroppen, kan en ved hjelp av denne programvaren beregne organdoser og effektiv dose (Jones og Shrimpton 1991). Leverandør, navn på modell, kV, scan-region (hode/abdomen), kjønn, mA, rotasjonstid, snittykkelse, pitch, strålebredde (total kolliminering) og scan-lengde (markert inn på fantomskisse) fra scan-skjemaene ble fylt inn i regnearket. Etter datainnhenting på hvert enkelt laboratorium ble estimeringer av effektiv dose til CT-caput og abdomen utført. Ved estimering av dose til abdomen beregnet jeg for begge kjønn, siden kvinner har flere strålefølsomme organer i abdomen

området som vil påvirke størrelsen på den effektive dosen. For dem laboratorier som benytter AEC, og dermed får en varierende mAs verdi gjennom undersøkelsen, er dosekalkulasjonen utført med ikke eksakt mAs verdi. Her brukte jeg en gjennomsnittlig mAs verdi beregnet ut fra kalkulert CTDI og DLP verdi. Noen laboratorier har i sin protokoll som standard å kjøre flere sekvenser ved CT-caput, for disse ble effektiv dose estimert ved å beregne effektiv dose for hver sekvens og deretter legge disse sammen.

b) Fra doselengdeprodukt

Den andre metoden for estimering av effektiv dose jeg benytter i studien, er ved bruk av overgangsfaktoren k til DLP. I Statens Strålevern veileder 5b (2007) er faktor k for CT-caput oppgitt til 0,0023 etter referanse fra Jones og Shrimpton 1991, men den samme faktor k i ICRP 2007 Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography er oppgitt til 0,0021 (Bongartz m.fl. 2004). Den effektive dosen estimeres ut fra de representative DLP verdiene, som laboratoriene sendte inn til Statens Strålevern, med unntak av to laboratorier hvor den innsendte verdien er korrigert. De ble korrigert fordi virksomheten hadde oppgitt sammenlagt DLP verdi for to serier.

Effektvariablene er DLP og $CTDI_{vol}$ til de representative doser for CT-undersøkelsene caput og abdomen/bekken er samlet inn av Statens Strålevern i 2006 (Avset S.B. og Widmark A. 2007). Ved CT-caput er det i deres registrering den maksimale $CTDI_{vol}$ verdien som er registrert. For de laboratoriene som har kjørt flere sekvenser av hode, en sekvens med høyere dose over tinningben og sekvens to i basis av hjernen med lavere dose vil den registrert verdien være høyere enn gjennomsnittlig verdi av hele undersøkelsen. De laboratorier som bare har kjørt en sekvens av hode har oppgitt gjennomsnittlig verdi av $CTDI_{vol}$ av hele undersøkelsen. For at en skal kunne sammenligne $CTDI_{vol}$ verdiene for laboratoriene som har kjørt en eller flere sekvenser av caput, har jeg modifisert $CTDI_{vol}$ verdien for de laboratorier som har kjørt flere sekvenser. $CTDI_{vol}$ i sekvens 1 er da multipliser med scan-lengden for denne sekvensen, tilsvarende ble gjort for sekvens 2. Dette produktet ble så delt på total scan-lengde (for sekvens1 +2), for å få gjennomsnittlig $CTDI_{vol}$ verdi for undersøkelsen.

3.4 Analyser

Data ble analysert ved hjelp av statistikkverktøyet **Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)** utgave 15.0 og 16.0 for Windows. Først ble deskriptive frekvens analyser gjennomført for representative doser og samtlige optimaliseringsvariabler for å få en oversikt over fordelingen av variablene.

For å undersøke om det er sammenhenger mellom representative doser (effektvariabel) og de ulike optimaliseringsvariablene (forklaringsvariablene) har jeg brukt analyser som baserer seg på sammenligning av gjennomsnittsverdier, Students' t-test og variansanalyse (One Way ANOVA) når forklaringsvariablene har henholdsvis to eller flere verdier. Student's t-test brukes for å bestemme sannsynligheten av en forskjell i middelværdien til ulike grupper (Hellevik, 2002). Valgt signifikansnivå er 5 %, noen nedre grense for sammenhengens styrke er ikke satt. For forklaringsvariabler på intervallnivå (scan-parameterene) ble deres sammenhenger med representative doser (målt ved $CTDI_{vol}$ og DLP) analysert ved hjelp av korrelasjoner (Pearsons r). Alle sammenhenger er signifikanttestet med valgt signifikansnivå på 5 %. For korrelasjoner er bare signifikante funn kommentert i teksten, mens også ikke statistisk signifikant forskjeller i gjennomsnittsverdier er kommentert i teksten dersom resultatene av ulike grunner synes interessante.

3.5. Etiske overveielser

De radiologiske avdelingene/institusjonene som sendte inn sine representative doser høsten 2005 til Statens Strålevern, visste ikke at informasjonen ville bli brukt videre i denne studien. Forskningsetisk burde avdelingene/institusjonene vært informert om dette. Denne studien kom imidlertid i gang på et senere tidspunkt og delvis som et resultat av funnene som her ble gjort. Statens strålevern er ansvarlig myndighet for å innhente denne type data og forvalte dem, og videre analyse av datamaterialet kom i stand etter deres oppfordring. Virksomhetene i studien kan ikke identifiseres. Ved innhenting av nye data har jeg informert om hensikten med prosjektet, min rolle og samarbeidet med Statens Strålevern. Dataene jeg samler inn gjennom spørreskjemaene vil bli oppbevart hos Statens Strålevern.

Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste (NSD) ble informert om studien i telefonsamtale 11. mai 2007, og rådgiveren ved NSD opplyste om at prosjektet er fritatt for meldeplikten, siden personopplysninger ikke behandles. Siden ingen pasienter er direkte involvert i studie, er heller ikke søknad til etisk komité om godkjenning nødvendig.

4. Resultater

I dette kapitlet vil resultatene av de analysene jeg har utført bli presentert. Jeg vil her komme inn faktorer som kan forklare variasjonen i de representative dosene, samt størrelsen på variasjonen i representative doser og potensial for dosebesparelse av effektiv dose og kollektiv effektivdose ved CT-caput og CT-abdomen undersøkelser. Oversiktstabeller over de ulike variablene som de fysiske scan-parameterne og arbeid med optimalisering forhold ved protokollutforming tilhørende CT-caput og CT-abdomen fremstilles, og sammenhengen mellom variablene som svar på problemstillingen blir beskrevet.

Deskriptiv statistikk over de ulike variablene tilhørende CT modell ved laboratoriene, doseestimeringer og de fysiske scan-parameterne i studiene er samlet i vedlegg 8.

CT laboratoriene inkludert i studien

Totalt var utvalget på 24 CT laboratorier, men ett laboratorium har ikke svart på skjemaene og er derfor utelatt i analysen. Ikke alle laboratoriene har oppgitt representative doseverdier for både CT-caput og CT-abdomen. For 22 laboratorier har jeg data for variablene tilhørende CT-caput og for 17 laboratorier data for variablene tilhørende CT-abdomen. Data for arbeid med optimalisering forhold er samlet inn for 23 laboratorier, se vedlegg 8.

Det er 13 ulike virksomheter (sykehus og private røntgeninstitutter) med i studien, fem av disse har flere enn ett CT laboratorium. Ved to av virksomhetene er de tilhørende CT laboratoriene geografisk spredt på ulike avdelinger, mens ved 3 av virksomhetene er de tilhørende CT laboratoriene lokalisert i samme bygning.

Det er CT laboratorier fra fire ulike leverandører med i studien, med til sammen 13 ulike modeller, to fra henholdsvis GE, Philips og Toshiba, og syv fra Siemens. Det er 3 singelslice CT (SSCT) og 20 multislice CT (MSCT) med fra 4 til 64 detektorer, se oversikt i tabell 2.

Tabell 2 Fordeling av CT leverandør og modell

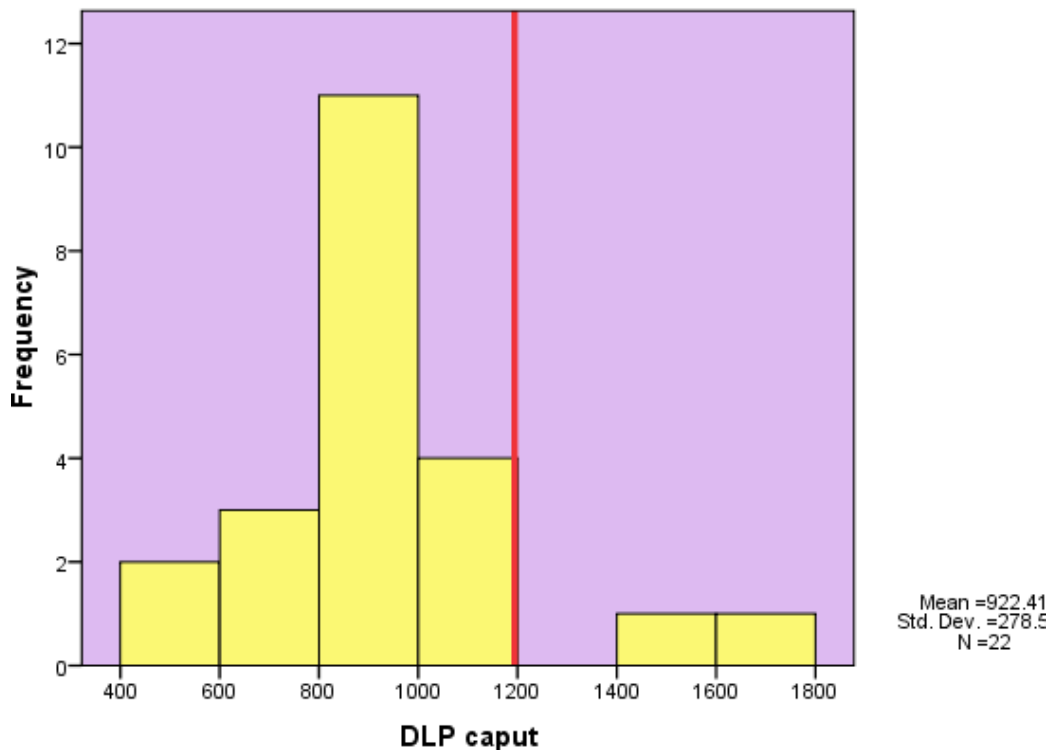
| | Leverandør | Modell | Antall detektorer/slice | Antall |
|-------|-------------------|-----------------|------------------------------------|---------------|
| | GE | HiSpeed | 1 | 1 |
| | GE | LightSpeed | 16 | 1 |
| | Philips | Brilliance 64 | 64 | 4 |
| | Philips | Mx8000 | 4 | 1 |
| | Siemens | Sensation 64 | 64 | 2 |
| | Siemens | Volume Zoom | 4 | 2 |
| | Siemens | Sensation 16 | 16 | 6 |
| | Siemens | Somatom +4 | 4 | 1 |
| | Siemens | Sensation 10 | 10 | 1 |
| | Siemens | Somatom Balance | 2 | 1 |
| | Siemens | Somatom Plus | 1 | 1 |
| | Toshiba | Aquillon 64 | 64 | 1 |
| | Toshiba | Xpress/GX | 1 | 1 |
| Total | 4 | 13 | | 23 |

Eldste CT laboratorium i studie er ni år, men de fleste er installert for mindre enn 3 år siden ved datainnsamlingen høsten 2007. CT modellene som er kjøpt inn etter 2005 er MSCT med 64 slice.

To laboratorier hadde i registreringsskjemaet til Statens strålevern lagt sammen $CTDI_{vol}$ verdien for to sekvenser på CT-caput, isteden for å oppgi maks verdi for en sekvens. Det er det korrigert for dette i resultatene av denne studien.

4.1 Variasjon i dosedata

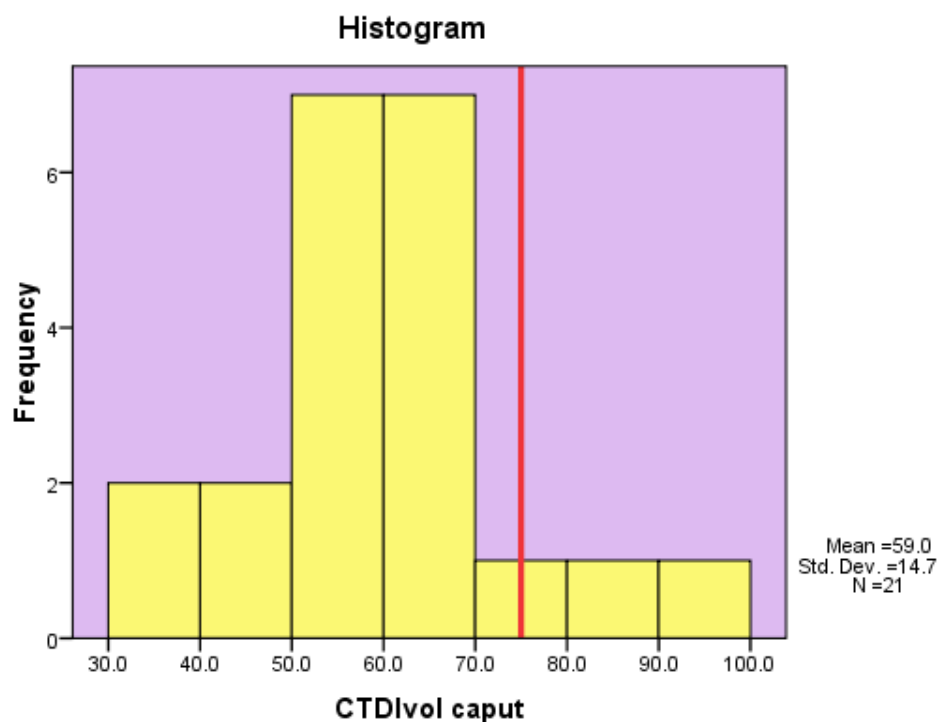
Representative doser for CT-caput er samlet inn for 22 laboratorier, ett av laboratoriene i studien hadde ikke registret representative doser for denne undersøkelsen. DLP varierer fra 494 til 1781 mGy*cm, med en gjennomsnittsverdi på 922mGy*cm (se figur 6) Referanseverdien for DLP ved CT-caput er 1200 mGy*cm, og to av laboratoriene overstiger denne.



Figur 6 Histogram over representative DLP verdier for CT-caput, ved 22 CT laboratorier i Helse Øst 2007 med den nasjonale referanseverdien på 1200 mGy*cm (rød linje) inntegnet. Antallet laboratorier er angitt langs y-aksen og DLP verdi (mGy*cm) langs x-aksen.

Variasjonen i $CTDI_{vol}$ ved CT-caput er fra 33 til 95 mGy og har en gjennomsnittverdi på 59mGy.

Referanseverdien for $CTDI_{vol}$ ved CT-caput er 75mGy, to av laboratoriene ligger over denne verdien, frekvensfordelingen vises i figur 6. De fleste laboratoriene (70 %) har $CTDI_{vol}$ verdier som ligger mellom 50-70mGy*cm.



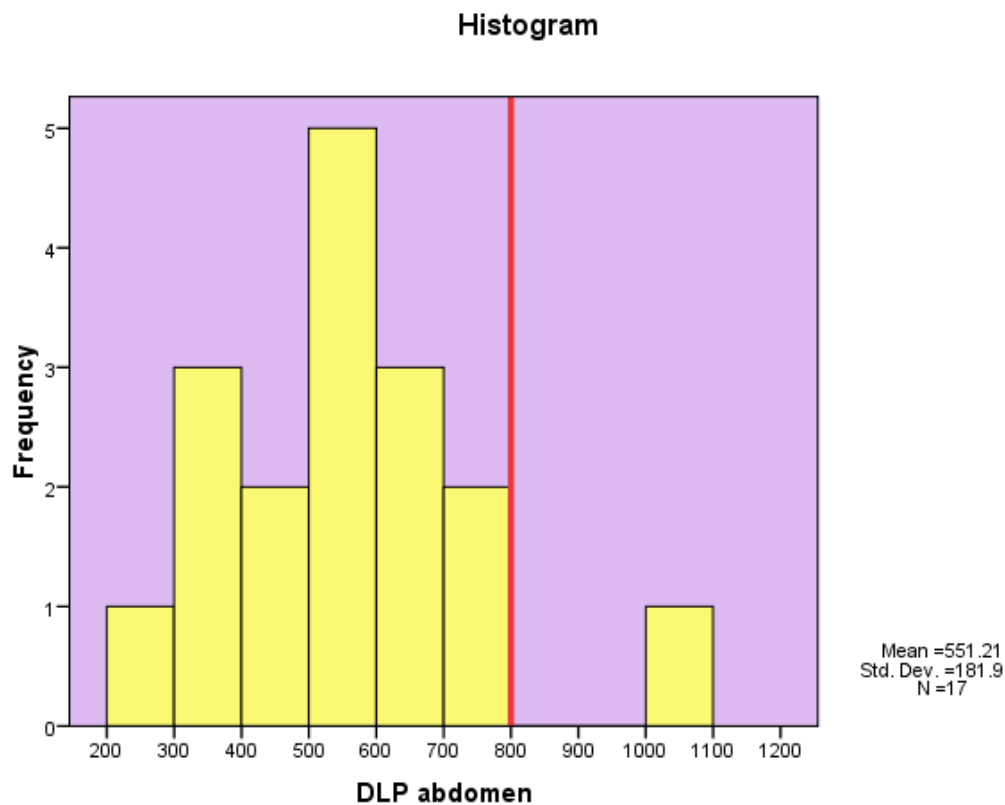
Figur 7 Histogram over representative $CTDI_{vol}$ verdier for CT-caput, ved 22 CT laboratorier i Helse Øst 2007 med den nasjonale referanseverdien på 75 mGy (rød linje) inntegnet. Antallet laboratorier er angitt langs y akse og $CTDI_{vol}$ verdi (mGy) langs x akse.

Effektiv dose beregnet med dosekalkulatoren varierer fra 0,9 til 4,0 mSv og gjennomsnittsverdien er på 2,0 mSv, estimeringer av effektiv dose ved hjelp av overgangsfaktoren til DLP (Bongartz G, 2004) gir nesten akkurat samme resultat (se tabell 3). Den effektive dosen ved CT-caput ble også estimert ved hjelp av overgangsfaktoren k , (for to ulike k verdier). I tabell 3 er de statistiske verdiene for $CTDI_{vol}$, DLP og effektiv dose ført opp.

Tabell 3 Statistikk over dosedata tilhørende CT-caput for 22 laboratorier i Helse Øst 2007.

| | | CTDIvol caput | DLP caput | Effektiv dose (ved k faktor 0,0021) | Effektiv dose (ved k faktor 0,0023) | Effektiv dose (beregnet ved dosekalkulator) |
|-----------------------|---------|---------------|-----------|-------------------------------------|-------------------------------------|---|
| N | Valid | 22 | 22 | 22 | 22 | 22 |
| | Missing | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| Mean | | 58,8 | 922,4 | 1,9 | 2,1 | 2,0 |
| Std. Deviation | | 14,4 | 278,5 | 0,6 | 0,6 | 0,7 |
| Minimum | | 32,9 | 494,0 | 1,0 | 1,1 | 0,9 |
| Maximum | | 94,9 | 1781,0 | 3,7 | 4,1 | 4,0 |

Representative doser for CT-abdomen er samlet inn for 17 laboratorier, 6 av laboratoriene i studie hadde ikke registret representative doser for denne undersøkelsen. DLP varierer med en faktor på 4, fra 243mGy.cm til 1000mGy.cm (tabell 4). Gjennomsnittsverdien for DLP er 551 mGy*cm, og 5 av de 17 laboratoriene har verdier som ligger mellom 500-599 mGy*cm (figur 8). Laveste verdi er 243 mGy*cm og høyeste verdi er 1000 mGy*cm, er målt ved et laboratorium hver. De resterende laboratoriene har DLP verdier mellom 300 - 799 mGy*cm. Figur 8 viser frekvens fordelingen av DLP verdiene ved CT-abdomen.



Figur 8 Histogram over representative DLP verdier for CT-abdomen, ved 17 CT laboratorier i Helse Øst 2007. Den nasjonale referanseverdien på 800 mGy*cm (rød linje) inntegnet. Antallet laboratorier er angitt langs y akse og DLP verdi (mGy*cm) langs x akse.

Variasjonen i $CTDI_{vol}$ er fra 5 mGy til 22 mGy og har en gjennomsnitt på 12 mGy. Den effektive dosen for kvinner estimert med hjelp av dosekalkulatoren viser en variasjon fra 5,5 mSv til 18 mSv, og den estimerte dosen for menn ligger ca 1-2 mSv lavere. Beregning av effektiv dose ved bruk av overgangsfaktoren til DLP (ICRP 2007) viser en gjennomsnittlig dose på 11mSv, med en variasjon fra 4 til 15 mSv.

Tabell 4 Statistikk over dosedata tilhørende CT-abdomen for 22 laboratorier i Helse Øst 2007

| | | CTDIvol abdomen | DLP abdomen | Effektiv dose abdomen (ved DLP faktor) | Effektiv dose abd estm menn | Effektiv dose abd.estm kvinner |
|-----------------------|---------|--------------------|----------------|--|-----------------------------------|--------------------------------------|
| N | Valid | 17 | 17 | 17 | 17 | 17 |
| | Missing | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| Mean | | 12.1 | 551.2 | 8.3 | 9.5 | 10.7 |
| Std. Deviation | | 3.7 | 181.9 | 2.7 | 2.9 | 3.5 |
| Minimum | | 5.1 | 243.0 | 3.7 | 4.8 | 5.5 |
| Maximum | | 21.9 | 1000.0 | 15.0 | 16.0 | 18.0 |

4.2 Variasjonen i scan-parameterne

Statistikk over scan-parameterne kV, mAs, pitch, antall sekvenser og total detektorbredde brukt ved CT-caput er samlet i tabell 5. Rørspenningen er ved de fleste (80 %) av laboratoriene satt til 120 kV. Variasjonen i mAs er fra 140 til 450 med 300 som et gjennomsnitt. 12 av laboratoriene kjører med pitch lik 1 og de resterende bruker mindre pitch verdi. Dosemoduleringen AEC brukes ved 6 av laboratoriene. Nesten halvparten av laboratoriene (9) bruker en total detektorbredde på 10 mm, den varierer fra 4 til 32 mm med en gjennomsnittlig verdi på 15mm.

CT-caput ble kjørt som aksiale serier ved 45 % av laboratoriene, mens 55 % kjørte de som spiral. 55 % av laboratoriene vinkler scan-område bort fra orbita ved CT-caput. Noen av CT modellene (6) har ikke mulighet for å vinkle gantry når de kjører spirale serier.

Tabell 5 Deskriptiv statistikk over scan-parameterne og scan-valg brukt ved CT-caput ved registrering av representative doser, ved 22 CT laboratorier i Helse Øst 2007

| Variabel | N | Variasjon | Mean | Standardavvik |
|------------------------|----|---|-------|---------------|
| Total detektorbredde | 22 | 4-32 mm | 15 | 7,8 |
| Rørspenning kV | 22 | 120kV N = 18 130kV N = 2 >130-140kV N = 2 | 122,5 | 5,7 |
| Rørstrøm mAs | 22 | 140-450 | 302,4 | 75,9 |
| AEC | 22 | Nei N= 16 Ja N= 6 | | |
| Pitch | 22 | 0,55-1,0 | 0,8 | 0,2 |
| Scan valg | 22 | aksial N = 10 spiral N = 12 | | |
| Vinkle bort fra orbita | 22 | Ja N = 12 Nei N = 10 | | |
| Antall sekvenser | 22 | 1 N = 13 2 N = 8 3 N = 1 | | |
| Valid N | 22 | | | |

Statistikk over scan-parameterne total detektorbredde, kV, mAs, AEC og pitch brukt ved CT-abdomen er samlet i tabell 6. Rørspenningen er ved de fleste (90 %) av laboratoriene satt til 120 kV. Variasjonen i mAs er fra 100 til 360 med 200 som et gjennomsnitt. Gjennomsnittsverdien for total detektorbredde er 23,9 mm og pitch er 1,1.

Tabell 6 Deskriptiv statistikk over scan-parameterne og scan-valg brukt ved CT-abdomen ved registrering av representative doser, ved 17 CT laboratorier i Helse Øst 2007

| Variabel | N | Variasjon | Mean | Standardavvik |
|----------------------|----|--|-------|---------------|
| Total detektorbredde | 17 | 8-40 mm | 23,9 | 12,5 |
| Rørspenning kV | 17 | 120kV N = 15 135kV N = 1 140kV N = 1 | 122,1 | 5,9 |
| Rørstrøm mAs | 17 | 100-360 | 196,7 | 67,4 |
| AEC | 17 | Nei N = 8 Ja N = 9 | 26,9 | 43,8 |
| Pitch | 17 | 0,75-1,5 | 1,1 | 0,2 |
| Valid N | 17 | | | |

Nesten alle laboratoriene bruker forskjellig mAs verdi, det er kun fire laboratorier som har samme mAs verdi, 250 i sine protokoller. Ved krysstabellanalyse ser en at tre av disse laboratoriene har lik CT modell (Phillips Brilliance). Dosemodulering AEC brukes ved 9 av 17 laboratorier, som tilsvarer at 74 % bruker denne metoden ved CT-abdomen (se tabell 5). Ved CT-abdomen bruker 40 % av laboratoriene en pitch verdi på 1 og mindre, gjennomsnittelig pitch verdi er 1,1

Det er brukt 11 forskjellige kombinasjoner av kolliminering ved CT-abdomen undersøkelser i studie. Tynneste snitt ved opptak er 0,5mm og tykkeste snitt under opptak er 10mm, og den totale detektorbredd varierer fra 8 til 40mm (se tabell 7). Gjennomsnittlige total detektorbredden er 24mm.

Tabell 7 Frekvens fordeling av kolliminering kombinasjon brukt ved CT-abdomen ved registrering av representative doser, ved 17 CT laboratorier i Helse Øst 2007

| | Kolliminering kombinasjon Antall x tykkelse (mm) | Total detektorbredd (mm) | Frekvens | Prosent |
|---------|--|--------------------------------|----------|---------|
| Valid | 1*8 | 8 | 1 | 4 |
| | 10 | 10 | 1 | 4 |
| | 16*1,5 | 24 | 3 | 13 |
| | 2*5 | 10 | 1 | 4 |
| | 4*2,5 | 10 | 2 | 9 |
| | 4*5 | 20 | 2 | 9 |
| | 5*3 | 15 | 1 | 4 |
| | 64*0,5 | 32 | 1 | 4 |
| | 64*0,6 | 38 | 1 | 4 |
| | 64*0,62 | 40 | 1 | 4 |
| | 64*0,625 | 40 | 3 | 13 |
| Missing | 99 | | 6 | 26 |
| | Total | | 23 | 100 |

4.3 Variasjon i arbeid med doseoptimalisering

De ulike variablene som omfatter arbeid med optimalisering ved protokollutforming og deres hovedresultat fra studien er samlet i tabell 8. Hovedresultatet av frekvensfordelingen i svarkategoriene hyppighet av revideringer, grundighet i

optimaliseringsarbeidet, kvalifikasjoner av personale og dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoll og doser blir gitt her.

13 av de utvalgte laboratoriene reviderer protokollene årlig, noe som utgjør ca 60 %. To laboratorier reviderer protokollene hvert 3. år eller sjeldnere. De resterende åtte laboratoriene har revisjon hvert andre år.

Halvparten av laboratoriene utformer protokollene ved hjelp fra firma med applikasjonsspesialist, eller de kopierer protokoller fra annet sykehus med lik CT modell. Nesten alle av laboratoriene har utarbeidet egne protokoller for spesialundersøkelser, og ved gjennomgang av protokollene kunne nesten 60 % av laboratoriene påvise hvilke faktorer som ble endret i protokollen ved siste revidering. De fleste laboratoriene vurderer bildekvalitet med hjelp av fantomer og vurderer faktorene høy-, lav kontrast og støy. Bildekvaliteten blir kun vurdert av 10 % av laboratoriene opp mot EU sine kvalitetskriterier.

Ved CT-caput er det nesten 60 % (13) av laboratoriene som oppgir at de vinkler snittene bevisst bort fra orbita for å redusere stråledosen til øyelinsen, og 9 av laboratoriene velger bevisst ikke å vinkle fordi de ønsker spiralopptak med mulighet for rekonstruksjoner.

I optimaliseringsarbeidet deltar tre ulike fagprofesjoner ved litt over halvparten (13) av laboratoriene, og ved to laboratorier er det kun fagradiograf som arbeider med optimalisering av protokollene. Ved 1/3 av laboratoriene har fagradiografene videreutdanning innen fagområdet CT, og ved tre laboratorier har fagradiografene tilleggspgaver innen fagområdet i form av arbeid som applikasjonsspesialist for leverandør og foredragsholder.

Protokollene lagres elektronisk ved 60 % av laboratoriene som en del av kvalitetssystemet i avdelingen. Doseverdiene for CTDI og DLP blir ført inn i pasientens elektronisk journal ved 65 % av laboratoriene. Beregning av effektiv dose knyttet til standardprotokoll blir foretatt ved 40 % av laboratoriene.

Tabell 8 Frekvens fordeling av arbeid med optimalisering ved protokoll-uforming på 23 CT laboratorier i Helse Øst 2007

| | |
|---|----|
| Utforming av protokoll: | |
| Av firma | 8 |
| Av firma og applik.spesialist eller kopi fra annet sykehus | 11 |
| Egenutformet protokoll | 4 |
| Protokoll for spesialundersøkelser: | |
| Ja | 22 |
| Nei | 1 |
| Hyppeghet av protokollrevisjon: | |
| Kontinuerlig/årlig | 13 |
| hvert 2.år | 8 |
| 3. år eller mer | 2 |
| Protokoll tilgjengelig i elektronisk kvalitetssystem: | |
| Ja | 14 |
| Ja, men ikke godkjent av radiolog | 5 |
| Nei | 4 |
| Detaljknnskap om siste innholdsmessige protokollrevisjon: | |
| Visshet | 13 |
| Usikker | 7 |
| Ingen kunnskap | 3 |
| Antall faggrupper (radiograf, radiolog og fysiker) som jobber med optimalisering av protokoller: | |
| 3 (radiograf, radiolog og fysiker) | 13 |
| 2 (radiograf og fysiker) | 8 |
| 1 (radiograf) | 2 |
| Faglig bakgrunn hos CT ansvarlig radiograf: | |
| Fagradiograf med Videreutdanning i CT (30 studiepoeng) | 8 |
| Fagradiograf og applikasjonsspesialist for leverandør/foreleser om CT | 3 |
| Fagradiograf | 11 |
| Inneholder protokollen estimering av effektiv dose? | |
| Ja, og estimert organdose | 8 |
| Ja, ved hjelp av overgangsfaktor for DLP | 1 |
| Nei | 14 |
| Er det vurdert høy-, lavkontrast og støy med hjelp av fantom? | |
| Ja, alle tre faktorene er vurdert | 18 |
| Ja, vurdert støy | 1 |
| Nei | 4 |
| Er protokollen vurdert i forhold til EU sine kriterier for bildekvalitet? | |
| Ja | 2 |
| Nei | 21 |
| *Er dosedataene CTDI og DLP ført inn i pasientjournal? | |
| Ja, i RiS | 8 |
| Ja, men kun kopi av dosebilde til PACS | 7 |
| Nei | 7 |
| Er det bevist valg spiral eller aksial scan ved CT-caput? | |
| Ja, fokus på stråledose | 13 |
| Ja, pga mulighet for rekonstruksjoner spiral | 9 |
| Nei | 1 |

4.4 Sammenhenger mellom dosevariasjoner og scan-parameterne

For å se om det er noen sammenhenger mellom de ulike scan-parameterne og dosevariasjonen i DLP til CT-caput har jeg foretatt analysen Independent Sample T-test og One Way ANOVA i SPSS. Resultatene viser ingen signifikante forskjeller, men en kan se ulike tendenser (se tabell 9). Resultatene viser store utslag i doseforskjell ved ulik bruk av faktorene kV og spiral scan.

Tabell 9: Sammenheng mellom gjennomsnittelig DLP ved CT-caput og scan-parametere.

| | N | Mean DLP | Std. Deviation |
|------------------------------------|----------|-----------------|-----------------------|
| kV = 120 | 18 | 879,2 | 222,3 |
| kV = 130 | 2 | 937,5 | 75,7 |
| kV > 130 | 2 | 1296,0 | 685,9 |
| < 302 mAs | 11 | 910,5 | 350,5 |
| ≥ 302 mAs | 11 | 934,4 | 199,5 |
| AEC Nei | 16 | 929,8 | 289,0 |
| AEC Ja | 6 | 902,8 | 273,3 |
| Pitch <1 | 10 | 977,9 | 307,6 |
| Pitch= 1 | 12 | 876,2 | 256,1 |
| Detektorbredde ≥ 15mm | 13 | 859,0 | 200,8 |
| Detektorbredde < 15mm | 9 | 1014,0 | 356,7 |
| Aksial scan | 10 | 794,4 | 178,4 |
| Spiral scan | 12 | 1029,1 | 307,8 |
| Vinkle bort fra orbita: Ja | 12 | 895,7 | 327,9 |
| Vinkle bort fra orbita: Nei | 10 | 954,5 | 218,1 |
| Antall sekvenser = 1 | 13 | 948,4 | 306,5 |
| Antall sekvenser = 2 | 8 | 889,8 | 261,6 |
| Antall sekvenser = 3 | 1 | 846,0 | . |

Jeg har delt kV inn i tre grupper, og de laboratoriene som bruker lavest kV på 120 har også lavest gjennomsnittelig doseverdier (CTDI og DLP). De to laboratoriene som bruker kV verdi på 135 og 140 har de gjennomsnittelig høyeste doseverdiene. Den gjennomsnittelige mAs verdien er på 302. Jeg har foretatt analyse på de laboratoriene som bruker over og under denne verdien. Gjennomsnittsverdien for dosedataene til de laboratoriene som bruker under 302 mAs er noe mindre enn for de laboratoriene som

bruker over 302 mAs. Bruk av dosemodulering AEC gir noe lavere gjennomsnittligdose (en reduksjon på 5mGy i $CTDI_{vol}$) i forhold til de laboratoriene som ikke bruker det. En pitch på under 1 gir en gjennomsnittlig høyere dose enn de 10 laboratoriene som bruker pitch lik 1 i sine protokoller.

Total detektorbredde er gjennomsnittlig 15 mm. De laboratoriene som kjører med en lavere detektorbredde enn dette, har i gjennomsnitt høyere dosedata.

De laboratoriene som kjører med aksiale scan har i gjennomsnitt en DLP verdi som er 235 mGy*cm lavere enn de som kjører spiral scan ved CT-caput. Laboratoriene som vinkler scan-området bort fra orbita ved CT-caput har i gjennomsnitt også lavere dosedata enn de laboratoriene som ikke vinkler. Ett av laboratoriene i studien kjører CT-caput i tre sekvenser, dette laboratoriet har lavest dosedata. De som kjører med to sekvenser har lavere dosedata enn de som kjører CT-caput i en sekvens.

For å finne om scan-parameterne er mulige årsaker til dosevariasjoner ved CT-abdomen, har jeg foretatt en signifikanstesting av korrelasjonskoeffisienter og variansanalyse. Jeg har analysert de fysiske scan-parameterne, kV, mAs, total detektorbredde, bruk av AEC og pitch mot DLP verdien ved CT-abdomen, for å se om det er signifikante forskjeller. T-test viser ingen statistiske signifikante forskjell ved de ulike fysiske scan-parameterne og korrelasjonen til DLP ved CT-abdomen.

Jeg har valgt å se på gjennomsnittlig DLP verdi ved to ulike kV grupper, og har derfor slått sammen alle verdier over 120 kV til en gruppe, og sammenlignet med dem som bruker 120 kV i protokollen. Den gjennomsnittlige DLP verdien er 536 mGy*cm ved 120 kV, og for de to laboratoriene som har brukt høyere kV verdier i sin protokoll er gjennomsnittlig DLP verdi 130 mGy*cm høyere (se tabell 10).

Tabell 10 Sammenheng mellom gjennomsnittlig DLP ved CT-abdomen og de fysiske scanparameterne

| | N | Mean DLP | Std. Deviation |
|-----------------------|----|----------|----------------|
| kV = 120 | 15 | 536.0 | 185.1 |
| over 120 | 2 | 665.5 | 142.1 |
| < 197 mAs | 9 | 483,2 | 222,6 |
| ≥ 197 mAs | 8 | 627,8 | 80,0 |
| AEC Nei | 8 | 536,8 | 132,2 |
| AEC Ja | 9 | 564,1 | 224,8 |
| Pitch ≤1 | 7 | 530,5 | 257,1 |
| Pitch > 1 | 10 | 565,7 | 119,2 |
| Detektorbredde ≥ 24mm | 9 | 564,06 | 224,75 |
| Detektorbredde < 24mm | 8 | 536,75 | 132,21 |

For å se på sammenhengen mellom DLP ved abdomen og mAs verdi har jeg delt laboratoriene i to grupper; de som bruker under 197 mAs (som er gjennomsnittlig mAs verdi for utvalget) og de som bruker over 197 mAs. Analysen viser at gjennomsnittlig DLP verdi er 145 mGy*cm høyere for laboratoriene som bruker mAs verdier over 197. Den gjennomsnittlige CTDI_{vol} er 11mGy ved mAs verdier under 197, og 13,4 mGy ved mAs verdier over 197

Forskjellen i gjennomsnittlig DLP verdi hos de som bruker dosemodulering AEC eller ikke er liten, men det er en svak tendens som visere lavere DLP verdi ved bruk av AEC.

Analysen viser at det ikke er noen klare sammenheng mellom den valgte pitch verdien og DLP verdien til abdomen. Gjennomsnittlig DLP verdi ved de laboratoriene som bruker pitch mindre eller lik 1 er tilnærmet den samme, også for de laboratoriene som har protokoller med pitch over 1. For tre laboratorier med samme pitch verdi 1, varierer DLP fra 595 til 1000 mGy*cm.

Størrelsen på total detektorbredde og DLP verdi har ingen klar sammenheng. Gjennomsnittlig total detektorbredde er 23,9 mm, og jeg har derfor sammenlignet gjennomsnittlig DLP verdi hos laboratoriene med detektorbredde over og under 24 mm. Total detektorbredde på 40 mm er brukt ved fem laboratorier, og DLP verdien varierer ved disse fra 479 til 703 mGy*cm. Den høyeste DLP verdien er ved en total detektorbredde på 32mm.

4.5 Sammenhenger mellom dosevariasjoner og optimalisering

De ulike faktorene i optimaliseringsarbeidet er analysert i forhold til hvordan de påvirker dosen DLP ved CT-caput (se tabell 11). Resultatene viser noen signifikante forskjeller i dose ved enkelte faktorer, og en kan se ulike tendenser for andre faktorer. De laboratoriene som har arbeidet frem egne protokoller ut fra kunnskap om optimalisering og valg av scan-parametere har klart lavere doser enn de som alene har tatt i bruk leverandørens protokoller.

To av laboratoriene har ikke revidert protokollene de siste (tre) årene, og mellom disse to laboratoriene er det stor forskjell i doseverdiene. Den gjennomsnittelige DLP verdien for de laboratoriene som reviderer protokollene sine 2. hvert år og årlig er ganske like. 13 av laboratoriene har lagret protokollene i institusjonens elektroniske kvalitetssystem, disse har også den laveste gjennomsnittelige doseverdien. De laboratoriene som ikke lagrer protokollene sine elektronisk, har en gjennomsnittelig DLP verdi som er 380mGy*cm høyere, denne forskjellen er signifikant.

Analysen viser videre at ved de laboratoriene hvor tre ulike fagprofesjoner samarbeider med optimalisering av protokoller er doseverdiene lavest. Der det kun er en faggruppe som jobber med optimaliseringen alene er doseverdiene høyest. Den faglige kompetansen til CT ansvarlig radiograf har også betydning for dosen. Fagradiografer med videreutdanning innen CT som arbeider med protokoller, har i gjennomsnitt lavest doseverdier ved CT-caput.

De fleste laboratoriene bruker fantom for å vurdere lav-, høykontrast og støy i bilde. Doseverdiene er i gjennomsnitt lavest ved de laboratoriene hvor alle disse tre faktorene blir vurdert, i forhold til de som bare vurderer en faktor eller ingen. Nesten alle laboratoriene har bevist valg av aksial eller spiral scan ved undersøkelsen CT-caput. De som velger aksial scan på grunn av stråledose har en DLP verdi som i gjennomsnitt er 300mGy*cm lavere enn de som kjører spiral scan.

Resultatet viser at det ikke er noen signifikante variasjoner i gjennomsnittlig DLP i forhold til hvordan laboratoriene utformet sine protokoller, men en kan se ulike tendenser i form av doseforskjeller (se tabell 12).

Tabell 11 Gjennomsnittelig DLP ved CT-caput ved de ulike optimaliseringsvariablene.

| | N | Mean DLP | Std. avvik |
|---|----|----------|------------|
| Utforming av protokoll: | | | |
| Egenutformet protokoll | 4 | 861,5 | 199,0 |
| Av firma og applikasjonsspesialist eller kopi fra annet sykehus | 11 | 904,5 | 236,9 |
| Av firma | 7 | 985,3 | 388,0 |
| Hyppeghet av protokollrevisjon: | | | |
| Kontinuerlig/årlig | 12 | 959,8 | 348,0 |
| hvert 2. år | 8 | 917,6 | 157,9 |
| 3. år eller mer | 2 | 717,5 | 316,1 |
| * Protokoll tilgjengelig i elektronisk kvalitetssystem: | | | |
| Ja | 13 | 817,4 | 189,1 |
| Ja men ikke godkjent av radiolog | 5 | 979,0 | 264,7 |
| Nei | 4 | 1193,0 | 394,9 |
| Detalj kunnskap om siste innholdsmessige protokollrevisjon: | | | |
| Visshet | 12 | 950,8 | 352,7 |
| Usikker | 7 | 847,6 | 181,6 |
| Ingen kunnskap | 3 | 983,7 | 38,5 |
| Antall faggrupper (radiograf, radiolog og fysiker) som jobber med optimalisering av protokoller: | | | |
| 3 (radiograf, radiolog og fysiker) | 12 | 890,8 | 239,5 |
| 2 (radiograf og fysiker) | 8 | 950,5 | 370,5 |
| 1 (radiograf) | 2 | 1000 | 82,0 |
| Faglig bakgrunn hos CT ansvarlig radiograf: | | | |
| Fagradiograf med Videreutdanning i CT (30 studiepoeng) | 8 | 830,5 | 151,3 |
| Fagradiograf og applikasjonsspesialist for leverandør/foreleser om CT | 3 | 973,0 | 121,2 |
| Fagradiograf | 11 | 975,5 | 365,2 |
| Inneholder protokollen estimering av effektiv dose? | | | |
| Ja, og estimert organ dose (1 ved hjelp av overgangsfaktor for DLP) | 8 | 910,4 | 223,4 |
| Nei | 14 | 920,1 | 310,0 |
| Er det vurdert høy-, lavkontrast og støy med hjelp av fantom? | | | |
| Ja, alle tre faktorene er vurdert | 17 | 883,0 | 147,6 |
| Ja, vurdert en faktor støy | 1 | 991,0 | |
| Nei | 4 | 1072,8 | 527,8 |
| Er protokollen vurdert i forhold til EU sine kriterier for bilde kvalitet? | | | |
| Ja | 2 | 819,0 | 264,5 |
| Nei | 20 | 932,8 | 284,3 |
| *Er dosedataene CTDI og DLP ført inn i pasientjournal? | | | |
| Ja, i RiS | 8 | 880,4 | 170,9 |
| Ja, men kun kopi av dosebilde til PACS | 7 | 898,0 | 277,5 |
| Nei | 7 | 994,8 | 213,3 |
| * Er det bevist valg spiral eller aksial scan ved CT-caput? | | | |
| Ja, fokus på stråledose | 11 | 775,5 | 157,2 |
| Ja, pga mulighet for rekonstruksjoner spiral | 10 | 1082,0 | 314,5 |
| Nei | 1 | 942,0 | |

* Signifikante forskjeller med p verdi <0,05 ved One-Way ANOVA test.

Tabell 12 Gjennomsnittelig DLP for abdomen ved de ulike optimaliseringsvariablene.

| | N | Mean DLP | Std. Deviation |
|---|----|----------|----------------|
| Utforming av protokoll: | | | |
| Egenutformet protokoll | 3 | 495,7 | 233,3 |
| Av firma og applik.spesialist eller kopi fra annet sykehus | 7 | 447,6 | 106,5 |
| Av firma | 7 | 678,6 | 160,6 |
| Hypighet av protokollrevisjon: | | | |
| Kontinuerlig/årlig | 11 | 548,8 | 166,1 |
| Hvert 2.år | 4 | 476,8 | 194,2 |
| 3. år eller mer | 2 | 665,5 | 142,1 |
| Protokoll tilgjengelig i elektronisk kvalitetssystem: | | | |
| Ja | 13 | 553,5 | 144,3 |
| Ja men ikke godkjent av radiolog | 2 | 407,5 | 17,7 |
| Nei | 2 | 679,8 | 452,9 |
| Detalj kunnskap om siste innholdsmessige protokollrevisjon: | | | |
| Visshet | 10 | 547,8 | 215,0 |
| Usikker | 5 | 622,6 | 92,3 |
| Ingen kunnskap | 2 | 389,8 | 42,8 |
| Antall faggrupper (radiograf, radiolog og fysiker) som jobber med optimalisering av protokoller: | | | |
| 3 (radiograf, radiolog og fysiker) | 13 | 538,3 | 150,1 |
| 2 (radiograf og fysiker) | 3 | 671,0 | 297,8 |
| 1 (radiograf) | 1 | 659,5 | |
| Faglig bakgrunn hos CT ansvarlig radiograf: | | | |
| Fagradiograf med Videreutdanning i CT (30 studiepoeng) | 4 | 402,3 | 151,9 |
| Fagradiograf og applikasjonsspesialist for leverandør/foreleser om CT | 4 | 559,6 | 117,7 |
| Fagradiograf | 9 | 620,4 | 199,1 |
| Inneholder protokollen estimering av effektiv dose? | | | |
| Ja, og estimert organ dose (1 ved hjelp av overgangsfaktor for DLP) | 5 | 443,1 | 110,3 |
| Nei | 12 | 596,1 | 181,1 |
| Er det vurdert høy-, lavkontrast og støy med hjelp av fantom? | | | |
| Ja, alle tre faktorene vurdert | 14 | 529,9 | 147,6 |
| Nei | 3 | 650,8 | 324,1 |
| Er protokollen vurdert i forhold til EU sine kriterier for bilde kvalitet? | | | |
| Ja | 2 | 527,0 | 67,9 |
| Nei | 15 | 554,4 | 193,4 |
| Er dosedataene CTDI og DLP ført inn i pasientjournal? | | | |
| Ja, i RiS | 7 | 467,6 | 157,8 |
| Ja, men kun kopi av dosebilde til PACS | 3 | 449,2 | 125,8 |
| Nei | 7 | 678,1 | 192,3 |

Resultatene viser at de laboratoriene som har sine protokoller utarbeidet av firma alene har høyest gjennomsnittelige doser. De som har utarbeidet protokollene ved eget laboratoriet og/eller kopiert fra annet sykehus eller ved hjelp av applikasjonsspesialist har ganske like doser.

Laboratoriene som reviderer sine protokoller hvert 2. år eller hyppigere har lavere doser, enn de som reviderer protokollen sjeldnere.

To av laboratoriene har ikke protokollene lagret elektronisk i avdelingens kvalitets system, disse laboratoriene har også høyest gjennomsnittlig DLP verdi 680 mGy*cm ved CT-abdomen. To laboratorier har scoret delvis på lagring av protokollene i det elektroniske kvalitetssystem, dette skyldes at de mangler godkjenning av radiolog på protokollen for at skal inngå i kvalitetssystemet. De fleste laboratoriene (13) har protokollene lagret elektronisk i kvalitetssystemet, og deres gjennomsnittlige DLP verdi CT-abdomen er den samme som for gjennomsnittet for hele utvalget.

Fagradiografene ved åtte av laboratoriene har ingen videreutdanning innen fagområdet CT, ved disse laboratoriene er den gjennomsnittlige DLP verdien 620 mGy*cm og høyere enn ved de andre laboratoriene. Ved fem av laboratoriene har fagradiografen spesielle oppgaver eksternt knyttet til sin fagfunksjon, som å være applikasjonsspesialist for leverandør eller å være foreleser i CT ved radiografutdanningen. Ved disse laboratoriene er den gjennomsnittlige dosen ved abdomen tilnærmet lik som gjennomsnittet for alle laboratoriene. Fire av fagradiografene har videreutdanning i CT (30 studiepoeng), og ved disse laboratoriene er den gjennomsnittlige DLP verdien 400 mGy*cm og lavere enn for de andre kategoriene.

Resultatene viser en tendens til at de laboratoriene som estimerer effektiv dose knyttet til standardprotokoll har lavere doser enn de som ikke estimerer effektiv dose. Effektiv dose blir estimert ved hjelp av overgangsfaktoren til DLP ved for ett av laboratoriene og ved hjelp av dosekalkulatoren for fire av laboratoriene.

I optimaliseringsarbeidet med protokollutvikling har 14 av laboratoriene vurdert alle tre faktorene lav-, høykontrast og støy, disse har også lavere gjennomsnittlig dose enn de tre laboratoriene som ikke har vurdert bildekvalitetsparameterne.

De laboratoriene som overfører sine dosedata DLP og CTDI til pasientjournalen har i gjennomsnitt en lavere dose enn de som ikke fører opp dosedata verdiene eller kun overfører DLP til pasientjournalen.

4.6 Dosevariasjonen i effektiv dose

Effektiv dose er beregnet både ved dosekalkulator og overgangsfaktor for DLP, og viser tilnærmet likt resultater for caput. Ved de 22 laboratoriene i studien er gjennomsnittelig effektiv dose beregnet til 2 mSv ved dosekalkulatoren, maksimum verdien er 4 mSv og minimum 0,9 mSv for caput (se tabell 13).

Tabell 13 Effektiv dose til CT-caput, beregnet for 22 laboratorier i Helse Øst 2007

| | Effektiv dose caput (mSv) | |
|---------|-----------------------------|-----------------------------------|
| | Beregnet ved dosekalkulator | Estimert ved DLP K faktor =0,0023 |
| Mean | 2,0 | 2,1 |
| Minimum | 0,9 | 1,1 |
| Maximum | 4 | 4,1 |

Beregning av effektiv dose til abdomen med dosekalkulator viser noe høyere doser i gjennomsnitt enn ved bruk av overgangsfaktoren (0,015) til DLP (Bongartz et al., 2004). Dosen til kvinner er også beregnet til litt høyere verdier enn dosen for menn ved dosekalkulator. Gjennomsnittelig dose for begge kjønn er 10,1 mSv ved dosekalkulator beregninger og 8,3 mSv ved bruk av overgangsfaktor. Den høyeste verdien 18 mSv er beregnet for kvinner med dosekalkulator og den laveste verdien er 3,7 mSv estimert ved overgangsfaktoren til DLP (se tabell 14).

Tabell 14 Effektiv dose til CT-abdomen, beregnet for 17 laboratorier i Helse Øst 2006. Beregninger er foretatt for både kvinner og menn ved dosekalkulator, og midlet for kjønn er gjennomsnittverdi for begge grupper.

| | Effektiv dose abdomen (mSv) | | | |
|----------------|---------------------------------|------------------------------|------------------|-------------------------------|
| | Beregnet kvinner dosekalkulator | Beregnet menn dosekalkulator | midlet for kjønn | Estimert ved DLP faktor 0,015 |
| Mean | 10,7 | 9,5 | 10,1 | 8,3 |
| Minimum | 5,5 | 4,8 | 5,2 | 3,7 |
| Maximum | 18,0 | 16,0 | 17,0 | 15,0 |

Den kollektive dosen for caput og abdomen er estimert ut fra mean effektiv dose beregnet ved bruk av dosekalkulator og antallet undersøkelser som ble kartlagt i 2002, publisert i Strålevernrapport 2006:6b (Børretzen et al., 2006b). Både antallet undersøkelser for Helse Øst og for hele Norge er hentet fra denne rapporten. I Helse Øst er den kollektive dosen for caput-undersøkelser 108 man Sv og for abdomen-undersøkelser 277 man Sv. Det er også estimert hva befolkningsdosen ville vært om alle laboratoriene brukte den laveste og høyeste effektive dosen funnet i studien, ut fra representative doser (se tabell 15). Hvis alle laboratoriene brukte den laveste beregnede effektive dosen ville befolkningsdosen for undersøkelsen caput blitt halvert. Den kollektive dosen for abdomenundersøkelser er 277 man Sv, med en variasjon på 324 man Sv estimert ut fra laveste og høyeste verdi på effektiv dose.

Tabell 15 Effektiv dose, antall undersøkelser og kollektiv effektiv dose (CED) for CT-caput og abdomen. Antallet undersøkelser er hentet fra kartleggingen i 2002 Radiologi i Noreg(Børretzen et al., 2006b), CED er estimert for gjennomsnittelig, minimum og maksimum effektiv dose verdi i studien.

| Undersøkelse | Effektiv dose mSv | | | # undersøkelser 2002 Helse Øst | Kollektiv effektiv dose (man Sv) | | |
|----------------|-------------------|-----|------|--------------------------------|----------------------------------|-----|------|
| | mean | min | maks | | mean | min | maks |
| Caput | 2,0 | 0,9 | 4,0 | 54 194 | 108 | 49 | 217 |
| Abdomen | 10,1 | 5,2 | 17,0 | 27 401 | 277 | 142 | 466 |

Hvis man tenker seg at dosenivå er tilsvarende på landsbasis som her avdekket for Helse Øst ville bidrag til befolkningsdosen nasjonalt for caput være 282 man Sv og abdomen 664 man Sv. Beregningene baserer seg på bruk av de gjennomsnittelige effektive dosene i denne studien (se tabell 16), og forutsett at dosevariasjon i landet var tilsvarende som i Helse Øst som helhet.

Tabell 16 CED for CT-caput og abdomen undersøkelser estimert ut fra beregnet effektiv dose ved CT laboratorier i Helse Øst 2006 og antallet undersøkelser er hentet fra kartleggingen i 2002 Radiologi i Noreg (kilde), CED er estimert for gjennomsnittelig, minimum og maksimum effektiv dose verdi i studien.

| Undersøkelse | Effektiv dose mSv | | | Antall undersøkelser 2002 Norge | Kollektiv effektiv dose (man Sv) | | |
|--------------|-------------------|-----|------|---------------------------------|----------------------------------|-----|------|
| | mean | min | maks | | mean | min | maks |
| Caput | 2,0 | 0,9 | 4,0 | 140 965 | 282 | 127 | 564 |
| Abdomen | 10,1 | 5,2 | 17,0 | 65 788 | 664 | 342 | 1118 |

Ved estimering av antall stråleinduserte krefttilfeller etter den lineære dose responskurven ved gjennomsnittelig kollektiv dose fra caput og abdomen på 385 man Sv i Helse Øst, vil det medføre 19 ekstra dødsfall. Befolkningdosen fra caput og abdomen nasjonalt basert på dosedata fra denne studien var 946 man Sv, dette vil medføre 47 ekstra dødsfall forårsaket av stråleindusert kreft (se tabell 17).

Tabell 17 Oversikt over kollektiv effektiv dose i Helse Øst og nasjonalt, basert på resultater i studien, og risikoestimat for kreft etter den lineære dose respons kurven LDR (5 % Sv)

| Undersøkelse | Kollektiv effektiv dose (man Sv) | | | | | | Antall kreft tilfeller etter LDR (5 % Sv) | | | | | |
|--------------|----------------------------------|------------|------------|------------|------------|-------------|---|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | Helse Øst | | | Norge | | | Helse Øst | | | Norge | | |
| | mean | min | maks | mean | min | maks | mean | min | maks | mean | min | maks |
| Caput | 108 | 49 | 217 | 282 | 127 | 564 | 5 | 2 | 11 | 14 | 6 | 28 |
| Abdomen | 277 | 142 | 466 | 664 | 342 | 1118 | 14 | 7 | 23 | 33 | 17 | 56 |
| Total | 385 | 191 | 683 | 946 | 469 | 1682 | 19 | 9 | 34 | 47 | 23 | 84 |

Risiko for stråleindusert kreft etter organdoser til ved caput og abdomen (som er litt høyere enn gjennomsnittet i denne studien) er estimert for aldersgruppen 25 og 40 år. Resultatet viser at visse alle pasientene i Norge som gjennomførte CT-caput og CT-abdomen undersøkelser i 2002 var 25 år ville 47 personer få stråleindusert kreft. Hvis alle hadde vært 40 år ville antallet blitt redusert til 20 personer. Tilsvarende tall for Helse Øst viser 19 krefttilfeller hvis alle er 25 år, og en halvering av antallet hvis alle pasientene er 40 år (se tabell 18).

Tabell 18 Krefttilfeller forårsaket av stråling, estimert etter organdose fra CT-caput og abdomen ved 25 og 40 års alder (Brenner & Hall, 2007). Antallet undersøkelser er hentet fra kartleggingen i 2002 Radiologi i Noreg (Børretzen et al., 2006b).

| Undersøkelse | Antall undersøkelser | | Antall krefttilfeller estimert etter organdoserisiko og alder Caput 0,01 % ved 25 år, 0,005 % ved 40 år. Abdomen 0,05 % ved 25 år, 0,02 % ved 40 år | | | |
|----------------|----------------------|---------|---|-----------------|-------------|-------------|
| | Helse Øst | Norge | 25 år Helse Øst | 40 år Helse Øst | 25 år Norge | 40 år Norge |
| Caput | 54 194 | 140 965 | 5 | 3 | 14 | 7 |
| Abdomen | 27 401 | 65 788 | 14 | 5 | 33 | 13 |
| Totalt | 81595 | 206753 | 19 | 8 | 47 | 20 |

5 Diskusjon

I dette kapitlet vil jeg først se på variasjonen i dose, og om scan-parameterene kan forklare variasjonen. Jeg vil deretter se på om arbeidet med optimalisering påvirker dosene, og om det finnes alternative forklaringer på dosevariasjonen. I tillegg vil jeg se på hva dosevariasjonen representerer i effektiv dose og strålingsrisiko. Til slutt i kapitlet vil metoden som er benyttet i studien vurderes.

Jeg har i oppgaven henvist til Strålevern Rapport nr 11:1995: ”*Computer tomografi ved norske sykehus. Undersøkelsesteknikk og stråledose til pasient*”. Rapporten bygger på den siste større, norske landsdekkende studie av dosedata for CT-undersøkelser. Jeg har derfor benyttet meg av denne rapporten, til tross for at den er noen år gammel.

5.1 Variasjon i dosedata

Rapporterte representative doser fra sykehusene er en viktig kilde til oppdatert kunnskap om doser i Norge. Det er viktig å analysere de representative dosene med hensyn til utviklingen av dosenivåene og hvilke faktorer som påvirker dette. Ved å finne forklaringer på hvorfor pasienter får ulik dose avhengig av hvor undersøkelsen utføres, kan en iverksette konkrete tiltak for å redusere dosen på de laboratoriene som ligger høyt i representativ dose.

De representative dosene (for $CTDI_{vol}$ og DLP) i studien varierer med en faktor 3 for caput og faktor 4 for abdomen. I de fleste studier er det ikke sett på variasjonen av disse dosedataene, men kun på gjennomsnittsverdier. Resultatet av de gjennomsnittlige verdiene i denne studien er sammenlignbare med funn fra andre studier. For *CT-caput undersøkelser* var gjennomsnittlig DLP 922mGy*cm i denne studien. Tsapaki (2006) rapporterer en gjennomsnittlig DLP på 544mGy*cm i en studie av IAEA regi som inkluderte 6 land (Canada, Hellas, India, Polen, England og Thailand), mens kartleggingen i USA viser en gjennomsnittlig DLP verdi på 810 mGy*cm (Shrimpton et al., 2005, Stanley H. Stern et al., 2007). I Storbritannia har Shrimpton (2006) funnet litt lavere gjennomsnittlig DLP verdi (690 mGy*cm) for CT-caput. Men også høyere verdier er rapportert, eksempelvis 1016mGy*cm (Brix, 2003). Dette illustrerer at

doseverdier ikke bare varierer internt, men også mellom ulike land. De norske resultatene avviker ikke vesentlig fra dosenivåer i andre land.

Når det gjelder beregnet gjennomsnittelig effektiv dose var resultatet i studien for caput 2 mSv. Dette er identisk med Olerud (1994) sine resultater og litt lavere enn Brix (2003) resultater i Tyskland og kartleggingen i USA (Shrimpton et al., 2005, Stanley H. Stern et al., 2007). Mens resultatene til Shrimpton (2006) fra Storbritannia viser en lavere dose (1,5 mSv). Det er verdt å merke seg den manglende endringen i dose i Norge for caput-undersøkelser over en 10-års periode, tatt i betraktning den utviklingen som har vært innen CT-teknologien i den samme perioden.

Variasjonen i effektiv dose ved CT-caput er derimot redusert i Norge, mens dosen varierte med en faktor 8 i 1994 (Olerud 1995) varierer den i denne studien med en faktor 4. Dette skyldes trolig at i materiale til Olerud er noen av caput undersøkelsene foretatt med og uten kontrast, og undersøkelsene er dermed kjørt som to serier. Dette gir utslag i dobbel dose og større variasjon enn til de laboratorier som har undersøkt caput med en serie, og hvor datamaterialet er større.

For *CT-abdomen undersøkelser* er den gjennomsnittelige verdien for $CTDI_{vol}$ 12,1 mGy og på samme nivå som i studiene til Shrimpton (2006) og Brix (2003), og noe høyere enn resultatet fra IAEA (2005) på 10,4 mGy. Også gjennomsnittsverdien for DLP for CT-abdomen i denne studie (551 mGy*cm) er på sammen nivå som de overnevnte studiene. Tsapaki et al (2006) fant 549 mGy*cm, mens Brix (2003) fant 529 mGy*cm /serie.

Effektiv dose for abdomen i studien, estimert ved overgangsfaktor for DLP, er 8,3 mSv. Det er tilnærmet samme verdi som rapporter fra IAEA prosjektet 8,2 mSv (Tsapaki et al 2006), hvor effektiv dose er estimert med samme metode. Når dosekalkulator er benyttet for beregningen finner jeg en liten reduksjon (21 %) i effektive dose sammenlignet Olerud (1995), fra 12,8 mSv i 1994 til 10,7 mSv for kvinner og 9,5 mSv for menn i 2007. Dette kan skyldes utviklingen av CT maskiner med mer effektive detektorer og muligheten for bruk av spiral scan med pitch faktor større enn 1, noe som gir reduksjon i dose. Den effektive dosen beregnet for kvinner er litt høyere enn for menn, dette på grunn av at kvinner har flere strålefølsomme organer i abdomen/bekken området. Ved sammenligning med andre studier er gjennomsnittsverdien i effektiv dose

mellom kvinner og menn brukt her, men det er usikkert hvorvidt andre studier skiller på dose til de ulike kjønn, til tross for at dosekalkulatoren gir mulighet for det.

Også variasjon i den effektive dosen er redusert i 10-årsperioden. I Olerud (1995) sin studie varierte den effektive dosen for CT-abdomenundersøkelser med en faktor tretten, mens i denne studien varierer dosen med en faktor på fire. Noe av grunnen til den store variasjonen i Olerud sin studie kan skyldes at dosen for abdomenundersøkelsene er foretatt med og uten kontrast, og dermed inneholder datamaterialet undersøkelser som har kun en serie og noen som har to serier som gir dobbel dose. En annen forklarende faktor til variasjonen kan være at studien til Olerud inneholder resultater fra et større antall laboratorier og kartlegging av flere laboratorier, noe som også kan gi utslag i større variasjon.

Selv om dosevariasjonen er betydelig mindre i dag, og funnene er forventede resultat ut ifra tidligere studier, tilsier en faktor fire i doseforskjell for samme CT undersøkelse med lik indikasjonstilling et betydelig forbedringspotensial i forhold til ICRP sine grunnprinsipper (optimalisering og dosebegrensning) for strålevern. En bør derfor søke å finne faktorer som forklarer denne variasjonen, slik at målrettede tiltak kan iverksettes. Spesielt viktig blir dette når vi vet hvilket økende bidrag i kollektivdose CT representerer (ICRP, 2007b, Børretzen et al., 2006a).

Årsakene til dosevariasjon er sammensatt, særlig fordi de ulike faktorene innvirker på hverandre. Skannergeometrien og filtreringen i de ulike CT modellene er forskjellig, derfor kan samme kV- og mAs-verdi gi forskjellig dose anvendt på ulike CT modeller (Kalender, 2005). Dette kan maksimalt forklare 30 % av variasjonen i scan-parametrene (Kalender, 2005). I denne studien sammenlignes scan-parametere for ulike modeller og fabrikat, slik sett gjenspeiles virkeligheten ute i helseforetakene, men dette gir samtidig opphav til at sammenheng mellom eksponeringsparametere og dose blir vanskeligere å påvise.

5.2 Scan-parametere som forklaring på dosevariasjon

Scan-parameterne i protokollene ved CT-caput og CT-abdomen var svært forskjellig ved de ulike CT laboratoriene. I det følgende vil jeg diskutere de enkelte parameters variasjon, først produktet av rørstrøm og rotasjonstid (mAs), deretter dosemodulering, rørspenning, pitch, detektorbredde og scan-teknikk. mAs ved caput varierer med en faktor tre og abdomen med en faktor fire i denne studien. Selv om det er ulik skannergeometri og filtrering ved de forskjellige CT-modellene som krever ulik mAs for å få lik dose i isosenter, kan ikke det forklare den store variasjonen i bruk av mAs. I studie til Olerud & Finne (1995) varierte mAs med en faktor 5 mellom laboratorier for samme type undersøkelse, mens resultatet i min studie viser en litt lavere variasjonsfaktor i mAs (Olerud & Finne, 1995).

En forklaring på ulik bruk av mAs-verdi kunne vært pasientens vekt og størrelse. I representative dosemålinger skal alle pasienter være voksne og med forholdsvis lik vekt (60-80 kg). Det kunne tenkes at laboratorier med forholdsvis høy mAs tilfeldigvis inkluderte pasienter i øvre del av vektbegrensningen. På den annen side tyder variasjonen i caput dose på at forklaringen ikke ligger her, da pasientenes hodestørrelse varierer i mindre grad. En annen mer plausibel forklaring til ulik bruk av mAs er at de ulike laboratoriene aksepterer forskjellig støynivå i bildene. En reduksjon i mAs (når andre parametere er konstante) vil gi færre fotoner registrert i detektoren, og dermed dårligere bildekvalitet og mer støy i bildet.

Gjennomsnittelig rørstrøm i studien ved caput er 302 mAs og abdomen er 197 mAs, dette er tilnærmet lik de verdiene som i Brix (2003) sin studie (317 mAs caput og 200 mAs abdomen). Det er rapportert mAs verdier som er både høyere og lavere enn dette. Olerud & Finne (1995) fant 390 mAs for caput og 370 mAs for abdomen, mens Crawley (2001) fant 219 mAs for caput og 139 mAs for abdomen. Dette viser at verdiene for min studie er innenfor forventet resultat. Caput undersøkelser i studien til Crawley (2001) var utført i to sekvenser med høyere rørstrøm i sekvensen over tinningbein (284 mAs) (Crawley et al., 2001). Den gjennomsnittelige lavere bruk av rørstrøm, skyldes at protokollene i den studien var optimalisert med fokus på dose og bildekvalitet. En dosereduksjon på 30 % ved caput protokoller oppnås i Heggie sin studie ved en reduksjon i rørstrøm til 250 fra 380 mAs (Heggie, 2005).

Ved CT-abdomen viser studien at gjennomsnittelig dose er høyere ved de laboratorier som bruker rørstrøm over middelverdien (197 mAs), dette samsvarer bra med teorien. I studien til Karla (2004) ble en mann på 72 kg (samme vektklasse som pasientene i denne studien), scannet i abdomen med tre ulike mAs verdier (256, 176 og 88 mAs) hvor de andre scan-parametere ble holdt konstante og bildekvaliteten ble vurdert til akseptabel ved alle tre rørstrøm verdiene. Dette viser at det er betydelig potensial for dosebesparelse ved hjelp av mAs justering. utfordringen er å finne hva som er terskelverdien for god nok bildekvalitet. Bildekvaliteten ved de ulike laboratoriene ble ikke sammenlignet i min studie. Alle scan-parametere er brukt i standardprotokoller som brukes for diagnostisering av bilder og bildekvaliteten antas akseptabel. Likevel kan forskjellig krav til bildekvalitet være en mulig forklaring til bruk av ulike verdier av mAs. Er terskelverdien for god nok bildekvalitet funnet ved de ulike undersøkelsene og laboratoriene? Hvis rørstrømmen er lav kan tilgangen på fotoner til detektor bli så lav at bildene fremstilles med mye støy, noe som kan medføre at lavkontrastobjekter i abdomen blir vanskelig å diagnostisere.

Bruk av *dosemodulering* (AEC) virker inn på rørstrømmen. Tidligere studier har vist at bruk av dosemodulering gir en reduksjon på mellom 10-60 % når de andre parameterne holdes konstante (Kalender et al., 2008). Kalender (2008) fant at bruk av AEC ved caput undersøkelser ga en reduksjon i dose på 18 % med konstant rørstrøm. Mens Söderberg (2008) fant stor variasjon i dosereduksjon ved bruk av AEC avhengig av innstilt støynivå ved dosemoduleringen. Jeg fant ingen vesentlig forskjell i gjennomsnittelig dose for de laboratoriene som benytter AEC ved caput undersøkelser er det bare 3 % lavere dose for de seks laboratoriene som benytter AEC. En mulig årsak til at bruk av AEC gir så lite utslag, kan være at rørstrømmen er satt forholdsvis lavt i de protokollene hvor det ikke benytter AEC. En annen mulig forklaring kan være at støynivået i de protokoller som bruker AEC er satt høyt, og en oppnår derfor ikke dosebesparelse. I tillegg er ikke de andre scan-parametere som påvirker dose like ved de forskjellige laboratoriene, dette gjør sammenligninger av parametrene komplisert.

I de optimaliserte protokollene til Heggie (2005) er AEC benyttet ved abdomen undersøkelser med en dosebesparelse på nesten 40 %, og gjennomsnittelig mAs er redusert fra 180 til 120 mAs. Dette tyder på at de fleste av laboratoriene også i min studie kunne ha benyttet lavere mAs for å oppnådd dosereduksjon. På grunn av den

anatomiske utformingen, forventer vi en større dosebesparelse ved bruk av dosemodulering ved abdomen enn ved caput. For abdomen endres diameter og vevstyper (med ulik attenuasjonskoeffisient) vesentlig avhengig av innfallsvinkler og plan, noe som ikke er tilfelle for caput. Det var derfor et uventet resultat at det ble tilnærmet lik gjennomsnittelig dose for de laboratoriene som benytter dosemodulering og de som ikke gjør det ved abdomen undersøkelser.

Variasjonen i dose er større blant de laboratoriene som benytter dosemodulering enn de som ikke gjør det. Dette kan skyldes at dosemoduleringen ikke er optimalt innstilt sett i sammenheng med akseptert støynivå. Studier viser at dosemodulering også kan gi høyere dose enn undersøkelser utført uten modulering. Når moduleringen er innstilt til å akseptere lite støy i bilde og har en høy maks mAs, kan dosen bli høyere enn ved bruk av fast mAs. Dosemoduleringen fungerer også forskjellig avhengig av CT leverandører, noe som igjen kan medføre ulikt resultat. I tillegg er dosemodulering en forholdsvis ny teknikk, og det tar tid å opparbeide seg erfaring. Studien til Söderberg (2008) viser at de ulike leverandørenes innstilling av dosemodulering varierer mye, og jeg tror ut fra resultatene mine at det er behov for mer kunnskap om bruken av dosemodulering og sammenhengen med ønsket bildekvalitet.

En annen faktor som kan forklare liten effekt i dosebesparelse ved bruk AEC i abdomen protokollene, er at alle pasientene i denne studien er i samme vektklasse (60-80 kg). Ved svært slanke pasienter vil AEC gi en større dosebesparelse enn ved kraftige pasienter, noe som ikke ville gitt utslag ved bruk av fast mAs. Dette kan forklares ved at slanke pasienter krever lavere mAs for å få et bestemt signal til detektor i motsetning til kraftige pasienter.

Resultatene viser en liten tendens til bruk av høyere *rørspenning* (kV) verdier ved noen få laboratorier. Jeg tror grunnen til økningen i kV skyldes at en ønsker å få et bedre signal til detektor og dermed økes dosen, men dette kan også medføre en reduksjon av lavkontrast i bildet. Ved eldre CT modeller hadde en ikke mulighet for å justere verdier på rørspenningen, den var satt fast til 120 kV. Den gjennomsnittelige dosen øker når rørspenningen øker, både ved caput og abdomen undersøkelser i studien. De laboratoriene som bruker 130 kV og høyere ved caput undersøkelser har en gjennomsnittelig dose som er 30 % høyere enn de laboratoriene som bruker 120 kV. De

fleste studier viser til protokoller med rørspenning 120 kV (Brix 2003, Heggie 2005 og Kalender 2008), men i Crawleys lavdoseprotokoller for caput er rørspenningen satt til 140kV (Crawley et al., 2001).

Studiet til Kopp (2002) viser en reduksjon i dose mellom 20-40 % ved en reduksjon av rørspenning fra 140 til 120 kV ved abdomen undersøkelse. Endring av rørspenning påvirker både dose, kontrast og støy i bildet, en økning av kV kan vurderes ved store pasienter og en reduksjon ved caput undersøkelser av barn (Karla, 2004). De laboratoriene som hadde økt rørspenningen i sine protokoller i denne studien, ser ikke ut til å ha redusert rørstrømmen tilsvarende, og har derfor protokoller med høyere dose.

Pitchverdien ved CT-caput undersøkelser varierte fra 0,55 til 1 med en gjennomsnittverdi på 0,8 mens for CT-abdomen undersøkelser var gjennomsnittsverdien 1,1 med variasjon fra 0,8 til 1,5. Den lavere verdien ved CT-caput skyldes behov for bedre kvalitet på rekonstruksjoner av undersøkelsene. Gjennomsnittdosen for caput undersøkelser i studien er også høyere ved pitch mindre enn 1, og på samme nivå som i andre studier (Brix 2003 og(Kalender et al., 2008). Europeiske retningslinjer anbefaler en pitch på 1 ved diagnostisering av små lesjoner og 1, 5 ved diagnostisering av større lesjoner (Bongartz et al., 2004, European Commission, 1998).

Tretten av CT laboratoriene (Sensation 16 & 64 Siemens, Phillips Brilliance 64 og Mx8000) regulerer mA automatisk ved endring av pitch slik at signal/støyforholdet og dosen holdes konstant, men andre holder mA konstant ved økning av pitch og får dermed redusert stråledosen. Ulik regulering av mA ved pitch justeringer gjør at det er vanskelig å sammenligne resultatet av denne parameteren. En økning i dose ved lavere pitch enn 1, ville vært et forventet resultat fordi snittene da overlapper hverandre og dermed øker dosen til pasient.

Når det gjelder *detektorbredde* fant jeg en doseforskjell på 15 % for caput når detektorbredde var over eller under 15mm. Dette er ikke tilfelle ved abdomen hvor gjennomsnittelig dose er nesten lik (ved detektorbredde over og under 20mm). Det er vanskelig å sammenligne denne faktoren da det er ulikt antall detektorer på CTene i studien. En annen faktor som gjør det vanskelig å sammenligne, er at jeg ikke har sett

på om bruk av over eller under 15/20mm detektorbredde skyldes et bevisst ønske om tynne snitt eller om alder på CT maskiner, hvor en ikke har mulighet for å rekonstruere til tynnere snitt etter bildeopptak, har vært avgjørende.

Litt over halvparten av laboratoriene *vinkler* strålefeltet bort fra orbita under bildeopptaket av caput, for å spare stråledose til øyelinsen. Ved å vinkle gantry så orbita kommer utenfor scan-området reduseres dosen med 95 % i motsetning til om en ikke vinkler (Olerud and Finne, 1995). Seks av de nye CT modellene i studien har ikke mulighet for å vinkle gantry under spiral-scan. Av de 16 laboratoriene som har mulighet for å vinkle strålefeltet bort fra øyelinsen ved caput er det 6 som ikke vinkler ved standardprotokoll for caput. Når en ikke vinkler snittføringen etter orbita vil scan-området bli lengre, noe som igjen fører til en litt høyere DLP verdi da scan-lengden øker. Organdosen til øyelinsen er vesentlig høyere for de laboratoriene som ikke vinkler gantry ved spiral scan, samt at i dette studiet er den gjennomsnittelige dosen til caput høyere ved spiral-scan.

40 % av laboratoriene deler bildeopptaket av caput opp i to og tre *sekvenser*. Dette fordi de ønsker en bedre romlig oppløsning over tinningbenet. De anvender da høyere dose og tynnere snitt over dette området. Den gjennomsnittelige dosen i studien er lavere ved de laboratoriene som bruker flere sekvenser. Dette kan forklares ved at de kan bruke en lavere dose i sekvens 2 (øvre del av caput) hvor en ikke trenger like høy dose som ved tinningbenet for å få tilfredsstillende bildekvalitet. (Stanley H. Stern et al., 2007).

Ved caput kan en enten benytte *spiral* eller *aksial* scan ved bildeopptak. Litt over halvparten av laboratoriene valgt å bruke spiral scan fremfor aksial scan. Ved caput undersøkelser er dosen i gjennomsnitt nesten 25 % høyere for de laboratoriene som bruker spiral scan enn for de som bruker aksiale. Radiografene ved laboratoriene oppgir at grunnen til valg av spiral scan er at de da får mulighet for rekonstruksjon av bildeopptaket. I tillegg bruker laboratoriene som foretar bildeopptak av caput i en spiral sekvens, litt mindre tid per undersøkelse. Produktivitetshensyn kan derfor også være en begrunnelse for valg av spiral scan. Hvordan en bruker tiden ved CT laboratoriet er viktig, men den lille tiden en her sparer ved å kjøre caput som spiral scan forsvarer neppe den økte dosen. En viktigere faktor er da hvilket bildeopptak som gir best grunnlag for diagnostisering, og viktige avveininger vil være muligheter for

rekonstruksjoner, bildekvalitet og dosebesparelse. Her er det ulik oppfatning i fagmiljøet, og det er behov for mer forskning innen dette feltet.

5.3 Hvordan varierer arbeidet med optimalisering, og påvirker det de representative dosene?

I dette kapitlet vil jeg se på aspektene ved optimalisering sett i sammenheng med gjennomsnittelige representative dose. Faktorene som blir diskutert er; indikatorer for hyppighet av revideringer, grundighet i optimaliseringsarbeidet, kvalifikasjoner av personale og dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoll og doser. Jeg har forsøkt å avdekke hvordan de ulike laboratoriene arbeider med optimalisering. Meg bekjent er det ingen eller få andre studier som på samme måte har kartlagt hvordan arbeidet med optimalisering utføres, og sammenhengen med dette og representative doser.

5.3.1. Grundig og jevnlig optimaliseringsarbeid

Den største utfordringen ved bruk av CT, både nasjonalt og internasjonalt, er det økende bidraget til befolkningsdosen (ICRP, 2007b). Det er derfor økt fokus på å spesialisere *protokoller* til gitte indikasjoner ved optimaliseringsarbeidet. Nesten alle laboratoriene i denne studien har egne protokoller for spesialundersøkelser, og over halvparten av laboratoriene reviderer sine protokoller årlig. I Strålevernforskriften står det at *prosedyrer jevnlig skal revideres*, men det er ikke angitt noe tidsintervall for hyppigheten av revidering. Det er derfor vanskelig å fastslå hvorvidt revideringsfrekvensen ved laboratoriene i denne studien er i tråd med Strålevernforskriften. Gjennomsnittelig DLP ved caput er høyest for de laboratoriene som har en revideringsfrekvens på 3. år eller sjeldnere. To av laboratoriene svarer at de reviderer protokollene hvert 3. år eller sjeldnere, og ut fra resultatene fra studien, mener jeg at dette er et for langt tidsintervall.

Hvilken egeninnsats de ulike laboratoriene legger i arbeidet med revidering av sine protokoller varierer. Halvparten av laboratoriene utformer sine protokoller ved hjelp fra firma med applikasjonsspesialist eller de kopierer protokoller fra annet sykehus. Dette kan skyldes stor tillit til leverandør og deres kunnskaper, samtidig som det kan være et

resultat av høy produksjon på CT laboratoriet og lite tid til utforming av egne protokoller. Ved innkjøp av nye CT maskiner er det ofte satt av mye tid til selv innkjøpet, med anbudsbrief og besøk for å se de nye CT etc, men det er ofte satt av lite tid til selve ”innkjøringen” av CT maskinen etter at den er kjøpt. Ved CT laboratoriet på Stoke Mandeville Hospital ble protokollene lagt inn av leverandør. Ved et optimaliseringsarbeid ble alle protokollene deretter revidert, noe som resulterte i en dosereduksjon på 33 % (Crawley et al., 2001). Dette samsvarer med mine resultater. De laboratoriene som har utarbeidet egne protokoller, basert på kunnskap om optimalisering og scan-parametere, oppnår lavere doser enn de laboratoriene som kun har tatt i bruk leverandørens protokoll.

Nesten 80 % av laboratoriene bruker *phantom* for å vurdere bildekvaliteten med henblikk på lav-, høykontrast og støy. Dette samsvarer bra med anbefalingene for optimaliseringsarbeid (Statens strålevern, 2005, Martinsen A.C, 2004). ICRP (2007) anbefaler at faktorene; rørstrøm, AEC, pitch, rørspenning, kolliminering og teknikker for støyreducerende filter blir vurdert ved optimaliseringsarbeid. I min studie er det ikke tatt hensyn til alle disse faktorene ved vurdering av dosebesparende tiltak.

I optimaliseringsarbeid anbefales det å *estimere doser* ut fra *phantom*studier, slik en kan se hvilke endringer dosereduksjon har på bildekvalitet (European Commission, 1998). Vi fant at bare 40 % av laboratoriene estimerer effektiv dose knyttet til protokollene. Dette kan tyde på at mange ikke vurderer forholdet mellom akseptabel bildekvalitet og dose ved utforming av protokoller. Det kan også være at de begrunner valgene direkte i kliniske bilder i samarbeid med radiolog.

Ved spørsmål angående detaljkunnskap om siste innholdsmessige *protokollrevisjon* var 45 % av fagradiografene usikre eller hadde ingen kunnskap om hvilken faktor som sist ble endret. Ved de fire laboratoriene i studien som ikke bruker *phantom til vurdering av bildekvalitet* er det ikke knyttet samarbeid med diagnostisk fysiker til virksomheten. Den gjennomsnittlige dosen er også høyere ved disse laboratoriene i motsetning til de som bruker *phantom* for vurdering av bildekvalitet. Resultatene mine tyder på at bruk av *phantom* og samarbeid med diagnostisk fysiker medfører mer fokus på sammenhengen mellom bildekvalitet og dose, noe som igjen gir utslag i reduksjon av dose. Det var kun to laboratorier som benyttet *EU sine kriterier for bildekvalitet* ved utforming av egne

protokoller. Dette kan skyldes at EU sine bildekvalitetskriterier er lite kjent i virksomhetene, og/eller at kriteriene ikke oppfattes som nyttige.

Resultatene i min studie viser at de laboratoriene som jevnlig reviderer protokollene sine og er nøye i optimaliseringsarbeidet har opp til 20 % lavere gjennomsnittelige representative doser. Dette viser at det er mulig å få til en dosebesparelse for de laboratoriene som ikke arbeider på denne måten.

5.3.2 Samarbeid mellom kvalifisert personale om optimaliseringsarbeid

Statens strålevern (Veileder 5) anbefaler at optimaliseringsarbeid utføres i *flerfaglige* team. Koller (2003) og Martinsen (2004) påpeker viktigheten av at både fysiker, fagradiograf og radiolog deltar i et optimaliseringsarbeid. Gjennom en slik organisering vil en oppnå å få tre ulike innfallsvinkler på samme problemstilling. Ved ca 60 % av laboratoriene foregår optimaliseringsarbeidet etter denne modellen. Litt i underkant av 40 % av laboratoriene benytter kun radiograf og radiolog. Ved to av laboratoriene er det kun fagradiograf som utfører optimaliseringsarbeidet. Dette kan skyldes at virksomhetene ikke har knyttet til seg fysiker med kompetanse innen fagområdet, og/eller at det er mangel på radiologer ved avdelingen. Det kan også være et uttrykk for at arbeid med protokoller ikke blir prioritert.

Under innhenting av data ga seks av fagradiografene uttrykk for at det er vanskelig å samarbeide med en diagnostisk fysiker som ikke er tilstede ved virksomheten, eller i liten grad er tilgjengelig. Resultatene viser at gjennomsnittdosene var lavest (10 %) der alle tre yrkesgruppene samarbeider om optimaliseringsarbeidet.

Det stilles krav om at radiografer som betjener CT har fått apparatspesifikk opplæring (Strålevernforskriften, 2004). Ut fra resultatene i denne studien kan en spørre seg om det også burde stilles krav til hvilken *kompetanse* fagradiograf innehar. I bachelorstudiet til radiografutdanningen inngår tema om CT, men radiologiske avdelinger burde antagelig stille høyere krav til kompetanse for fagradiografer (avdelingsradiografer/radiograf1 med fagansvar). Ved høghskolen i Oslo tilbys en videreutdanning i CT (30 studiepoeng) hvor studiets overordnede mål er ”.... at

deltagerne, ut fra sitt fag og sin funksjon, skal videreutvikle sin faglige handlingskompetanse om modaliteten CT og bruken av CT, slik at pasientene sikres individuelt tilpassede undersøkelsesmetoder". 35 % av fagradiografene hadde tatt videreutdanningen i CT, og har dermed en formell utdanning i faget. Ved tre laboratorier var fagradiograf applikasjonsspesialist for leverandør eller foreleser i faget ved kurs og høgskole, noe som kan tyde på høy fagkunnskap. De fleste fagradiografene hadde ingen utdanning i faget utover sine bachelorstudie, men de kan ha tilegnet seg mer kunnskap ved praktisk erfaring og deltagelse på kurs og brukerforum. Resultatene i denne studie viser at de laboratoriene som har fagradiograf med formell kompetanse i CT, i tillegg arbeider i flerfaglig team, har 20 % lavere gjennomsnittelige doser.

5.3.3 Dokumentert og tilgjengelig optimaliseringsarbeid

Kvalitetssystemet ved virksomhetene skal sikre optimalisering av protokoller og dosenivået til pasienter (Strålevernforskriften, 2004). Godkjente protokoller skal *lagres elektronisk i kvalitetssystemet*. Ved 60 % av laboratoriene i studien blir dette gjort. Ved fem av laboratoriene oppgir fagradiografene at de mangler godkjenning av radiolog på protokollene. Fire laboratorier har ikke prosedyre for lagring av protokollen i kvalitetssystemet, disse laboratoriene har sine fysiske scan-parametere kun lagret på CT maskinen. To mulige grunner til manglende dokumentasjon er at strålevernsforskriften er forholdsvis ny, og at det er mangel på radiologer ved noen laboratorier. Resultatene viser en signifikant forskjell i lavere dosenivå (30 % ved caput) hos de laboratoriene som lagrer sine protokoller elektronisk i kvalitetssystemet.

Journalføring av dosedata er en teknisk utfordring ved noen PACS systemer. 60 % av laboratorier får ikke automatisk overført sine dosedata av CTDI og DLP til pasientjournalene. De nye europeiske retningslinjene for estimering av doser setter krav til dokumentasjon av doser i bildefilene (Digital Imaging Communication in Medicin) som overføres til journal for bedre kartlegging av dosedata og revidering av referansedoser (European Commission, 2008). Dette vil gjøre det enklere å overvåke doseutviklingen i fremtiden. Resultatene i studien viser en tendens til noe lavere gjennomsnittelige doser for de laboratorier som overførte dosene direkte til RIS/PACS.

En mulig forklaring på det kan være at dokumentasjon av dosenivå fører til et bevisst fokus på å holde dosene lave.

Bare 40 % av laboratoriene har *beregnet effektiv dose* knyttet til standardprotokollene for caput og abdomen. Dosenivået ved abdomenundersøkelser er 30 % lavere for de som har beregnet effektiv dose i motsetning til de som ikke har beregnet. Dette kan tyde på at en bevisstgjøring av størrelse på effektiv dos, fører til en mer aktiv bruk av ALARA prinsippet. Pasienter har krav på informasjon om hvilken dose de mottar ved CT-undersøkelser. Hvordan kan de laboratorier som ikke registrer og beregner dose ivareta dette? Studien til Larson (2007) viser at foreldre som blir informert om strålerisikoen ved gjennomføringen av en CT undersøkelse for deres barn fortsatt vil gjennomføre undersøkelsen. De blir mer bevisst bruken av radiologiske undersøkelser sett i sammenheng til risiko og nytteverdien (Larson et al., 2007). Min oppfatning er at beregning av effektiv dose, spesielt ved abdomenundersøkelser, bør utføres. Dette for å synliggjøre akkumulert dosenivå til pasientene. Resultatene i studien viser at dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoller og doseverdier gir lavere representative doser.

5.4 Alternative forklaringer for dosevariasjon

Skannergeometrien, CT som har kort avstand mellom detektor og rør, kan bruke lavere doser enn CT med lengre avstand mellom rør og detektor, og likevel oppnå tilsvarende bildekvalitet (Karla 2004). Dette kan forklare noe av dosevariasjonen i studien, men i studien er det også avdekket store variasjoner i dose mellom like CT modeller.

En annen mulig forklaring på dosevariasjonen er *filtreringen* i de ulike CT modellene. Det vil si at konstant kV- og mAs-verdi likevel kan gi forskjellig dose anvendt på ulike CT modeller (Kalender, 2005).

Ulik bruk av begreper hos de ulike leverandørene, medfører at det er vanskelig å sammenligne dosevariasjon. Karla (2006) påpeker behovet for standardbegreper i sin artikkel *Standardized nomenclature and description of CT scanning techniques*. Retningslinjer og definering av standardbegreper i CT teknikk vil gjøre det enklere å sammenligne protokoller, CT modeller og resultater av studier. Leverandørene av CT

har i dag forskjellige navn på for eksempel rørstrøm (milliamper, milliamper-sekund og effektiv milliamper-sekund).

5.6 Potensialet for dosebesparelse

Variasjonen i dose og arbeidet med optimalisering mellom de ulike laboratoriene viser at det er mulig å redusere dosenivået for caput og abdomen undersøkelser. Den kollektive dosen regnet ut med dosedata fra denne studien og antallet undersøkelser basert på tall fra 2002, viser et bidrag på 282 man Sv for caput og 664 man Sv for abdomen, gitt at dosenivået for Helse Øst er representativt for hele landet (se utregningsmodell i kapittel 4.6). For caput er dette identiske tall med studien til Børretzen & Lysdahl (2006), mens den beregnede verdien var 20 % lavere for abdomen i deres studie. Den lavere beregnede befolkningsdosen i denne studien for abdomen kan skyldes at beregningene avspeiler utviklingen av CT maskiner og mer effektiv utnyttelse av dosen. En annen mulig forklaring på lavere dose kan være resultatet av innføringen av representative doser, og et mer bevisst fokus på dosenivå ved de ulike laboratoriene. Det er ikke foretatt noen ny telling på antallet utførte abdomen og caput undersøkelser, men sannsynligvis har antallet steget i tråd med påviste utviklingstrender (Børretzen et al., 2006a). Dermed kan det være en underestimert bidrag til befolkningsdosen i denne studien.

Disse beregningene gir en samlet dose for caput og abdomen er 950 man Sv nasjonalt. Basert på den lineære doseresponskurven vil dette tilsvare 48 ekstra dødsfall på grunn av stråleindusert kreft, men dette er ikke sikre beregninger. En annen modell for estimering av økt risiko for kreft er skissert av Brenner & Hall (2007). Ved denne modellen er det tatt hensyn til organdoser og alder hos den som blir utsatt for stråling. Dosen som er brukt ved caput og abdomen her er litt høyere enn resultatet av gjennomsnittelig dose i denne studien, men jeg mener likevel at denne modellen kan brukes som en indikasjon for risiko. Epidemologer mener organdosen er av større betydning enn den effektive dosen ved estimeringer av biologiske effekter av stråling (Hall & Brenner, 2008). Derfor er doseindeksen $CTDI_{vol}$ et viktig mål som kan si noe om dosenivå til organet, en kan også beregne organdosen mer nøyaktig ved hjelp av dosekalkulator eller tilsvarende programvare. Hvis alle pasientene som foretar CT-caput

og abdomen undersøkelser i landet var 25 år gir denne modellen 47 ekstra tilfeller av stråleindusert kreft: 14 tilfeller fra caput (0,01 % estimert risiko multiplisert med 14 965 undersøkelser) og 33 tilfeller fra abdomen (0,05 % estimert risiko multiplisert med 65 788 undersøkelser). Estimert antall stråleinduserte krefttilfeller synker (20), hvis en tar utgangspunkt i en gjennomsnittelig alder på 40 år. Både den lineære dose-responskurven og Hall og Brenner sin modell er teoretiske modeller, men antallet tilfeller er slående likt hvis en beregner ut fra 25 åringer i Hall & Brenner sin modell. Dette viser hvor stor betydning alder og organdose har for beregning av risiko forårsaket av stråling. I denne studien er det ikke oppgitt noen alder for pasientene, men trolig er gjennomsnittelig alder godt over 50 år (og det er kjent at gjennomsnittelig alder ved CT-undersøkelser er høyere), og dermed er estimeringen av risiko i denne studien betydelig overestimert. Viktigheten av å få utført undersøkelsen for den enkelte pasient er likevel det som bør være avgjørende i en diskusjon om eventuell gjennomføring av undersøkelsen. Hvis risikoen ved gjennomføring av undersøkelser er vurdert som mindre enn nytteverdien, og undersøkelsene er berettigede, er det mer interessant å se på potensialet for dosebesparelse ved bruk av lavere gjennomsnittelige doser.

Variasjon i den kollektive dosen tilsier at estimerte tilfeller av stråleindusert kreft (basert på den lineære doseresponskurven) som følge av disse undersøkelsene kunne vært halvert, dersom laveste estimert gjennomsnittelig effektiv dose legges til grunn. For daværende Helse Øst ville en bruk av laveste effektiv dose i forhold til gjennomsnittelige dose betyde en dosebesparelse på 194 man Sv, og en reduksjon fra 19 til 10 tilfeller av stråleindusert kreft. Tallene her er overestimert når en sammenligner med modellen hvor risiko er estimert ut fra alder og organdose. Dette er teoretiske tall og må således anvendes med stor varsomhet, men er likevel av betydning for den nasjonale helsen og bør motivere for arbeid med doseoptimalisering. Funnt i studien tyder på at dosebidraget fra CT-undersøkelsene caput og abdomen til befolkningsdosen kan reduseres med opp til 50 %. Når en ser på forskjellen befolkningsdose ved gjennomsnittelig og laveste representative dose verdier i studien.

5.7 Metodevurdering

Hvilken metode som er best egnet for å analysere variasjonen i de representative dosene er ikke opplagt. En kvalitativ tilnærming kan gi grunnlag for presise hypoteser, mens en kvantitativ metode kan gi god oversikt over generelle tendenser og sammenhenger.

Antallet laboratorier i mitt datamateriale er litt lite. En ser sammenhenger, men det er vanskelig å vite om de er reelle.

Samvariasjonen mellom de ulike scan-parameterne gjør det vanskelig å påvise sammenhenger med dose. Jeg har ikke data der alle de andre scan-parameterne enn den faktoren som blir analysert er holdt konstant. Dette gjør at sammenhenger blir vanskelig å påvise. For å se på sammenhenger mellom dose og de ulike påvirkningsfaktorene, er *DLP* valgt som indikator for dose. Denne faktoren varierer med scan-lengden, og kan derfor gi varierende verdi avhengig av pasientens størrelse. I denne studien er det sammenlignet *DLP* for representative doser som er gjennomsnittsverdien for 20 pasienter i en bestemt vektklasse, så eventuelle avvik i pasientstørrelse blir ikke fremtredende. Samt at det ved caput er liten differanse i størrelse mellom pasienter og dermed ganske lik scan-lengde for alle i datamateriale. $CTDI_{vol}$ er en mer eksakt parameter for dosefordelingen per snitt, denne faktoren er ikke brukt som sammenligningsfaktor i studien da dosen i de fleste andre studier er oppgitt med *DLP* (eller effektiv dose).

$CTDI_{vol}$ maks verdien blir registrert ved kartleggingen av representative doser av Statens strålevern (Avset S.B. & Widmark A. 2007). Ved caput undersøkelser gir dette en høyere $CTDI_{vol}$ verdi enn den gjennomsnittelig for undersøkelsen når den er foretatt i flere sekvenser. I min studie har jeg beregnet en gjennomsnittelig $CTDI_{vol}$ for caput når det er kjørt med flere sekvenser, derfor vil den avvike noe i forhold til resultatene i Strålevernrapport 2007:2. Dette gjør det også utfordrende å sammenligne $CTDI_{vol}$ verdier med ulike studier når det ikke er oppgitt om det er maksimums- eller gjennomsnittelig verdi som er brukt.

Etter analyseringen av datamaterialet ser jeg at det hadde vært hensiktmessig og kartlagt flere detaljer rundt bruken av dosemodulering. Jeg har brukt det samme registreringsskjemaet som Shrimpton brukte i sin studie i Storbritannia (2003), og der var det kun spørsmål om bruk av AEC (og navn på system) eller fast rørstrøm.

I registreringsskjemaet av scan-parametere er det ikke spurt om hvilket støynivå eller referanse mAs som er satt til standardprotokollen ved benyttelse av AEC. Den beregnede effektive dose er gjort med dosekalkulatoren fra Impact, her er ikke de nye vektfaktorene (fra ICRP 2007) brukt. Disse ville gitt en riktigere bergning av dose (med hensyn til strålefølsomheten til enkelte organer), men samtidig gjør bruk av de gamle vektfaktorene for strålefølsomhet det enklere å sammenligne med beregnede doser i tidligere studier.

Dosevariasjonen i studien er størst ved abdomen undersøkelser, og dette kan forklare hvorfor det er større forskjell i dosebesparelse ved noen av optimaliseringsfaktorene for abdomen i motsetning til caput.

Resultatene mine mener jeg med litt forsiktighet kan ha gyldighet utover utvalget av laboratorier i Helse Øst, og at de klareste tendensene kan generaliseres til alle laboratorier i landet.

6. Konklusjon

Målet med denne studien har vært å se om arbeid med doseoptimalisering gir lavere representative doser. Resultatene indikerer at arbeid med optimalisering gir en gevinst i form av lavere doser. Hovedhypotesen i studien er da styrket, men kun svakt da få av de sammenhengene jeg har funnet er statistisk signifikante funn.

Resultatene viser betydelig variasjon i doser og i arbeid med optimalisering for CT-caput og CT-abdomen undersøkelser. Forklaringen på dosevariasjonen er svært sammensatt og studien gir ikke noe klart svar på hvilken scan-parameter som har størst betydning på variasjonen i dose mellom de ulike CT laboratoriene. De CT laboratoriene som hadde høyest mAs verdier i sine protokoller hadde også høyere gjennomsnittelige doser. Bruk av høyere kV verdiene enn 120 ga høyere gjennomsnittelig dose i studien for begge undersøkelsene. Resultatene viser at bruk av spiral scan ved CT-caput gir en gjennomsnittelig doseøkning på 25 % i forhold til bruk av aksial scan.

Hvordan det arbeides med optimalisering kan forklare noe av dosevariasjonene i studien. Resultatene viser laboratoriene som reviderer sine protokoller årlig har en gjennomsnittelig dose som er 20 % lavere enn de som reviderer hvert 3. år eller sjeldnere. Flerfaglig arbeid med revisjon av protokollene gir også lavere doser. Videre tyder resultatene fra studien på at kompetanse er en viktig faktor for doereduksjon. Dosen er i gjennomsnitt 20 % lavere for de laboratoriene hvor fagradiograf har videreutdanning i CT. Resultatene i studien viser også at grundighet i optimaliseringsarbeidet, dokumentasjon og tilgjengelighet av protokoll og doser gir lavere doser.

Studien indikerer at dosebidraget fra CT-undersøkelsene caput og abdomen til befolkningsdosen kan reduseres med opp til 50 % ved arbeid med optimalisering av protokollene.

Studien viste ingen betydelig dosereduksjon ved bruk AEC, dette var et uventet resultat i forhold til teorien og legger grunnlag for videre forskning om bruk av AEC. En kan undersøke muligheten for bruk av terskelverdier for støynivå ved ulike protokoller (indikasjons stillinger), for bedre utnyttelse av AEC som dosereduksjons verktøy.

7. Litteratur

- AVSET, S. B. & WIDMARK, A. (2007) *Strålevern Rapport 2007:2 "Representative doser i Helse Øst. Representative doser for røntgendiagnostikk rapportert fra virksomheter i Helse Øst høsten 2006"*. Østerås, Statens strålevern.
- BONGARTZ G, G. S. J., JURIK A.G, (2004) European Guidelines for Multislice Computed Tomography European Commission. European Commission. Tilgjengelig fra http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria. nedlastet 15. november 2007
- BRENNER, D. J. & HALL, E. J. (2007) Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine*, 357, 2277-84.
- BØRRETZEN, I., LYSDAHL, K. B. & OLERUD, H. M. (2006a) *Strålevern Rapport 2006:6 Radiologi i Noreg: undersøkingsfrekvens per 2002, tidstrender, geografisk variasjon, befolkningsdose*. Østerås, Statens strålevern.
- CRAWLEY, M. T., BOOTH, A. & WAINWRIGHT, A. (2001) A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT: estimates of the collective dose savings achieved. *British Journal of Radiology*, 74, 607-14.
- DALLAND, O. (2000) *Metode og oppgaveskriving for studenter*, Oslo, Gyldendal akademisk.
- EUROPEAN COMMISSION (1998) EC quality criteria for computed tomography. Brussel, EU, EC working Document, EUR 16262. .
- EUROPEAN COMMISSION, D. G. F. E. A. T. (2008) European guidance on estimating population doses from medical x-ray procedures and annexes. Radiation protection no. 154. Brussels.
- FØLLESDAL, D. & WALLØE, L. (2002) *Argumentasjonsteori, språk og vitenskapsfilosofi*, Oslo, Universitetsforl.
- GILES, J. (2004) Study warns of 'avoidable' risks of CT scans. *Nature*, 431, 391.
- GUALDI, G. F. (2008) The radiation dose problem in computed tomography. Actual data and strategies for a corrected use of ionizing radiation in computed tomography. *Annali Di Igiene*, 20, 131-139.
- HALL, E. J. & BRENNER, D. J. (2008) Cancer risks from diagnostic radiology. *British Journal of Radiology*, 81, 362-78.
- HEGGIE, J. C. P. (2005) Patient doses in multi-slice CT and the importance of optimisation. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 28, 86-96.
- HELLEVIK, O. (2002) *Forskningsmetode i sosiologi og statsvitenskap*, Oslo, Universitetsforl.
- HENRIKSEN, T. & INGEBRETSEN, F. (1995) *Stråling og helse*, Oslo, Fysisk institutt, Universitetet i Oslo.
- HØGSKOLEN I OSLO (2008) Videreutdanning i CT Oslo, Høgskolen i Oslo.
- ICRP (1991) *1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Oxford, Published for the International Commission on Radiological Protection by Pergamon Press.
- ICRP (2007a) *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Orlando, Elsevier.
- ICRP (2007b) *ICRP Publication 102 Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)*, Orlando, Elsevier.

- ICRU (2005) Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging (International Commission on Radiation Units & Measurements Report 74).
- IMPACT (2007) Imaging Performance Assessment of CT scanners St. George's Healthcare NHS Trust Tooting, London
- KALENDER, W. (2005) *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*, Erlangen, Publicis Corp. Publ.
- KALENDER, W. A., BUCHENAU, S., DEAK, P., KELLERMEIER, M., LANGNER, O., VAN STRATEN, M., VOLLMAR, S. & WILHARM, S. (2008) Technical approaches to the optimisation of CT. *Physica Medica*, 24, 71-9.
- KALRA, M. K., MAHER, M. M., TOTH, T. L., HAMBERG, L. M., BLAKE, M. A., SHEPARD, J.-A. & SAINI, S. (2004) Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*, 230, 619-28.
- KALRA, M. K. & SAINI, S. (2006) Standardized nomenclature and description of CT scanning techniques.[see comment]. *Radiology*, 241, 657-60.
- LARSON, D. B., RADER, S. B., FORMAN, H. P. & FENTON, L. Z. (2007) Informing parents about CT radiation exposure in children: it's OK to tell them. *AJR*, American Journal of Roentgenology. 189, 271-5.
- MARTINSEN A.C (2004) Optimalisering av CT-undersøkelser, HMT nr. 4 2004 nedlastet 15. desember 2007
<http://www.helsemedisinteknikk.no/pdfartikler/HMT%202004/HMT-4-04/22-26optimalisering.pdf>. HMT nr. 4 2004.
- MARTINSEN, A. C. T., SAETHER, H. K., OLSEN, D. R., SKAANE, P. & OLERUD, H. M. (2008) Reduction in dose from CT examinations of liver lesions with a new postprocessing filter: a ROC phantom study. *Acta Radiologica*, 49, 303-9.
- MCCOLLOUGH, C. H., PRIMAK, A. N., SABA, O., BRUDER, H., STIERSTORFER, K., RAUPACH, R., SUESS, C., SCHMIDT, B., OHNESORGE, B. M. & FLOHR, T. G. (2007a) Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner. *Radiology*, 243, 775-84.
- MCCOLLOUGH, C. H., ULZHEIMER, S., HALLIBURTON, S. S., SHANNEIK, K., WHITE, R. D. & KALENDER, W. A. (2007b) Coronary artery calcium: a multi-institutional, multimanufacturer international standard for quantification at cardiac CT. *Radiology*, 243, 527-38.
- MCNITT-GRAY, M. F. (2002) AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics*, 22, 1541-53.
- MULKENS, T. H., BELLINCK, P., BAEYAERT, M., GHYSEN, D., VAN DIJCK, X., MUSSEN, E., VENSTERMANS, C. & TERMOTE, J.-L. (2005) Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology*, 237, 213-23.
- OLERUD, H. M. (1999) Bruken av røntgendiagnostikk i Norge. *Tidsskrift for Den Norske Lægeforening* 119,1322-1325.
- OLERUD, H. M. & FINNE, I. E. (1995) *Computer-tomografi ved norske sykehus: undersøkelsesteknikk og stråledose til pasient*, Østerås, Statens strålevern.
- RIZZO, S., KALRA, M., SCHMIDT, B., DALAL, T., SUESS, C., FLOHR, T., BLAKE, M. & SAINI, S. (2006) Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *AJR*, American Journal of Roentgenology. 186, 673-9.
- SHRIMPTON, P. C., HILLIER, M. C., LEWIS, M. A. & DUNN, M. (2005) Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK - 2003 Review *NRPB- W67*.

- SHRIMPSON, P. C., HILLIER, M. C., LEWIS, M. A. & DUNN, M. (2006) National survey of doses from CT in the UK: 2003.[erratum appears in Br J Radiol. 2007 Aug;80(956):685 Note: dosage error in text]. *British Journal of Radiology*, 79, 968-80.
- STANLEY H. STERN, P. D., FOOD AND DRUG ADMINISTRATION CENTER FOR DEVICES AND RADIOLOGICAL HEALTH & CONFERENCE OF RADIATION CONTROL PROGRAM DIRECTORS (2007) Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT): Tabulation and Graphical Summary of 2000 Survey of Computed Tomography. IN E-07-2, C. P. (Ed.
- STATENS STRÅLEVERN (2005) *Veileder om medisinsk bruk av røntgen- og MR-apparat underlagt godkjenning: veileder til forskrift om strålevern og bruk av stråling, Versjon 1.10.2007*, Østerås, Statens strålevern.
- STATENS STRÅLEVERN (2007) *Veileder 5b: "Veileder om representative doser for røntgenundersøkelser"*. *Veileder til forskrift om strålevern og bruk av stråling*, Østerås, Østerås Statens Strålevern. Tilgjengelig fra <http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Veiledere/Veileder5b.pdf> nedlastet den 15. november 2007.
- STRÅLEVERNFORSKRIFTEN (2004) *Forskrift om strålevern og bruk av stråling. Fastsatt ved kgl.res. november 2003 nr 1362. Tilgjengelig fra <http://www.lovdata.no/> Νεδλάστετ 1. οκτοβερ 2007.*, 2003 hefte 15.
- STRÅLEVERNLOVEN (2000) *Lov om strålevern og bruk av stråling (2000)*, Lov om endringer i lov 12. mai 2000 nr. 36 om strålevern og bruk av stråling og i lov 19. november 1982 nr. 66 om helsetjenesten i kommunene. Tilgjengelig fra www.lovdata.no
- SÖDERBERG, M. (2008) Automatic exposure control in CT: an investigation between different manufacturers considering radiation dose and image quality.
- UNSCEAR (2006) UNSCEAR 54th session and 2006 report: Effects of ionizing radiation. *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* 26, 442-4.
- WALL, B. F. (2005) Implementation of DRLs in the UK. *Radiation Protection Dosimetry*, 114, 183-7.
-

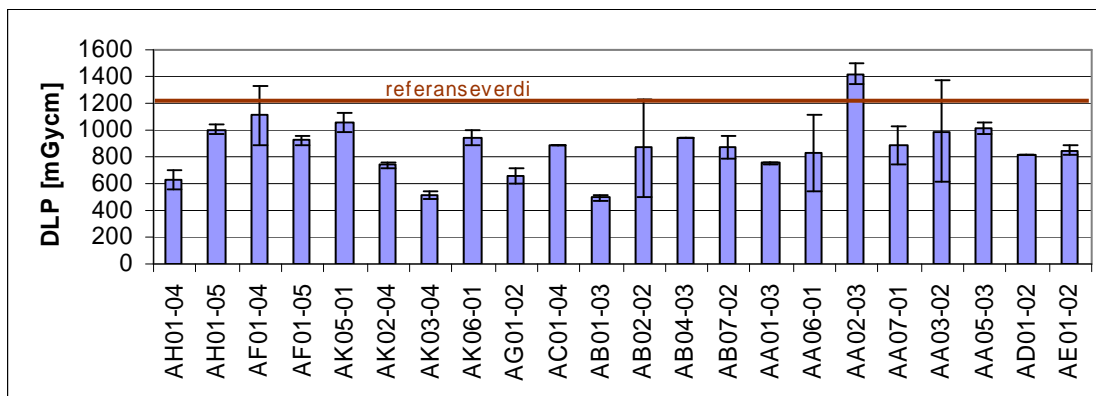
Vedlegg 1 Resultater fra de innsamlede representative doser i Helse 2006

De innsamlede dataene viser en variasjon med faktor fra 2,5 til 5.

Variasjon i representativ dose for de undersøkelser som inngår i studien av hode- og abdomen/bekken undersøkelser fremgår av figur 1 –4, doseverdiene er henholdsvis DLP og $CTDI_{vol}$.

I figur 1 vises de ulike CT laboratorier langs x-aksen og DLP langs y-aksen.

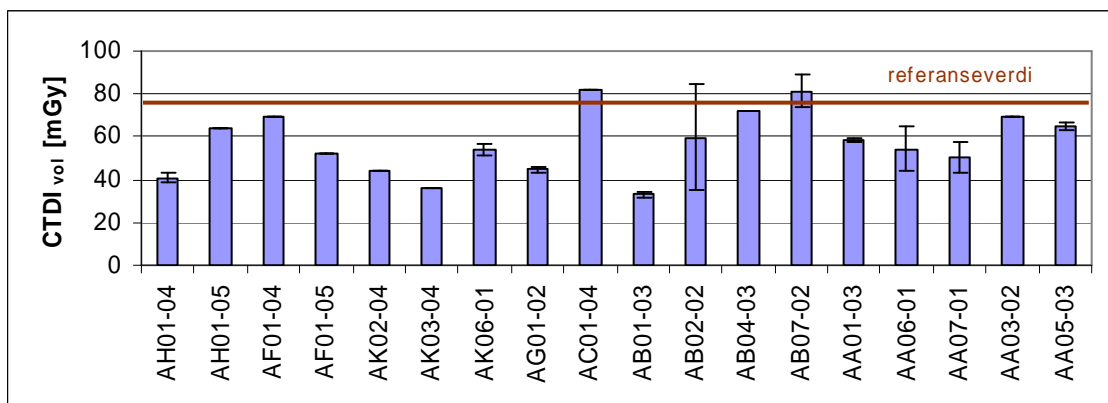
Gjennomsnittsverdiene varierer fra 494 til 1420 mGy*cm (Avset S.B. og Widmark A. 2007). Referanseverdien for DLP av CT-caput er 1200 mGy*cm (Strålevern Veileder nr 5 2005).



Figur 1 Representative doser – DLP verdier for CT-caput ved 22 CT laboratorier (Avset S.B. og Widmark A. 2007)

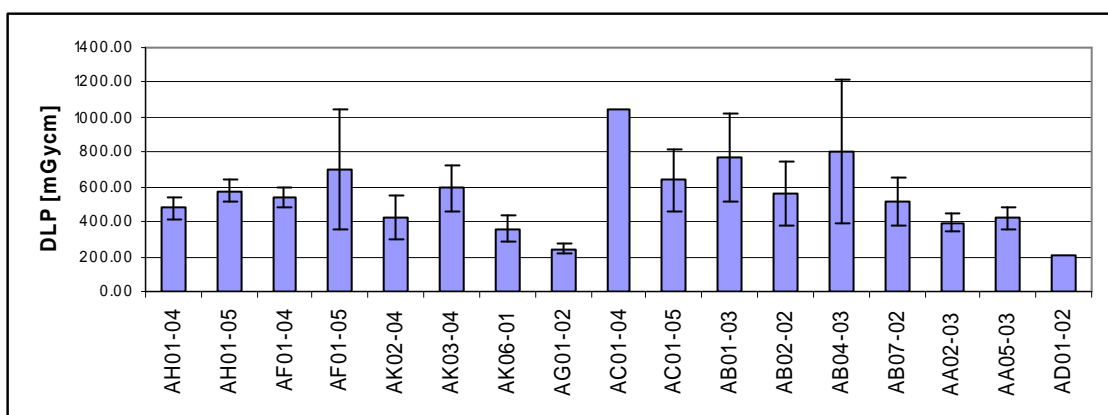
Stolpene for hver søyle viser variasjonen for hvert CT laboratorier, for enkelte laboratorier er det stor intern variasjon.

$CTDI_{vol}$ verdiene vises i figur 2, de representative gjennomsnittsdosene varierer mellom 32,9 og 82,4 mGy. Referanseverdien for CT-caput $CTDI_{vol}$ er 75 mGy (Strålevern Veileder nr 5 2005).



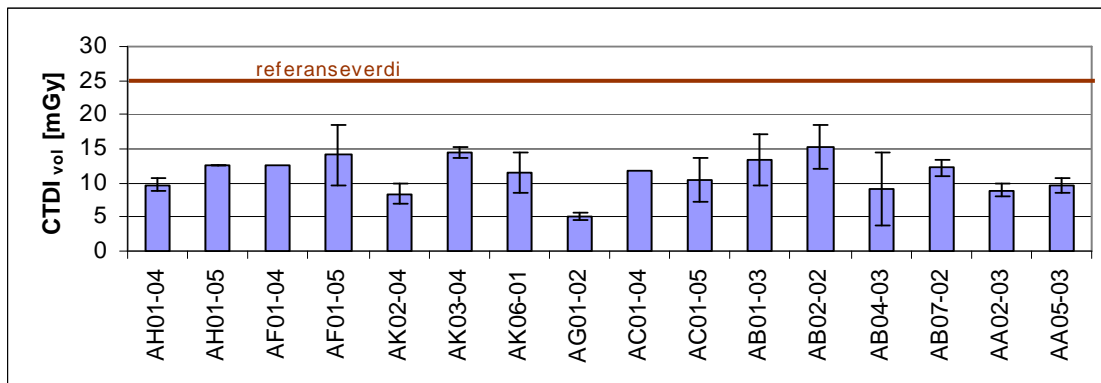
Figur 2 Representative doser – CTDI_{vol} verdier for CT-caput ved 18 laboratorium (Avset S.B. og Widmark A. 2007)

Figur 3 viser DLP verdien for CT-abdomen/bekken, som for de rapporterte laboratorium viser en gjennomsnittlig variasjon fra 209 til 1044 mGy. Referanseverdien for DLP av CT-abdomen/bekken er ikke fastsatt da disse undersøkelsene omfatter en rekke ulike kliniske spørsmål som omfatter undersøkelse områder av ulik størrelse (Strålevern Veileder nr 5 2005).




Figur 3 Representative doser – DLP verdier for CT-abdomen/bekken ved 17 laboratorium (Avset S.B. og Widmark A. 2007)

I figur 4 viser CTDI_{vol}- verdiene for de rapporterte dosene for CT-abdomen og bekken. Verdiene varierer fra 5.1 til 15.2 mGy. Referanseverdien for CT-abdomen/bekken av CTDI_{vol} er 25mGy (Strålevern Veileder nr 5 2005).



Figur 4 Representative doser – CTDI_{vol} verdier for CT-abdomen/bekken CTDI ved 16 laboratorium (Avset S.B. og Widmark A. 2007)

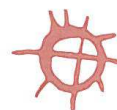
Vedlegg 3 Skjema for kartlegging abdomen scanteknikk

| | | | |
|---|--|---|-----------------|
| Abdomen/Bekken Scan-teknikk | | skjema nr | |
| Manufacturer: | | Model: | |
| Hospital: | | | |
| Routine Protocol Survey | Provide data for each axial or helical scan sequence of the examination. | | |
| | Sequence 1 | Sequence 2 | Comments |
| <p>Indicate the actual start and end positions with lines on each image. Describe anatomical range scanned</p>  | | | |
| IV contrast used? | <input type="checkbox"/> * <input type="checkbox"/> ★ | <input type="checkbox"/> * <input type="checkbox"/> ★ | ? |
| If YES, indicate name of phase | | | |
| Nominal beam collimation (mm) (combination for multi-slice, e.g. 4 × 1mm) | | | |
| Scan field of view (. Head/ Body) | | | |
| Tube voltage (kV) | | | |
| Tube rotation time (s) | | | |
| Tube current (mA) | | | |
| Displayed mAs (mAs q mAs/slice q effective mAs q) | | | |
| Auto dose reduction used? Y/N Give name of system If yes the displayed mA used? | | | |
| Axial Scanning | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | ? |
| Helical Scanning | <input type="checkbox"/> ★ | <input type="checkbox"/> | ? |
| No. of axial slices | Scan length (mm) | | |
| Table incr. (mm) | Pitch | | |
| Overscan or partial scan angle | Table speed/travel (mm per rotation) | | |
| Reconstr. int. (mm) | | | |
| Imaged slice thickness (mm) | | | |
| CTDI _w mGy | | | |
| CTDI _{lv} mGy | | | |
| DLP for total examination mGy*cm | | | |

Vedlegg 4 Spørreskjema om arbeid med optimalisering

| | |
|--|--|
| Skjema nr: | |
| 1. Når ble CT maskinen installert? | |
| 2. Når maskinen først ble tatt i bruk benyttet dere protokoll a) slik den ble satt av leverandør ved installasjon? b) egenutformet? c) er det utviklet egne protokoller for ulike indikasjon stillinger | |
| 3. a) Er protokollen senere revidert? b) Hvis ja: når (her føres opp alle tidspunkt)? c) finnes protokollen som en del av det elektroniske kvalitetssystemet i avdelingen? | |
| 4. Finn frem en protokoll. Hva ble revidert ved siste gjennomgang? (kV, mAs, pitch, snittykkelse AEC) | |
| 5. Hvis protokoll er revidert hvilke fagpersoner har vært involvert i arbeidet? a) fagradiograf b) radiolog c) medisinsk fysiker d) annen | |
| 6 Faglig bakgrunn hos CT ansvarlig radiograf: a) Fagradiograf med Videreutdanning i CT (30 studiepoeng) b) Fagradiograf og applikasjonsspesialist for leverandør/foreleser c) Fagradiograf | |
| 7 Er det beregnet effektiv dose til pasient knyttet til standard protokoll? Hvis ja: a) ved hjelp av overgangsfaktor for DLP b) ved hjelp av software program samt utregning av organdoser | |
| 8 Er det utført tester med fantom på hvordan de ulike faktorene påvirker bildekvaliteten og dosen? Hvis ja: vurdert lav kontast, høykontast, støy b) Er kliniske bilder vurdert med henblikk på bildekvalitet (EU MSCT Quality Criteria) | |
| 9. Er det rutine for journalføring av CTDI og DLP til hver pasient? | |
| 10. Er det noen spesiell grunn for valg av aksial eller spiral serie på CT-caput (standard)? | |
| 11. Er det andre ting du/dere gjør/legger vekt på i arbeidet med utforming av protokoller? | |

Vedlegg 5 Informasjons brev



Statens strålevern
Norwegian Radiation Protection Authority

Ledere ved radiologiske
avdelinger innen Helse Øst

Norwegian Radiation
Protection Authority

Deres ref.

Vår ref.
2006/00563/351.8/RES
Saksbeh. Reidun Silkoset

Vår dato
20.11.2007

Innhenting tilleggsopplysninger til representative doser fra CT i Helse Øst

Vi viser til brev av 1.6.2006, der vi i kraft av Strålevernforskriftens § 31 ba om innrapportering av representative doser fra Helse Øst. Resultatene fra denne kartleggingen er gitt i StrålevernRapport 2007:2 [1], og gir oss ny kunnskap om nivå og variasjon av stråledoser til pasient i røntgendiagnostikk. CT bidrar i dag til nær 60 % av samlet befolkningsdose fra medisinsk strålebruk [2]. I forskningsøyemed ønsker vi derfor å utrede årsakene til den store variasjonen i doser innen CT. Prosjektet er en del av Strålevernets satsing på kvalitetsutvikling innen radiologi. Vi har tilknyttet oss Reidun Silkoset fra Høgskolen i Oslo til å se nærmere på materialet av representative dosene for CT undersøkelser, gitt ved data over CTDI_{vol} og DLP fra ulike CT laboratorier. Arbeidet er utformet som en Masteroppgave i helsefag under Institutt for samfunnsmedisinske fag ved Universitetet i Bergen. Hilde Olerud ved Statens Strålevern er hovedveileder for oppgaven.

For å kunne analysere CT dosedataene trenger vi noen supplerende opplysninger i forhold til dataene som ble sendt til Statens strålevern i fjor. Reidun Silkoset ønsker derfor et møte med fagradiograf hvor en kan se på de aktuelle protokollene for CT caput og CT abdomen/bekken som ble brukt under registreringen i 2006, samt opplysninger som skal danne grunnlag for å evaluere optimaliseringsarbeidet i virksomheten. Målet med studie er å undersøke hvilke faktorer som kan forklare at en pasient får ulik dose avhengig av hvor undersøkelsen utføres. Reidun Silkoset er for øvrig ansvarlig for videreutdanningen i CT ved Høgskolen i Oslo. Et møte mellom henne og CT radiograf og eventuelt diagnostikkfysiker i diskusjon over lokale CT protokoller bør være til gjensidig nytte. Dette brevet er å oppfatte som et introduksjonsbrev. Vi håper dere vil ta godt i mot Reidun når hun tar kontakt, og bidrar til CT faglige fruktbare diskusjoner rundt utvikling av optimaliserte CT protokoller.

Hennes kontaktinformasjon i tilknytning til arbeidet med representative doser er Reidun Silkoset, e-post: reidun.silkoset@nrpa.no mobil: 92069655

Med hilsen


Hilde M. Olerud
seksjonssjef


Reidun Silkoset

Kopi: Sentral strålevernansvarlig i virksomhetene

- [1] Representative doser i Helse Øst. StrålevernRapport 2007:2. Osterås: Statens strålevern (2007)
http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Stralevernrapport/2007/StralevernRapport_2_2007.pdf
[2] Radiologi i Noreg. StrålevernRapport 2006:6. Osterås: Statens strålevern (2006)

Postadresse • *Postal address*
Postboks 55 NO-1332 Osterås
Besøksadresse • *Office*
Grimt næringspark 13, 1361 Osterås

E-post • *E-mail*
postmottak@nrpa.no
Internett • *Internet*
www.nrpa.no

Telefon • *Telephone*
+47 67 16 25 00
Telefaks • *Fax*
+47 67 14 74 07

Bankkonto • *Bank account*
IBAN: NO76 8276 01 00494
Swift address: UBNONOKK
Org.nr.: 867 668 292

Vedlegg 6 Spørreskjema med svaralternativer

| | |
|---|---|
| 1. Når ble CT maskinen installert? | |
| 2. Når maskinen først ble tatt i bruk benyttet dere protokoll (a) slik den ble satt av leverandør ved installasjon? b) egenutformet? | 2b 1=ja, firma 2=Ja firma med applik.speisialist/ kopi fra annet sykehus 3=Egenutformet 99= Missing |
| 2c) er det utviklet egne protokoller for ulike indikasjons stillinger | 1=Nei 2=Delvis 3=Nylig 4=Ja |
| 3. a) Er protokollen senere revidert? b) Hvis ja: når (her føres opp alle tidspunkt)? | 1=Aldri 2= for 3 eller flere år siden 3=hvert andre år 4=Årlig 5=Kontinuerlig |
| 3. c) finnes protokollen som en del av det elektroniske kvalitetssystemet i avdelingen? | 3c) 1=Nei 2=Delvis 3=Ja |
| 4. Finn frem en protokoll. Hva ble revidert ved siste gjennomgang? (kV, mAs, pitch, snittykkelse AEC) | 1=Blanke 2=Usikker 3=Konkret svar |
| 5. Hvis protokoll er revidert hvilke fagpersoner har vært involvert i arbeidet? a) fagradiograf b) radiolog c) medisinsk fysiker d) annen | 1= Ingen 2=En fagperson 3=To fagpersoner 4=Tre fagpersoner |
| 6 Faglig bakgrunn hos CT ansvarlig radiograf: a) Fagradiograf med Videreutdanning i CT (30 studiepoeng) b) Fagradiograf og applikasjonsspesialist for leverandør/foreleser c) Fagradiograf | 1=Nei 2=Applikasjons spesialist/fagforelser i miljøet 3= Ja (ViCT) |
| 7 Er det beregnet effektiv dose til pasient knyttet til standard protokoll? Hvis ja: a) ved hjelp av overgangsfaktor for DLP b) ved hjelp av software program samt utregning av organdoser | 1=Nei 2=Ja, ved hjelp av overgangsfaktor til DLP 3=Ja, ved hjelp av software program samt utregning av organdoser |
| 8 Er det utført tester med fantom på hvordan de ulike faktorene påvirker bildekvaliteten og dosen? Hvis ja: vurdert lav kontakt, høykontakt, støy | 1=Nei 2=Ja, vurdert en faktor 3=Ja, vurdert to faktorer 4=Ja, vurdert tre eller flere faktorer |
| b) Er kliniske bilder vurdert med henblikk på bildekvalitet (EU MSCT Quality Criteria) | 1= Nei 2=Ja |
| 9. Er det rutine for journalføring av CTDI og DLP til hver pasient? | 1 =Nei 2=Delvis (bare DLP eller CTDI) 3=Ja, men kun kopi av bilde til PACS 4= Ja, verdiene kommer inn i RIS |
| 10. Er det noen spesiell grunn for valg av aksial eller spiral serie på CT-caput (standard)? | 1= Nei 2= Ja, bevist valg 3= Ja fokus på stråledose? |

Vedlegg 7 Dosekalkulator, eksempel på utskrift fra caput

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator
 Version 0.99x 20/01/06

Scanner Model:

Manufacturer: Siemens

Scanner: Siemens Volume Zoom, Access

kV: 120

Scan Region: Head

Data Set: MCSET12 Update Data Set

Current Data: MCSET12

Scan range

Start Position: 80 cm Get From Phantom Diagram

End Position: 94 cm

Patient Sex: f

Acquisition Parameters:

Tube current: 320 mA

Rotation time: 0,75 s

mAs / Rotation: 290 mAs

Collimation: 4 mm

Slice Width: 4 mm

Pitch: 1

Rel. CTDI: Look up 1,23 at selected collimation

CTDI (air): Look up 30,7 mGy/100mAs

CTDI (soft tissue): 32,9 mGy/100mAs

nCTDI_w: Look up 24,3 mGy/100mAs

| Organ | w _T | H _T | w _T ·H _T |
|----------------------------|----------------|----------------|--------------------------------|
| Gonads | 0,2 | 0 | 0 |
| Bone Marrow (red) | 0,12 | 3,5 | 0,42 |
| Colon | 0,12 | 0,00012 | 0,000015 |
| Lung | 0,12 | 0,12 | 0,015 |
| Stomach | 0,12 | 0,0049 | 0,00059 |
| Bladder | 0,05 | 0,00001 | 5E-07 |
| Breast | 0,05 | 0,037 | 0,0018 |
| Liver | 0,05 | 0,01 | 0,00051 |
| Oesophagus (Thymus) | 0,05 | 0,13 | 0,0063 |
| Thyroid | 0,05 | 2,5 | 0,12 |
| Skin | 0,01 | 3,5 | 0,035 |
| Bone Surface | 0,01 | 14 | 0,14 |
| Brain | 0,025 | 54 | 1,4 |
| Remainder 2 | 0,025 | 1,1 | 0,027 |
| Total Effective Dose (mSv) | | | 2,1 |

| Remainder Organs | H _T |
|-----------------------|----------------|
| Adrenals | 0,013 |
| Brain | 54 |
| Upper Large Intestine | 0,00049 |
| Small Intestine | 0,00065 |
| Kidney | 0,0034 |
| Pancreas | 0,0085 |
| Spleen | 0,0091 |
| Thymus | 0,13 |
| Uterus | 0 |
| Muscle | 1,2 |

| | |
|---------------------------|------|
| CTDI _w (mGy) | 70,5 |
| CDTI _{vol} (mGy) | 70,5 |
| DLP (mGy·cm) | 987 |

| | |
|-----------------------------|-------------|
| Scan Description / Comments | hode spiral |
|-----------------------------|-------------|

Programmet kan lastes ned Impact <http://www.impactscan.org/>

Vedlegg 8 Oversikt over variablene i materialet

Tabell Oversikt over de ulike variablene tilhørende CT modell, doseestimeringer og scan-parameterne

| Descriptive Statistikk | | | |
|--|----------|-------|--------------------------------------|
| Variabel | N antall | Mean | Variasjon |
| Leverandør | 23 | | Fire leverandører med ulike modeller |
| Antall detektorer/slice | 23 | 25,7 | 1 til 64 slice |
| CTDIvol caput | 22 | 59,0 | 33 95 mGy |
| DLP caput | 22 | 922,4 | 494-1781 mGy.cm |
| Effektiv dose Caput (estimert) | 22 | 2,1 | 0,9 - 4 mSv |
| Effektiv dose (ved DLP faktor 0,0021) | 22 | 1,9 | 1,0 3,7 mSv |
| Effektiv dose (ved DLP faktor) | 22 | 2,1 | 1,1 – 4,1 mSv |
| Scan valg caput: aksial eller spiral | 22 | | 55 % kjører spiral scan |
| Vinkle unna orbita ved caput | 22 | | 55 % vinkler unna orbita |
| Total detektorbredde | 22 | 15,0 | Variasjon fra 4- til 32mm |
| Spenning kV ved caput | 22 | 122,5 | 82 % bruker 120kV (120 – 140) |
| mAs ved caput | 22 | 302,4 | 140-450 mAs |
| AEC modulering ved caput | 22 | | 28 % bruker AEC |
| Pitch ved caput | 22 | 0,8 | 0,55 – 1,0 |
| Antall sequencer ved caput | 22 | 1,5 | 60 % kjører caput som 1 sequence |
| CTDIvol abdomen | 17 | 12,1 | 5,1 – 21,9 mGy |
| DLP abdomen | 17 | 551,2 | 243-1000 mGy cm |
| Effektiv dose abdomen estimert for kvinner | 17 | 10,7 | 5,5 – 18,0 mSv |
| Effektiv dose abd estm menn | 17 | 9,5 | 4,8 -16,0 mSv |
| Effektiv dose abdomen (ved DLP faktor) | 17 | 8,3 | 3,7 15,0 mSv |
| Total detektorbredde abdomen | 17 | 23,9 | 8-40 mm |
| Spenning kV ved abdomen | 17 | 122,1 | 120- 140 kV |
| mAs ved abdomen | 17 | 196,7 | 100 til 360 mAs |
| AEC modulering ved abdomen | 17 | | 47 % bruker AEC |
| Pitch ved abdomen | 17 | 1,1 | 0,8 til 1,5 |