

Optimalisering av CT lungeundersøkelser på Toshiba Aquillion One og GE Lightspeed VCT

Yngvil Fadnes Kvaale



Masteroppgave ved gruppen for biofysikk og medisinsk fysikk
Fysisk institutt

UNIVERSITETET I OSLO

Juni 2014

Optimalisering av CT lungeundersøkelser på Toshiba Aquillion One og GE Lightspeed VCT

Yngvil Fadnes Kvaale

Masteroppgave ved gruppen for biofysikk og medisinsk fysikk
Fysisk institutt

UNIVERSITETET I OSLO

Juni 2014

©Yngvil Fadnes Kvaale

2014

Optimalisering av CT lungeundersøkelser på Toshiba Aquillion One og GE Lightspeed VCT

Yngvil Fadnes Kvaale

<http://www.duo.uio.no>

Trykk: Reprosentralen, Universitetet i Oslo

IV

Sammendrag

Computed Tomography (CT) er en avbildningsmetode som benytter seg av røntgenstråling og er mye brukt i forbindelse med diagnostisering av for eksempel lungekreft og andre lungesykdommer. For å sørge for korrekt diagnose og minimere stråledosen til pasient er det viktig å optimalisere rekonstruksjonsteknikker og gjennomføring av CT-opptak.

Lenge var filtrert tilbakeprojeksjon standard rekonstruksjonsteknikk i CT-avbildning. De siste årene har imidlertid alle CT-leverandørene lansert ulike iterative rekonstruksjonsalgoritmer, en annen type rekonstruksjon som gir lavere støynivå i bildene, men krever mer datakraft. Leverandørene har også lansert ulike organfiltre, forhåndbestemte oppsett der blant annet grad av kantforsterkning er definert for det aktuelle organet. Sammen med disse åpner iterativ rekonstruksjon for forbedret bildekvalitet og lavere stråledose til pasienter. Målet med denne oppgaven er å finne en optimal kombinasjon av lungerekonstruksjonsfilter og grad av iterativ rekonstruksjon for å få best mulig diagnostisk bildekvalitet, samtidig som stråledose til pasient holder seg innenfor nasjonale og internasjonale retningslinjen.

Alle data i denne oppgaven kommer fra opptak av et antropomorph lungefantom, det vil si et spesielt designet testobjekt som er sammenlignbart med menneskelige lunger ved CT-opptak. Opptakene er gjort på to ulike CT-skannere, GE Lightspeed VCT og Toshiba Aquillion One. Opptakene er gjort ved syv dosenivåene og rekonstruert med alle tilgjengelige lungerekonstruksjonsfiltre kombinert med filtrert tilbakeprojeksjon og ulik grad av iterativ rekonstruksjon. Totalt ble det 88 bildeserier som ble gransket av to radiologer som vurderte hver bildeserie med utgangspunkt i 13 vurderingspunkter. De ulike rekonstruksjonskombinasjonene ble så sammenlignet ved hjelp av visual grading analyse (VGA) for hvert dosenivå, lavdoseopptak med $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy ble slått sammen. Et av lungefiltrene som kom best ut ble så brukt til å sammenligne ulik grad av iterativ rekonstruksjon på tvers av dosenivåene.

VGA-analysene viste at for alle dosenivå var forskjellene mellom rekonstruksjonsteknikkene små. For alle dosenivåene bortsett fra lavdoseopptakene så filtrene FC55 og FC56 fra Toshiba ut til å være best, mens graden av iterativ rekonstruksjon ikke hadde noen

påvirkning. For lavdoseopptakene, det vil si opptakene med $CTDI_{vol}$ på 0,5mGy og lavere, scoret rekonstruksjonene med høyest grad av iterativ rekonstruksjon høyest.

Av de rekonstruksjonsfiltrene som var tatt med i denne studien ser alle ut til å være omtrent like gode. Valg av rekonstruksjonsfilter er derfor avhengig av hvilket filter radiologene foretrekker. Iterativ rekonstruksjon bedrer bildekvaliteten ved lave doser og kan være med på å opprettholde en tilfredsstillende bildekvalitet selv om dosenivået senkes.

Forord

Denne masteroppgaven er utført ved gruppen for biofysikk og medisinsk fysikk, Universitetet i Oslo og ved Seksjon for diagnostisk fysikk, Intervensjonscenteret på Rikshospitalet, Oslo Universitetssykehus Rikshospitalet.

Jeg vil takke veilederne mine Anne Catrine T. Martinsen (Intervensjonscenteret, OUS), Eli O. Hole (gruppen for Biofysikk og medisinsk fysikk, UiO) og Trond Mogens Aaløkken (Radiologisk avdeling Rikshospitalet, OUS) for god hjelp, veiledning og gode tilbakemeldinger under arbeidet med oppgaven. Jeg setter stor pris på all den tiden dere har brukt.

I tillegg vil jeg gjerne takke Hilde Kjernlie Andersen og Ellinor Festø Bilet for god hjelp med fantomet og i forbindelse med CT-opptak.

Til slutt vil jeg gi en stor takk til venner, familie og medstudenter for støtten under arbeidet med oppgaven.

Oslo, Juni 2014

Yngvil Fadnes Kvaale

Liste over forkortelser

AEC	Automatic exposure control
AIDR	Adaptive iterative dose reduction
ASIR	Adaptive statistical iterative reconstruction
CT	Computed tomography
CTDI	Computed tomography dose index
DLP	Dose length product
FBP	Filtered back projections
HU	Hounsfield unit
PACS	Picture archiving and communication system
ROC	Receiver operating characteristics
SNR	Signal to noise ratio
VCT	Volume CT
VGA	Visual grading analysis

Innholdsfortegnelse

1	Innledning	1
2	Teori	4
2.1	Røntgenstråling	4
2.1.1	Røntgenspekteret	5
2.1.2	Vekselvirkning med medium	6
2.2	Grunnleggende prinsipper i CT	7
2.2.1	Generell oppbygning	7
2.2.2	Grunnleggende prinsipper	10
2.3	Rekonstruksjonsmetoder	11
2.3.1	CT-tall	11
2.3.2	Filtrert tilbakeprojeksjon (FBP)	11
2.3.3	Iterativ rekonstruksjon	12
2.4	Dose	14
2.5	Optimalisering	16
2.6	Vurdering av bildekvalitet	18
2.6.1	Ensartethet	19
2.6.2	Linearitet	19
2.6.3	Signal-to-noise ratio (SNR)	19
2.6.4	Modulation Transfer Function (MTF)	20
2.6.5	Bruk av EU-guidelines bildekvalitetskriterier	20
2.6.6	Visual grading analysis(VGA)	21
2.6.7	Receiver Operating Characteristic (ROC) analyse	21
2.7	Fantom	22
2.7.1	Lungefantom	22
2.7.2	Andre fantom	23
3	Metoder	24
3.1	Fantomet	24
3.2	Opptak	25
3.3	Granskning	27
3.4	Statistikk	29
3.4.1	Sammenligning av rekonstruksjoner	29
4	Resultat og analyse	30
4.1.1	Dosenivå 10,7 mGy	30
4.1.2	Dosenivå 8,5 mGy	33
4.1.3	Dosenivå 6,8 mGy	43
4.1.4	Ultra lavdoseopptak (CTDI _{vol} =0,1 mGy, 0,2 mGy, 0,3 mGy og 0,5mGy)	46
4.2	Sammenligne grad av iterativ rekonstruksjon	49
5	Diskusjon	52
5.1	Diskusjon av resultater	52
5.1.1	Sammenligne grad av iterativ rekonstruksjon	56
5.2	Diskusjon av metode	57
5.2.1	Fantomvalg	57
5.2.2	Opptak og granskning	59
5.2.3	Analysen	60

6 KONKLUSJON	63
Litteraturliste.....	64
Vedlegg A	67
Vedlegg B	68
Vedlegg C.....	70
Vedlegg D	73
Vedlegg E.....	80
Vedlegg F.....	90
Vedlegg G.....	95
Vedlegg H	100
Vedlegg I.....	102

1 Innledning

Computed Tomography (CT) er en avbildningsmetode som først ble utviklet kommersielt av Sir Godfrey Hounsfield og det første kliniske CT-bildet ble tatt i 1972. I 1979 fikk Hounsfield, sammen med Allan Mc Cormack, Nobelprisen i medisin (Imhof 2006). Siden den gang har det vært en enorm utvikling innenfor CT-teknologi både når det gjelder utforming av selve maskinene, detektor- og rørdesign, metoder for bilderekonstruksjon, og anvendelsesområder. I 2008 utgjorde CT undersøkelser 21 % av alle radiologiske undersøkelser i Norge, en dobling fra 2002 (Levernes, Olerud et al. 2014). Årsaken til denne økningen er at CT-teknologien utvikles raskt og kombinasjonen moderne CT-teknologi og økt tilgjengelighet gir flere anvendelsesområder og forbedret diagnostikk, som igjen gir flere undersøkelser.

CT-teknologi benytter seg av røntgenstråling. Røntgenstråling er en type ioniserende stråling og en av utfordringene knyttet til utvidet bruk av CT er den økte stråledosen til befolkningen dette medfører. Ioniserende stråling kan medføre skader på pasient, enten i form av akutte stråleskader eller senskader som stråleindusert kreft. Hvordan man skal forholde seg til små stråledoser og hvordan disse påvirker risikoen for stråleinduserte skader senere i livet er diskutert (Tubiana, Aurengo et al. 2006). Strålevernsmyndighetene i Norge jobber ut fra tre grunnprinsipper, berettigelse, optimalisering og dosebegrensning og krever at sykehusene følger de retningslinjene som legges. Det betyr at all strålebruk, inkludert bruk av CT skal vurderes med fordeler og ulemper (berettigelse), strålebruken skal være lavest mulig vurdert ut fra praktiske, tekniske og økonomiske forhold (optimalisering), samt at sykehusene må forholde seg til fastsatte dosegrenser for å beskytte akutte og sene helseskader (dosebegrensning) (Levernes, Olerud et al. 2014). CT er et såpass viktig hjelpemiddel innen bildediagnostikk at bruken kan forsvares selv om pasientene blir utsatt for ekstra stråledose. Videre utvikling av dosereduserende teknikker og optimalisering av opptaksprotokoller er derfor viktig slik at dosenivået holdes på et akseptabelt nivå.

Stråledose til pasient og bildekvalitet henger sammen, blant annet er støymengden i bildet inverst avhengig av kvadratet av stråledosen til pasient. I klinisk praksis er det derfor to hensyn som hele tiden må veies opp mot hverandre. På den ene siden må radiologene som gransker og beskriver undersøkelsene få bilder som er av adekvat diagnostisk kvalitet for formålet. På den andre siden må det tas hensyn til stråledose til pasient som bør holdes lavest mulig. Noen ganger er det behov for bilder med svært god oppløsning, god lavkontrast og lite

støy og artefakter. Ved andre tilfeller ikke er det samme presisjonsnivået, og eksponeringen kan og bør reduseres.

Før CT-bildene kan granskes må rådataene fra CT-opptaket rekonstrueres til bildedata. Siden slutten av 1970-tallet, har filtrert tilbakeprojeksjon (FBP) vært den rekonstruksjonsteknikken som har vært gjeldende for CT bilderekonstruksjon. FBP blitt brukt fordi dette er en forenklet metode som ikke krever like stor regnekapasitet og dermed computerkraft som mer nøyaktige rekonstruksjonsteknikker. Etter hvert som det har kommet kraftigere datamaskiner med økt regnekraft har iterativ rekonstruksjon blitt mer aktuelt (Mahesh 2009) og de siste årene har alle CT-leverandørene lansert ulike iterative rekonstruksjonsfiltre (Irwan, Nakanishi et al. 2011), (Argaud). Iterativ rekonstruksjon er en mer nøyaktig rekonstruksjonsmetode som kan medføre bedre bildekvalitet ved å redusere støymengden. Dette gir potensial til å redusere stråledose til pasienten samtidig som den nødvendige diagnostiske bildekvaliteten opprettholdes. I tillegg til iterative rekonstruksjonsfiltre har leverandørene også lansert flere typer organfiltre for å optimalisere undersøkelsesprotokollene. Sammen åpner disse for mange filterkombinasjoner og det kan være en utfordring å velge den kombinasjonen som egner seg best til formålet.

For å kunne gi best mulig behandling av sykdom generelt, og lungesykdom spesielt er det viktig å kunne gi sikker diagnostisering. Blant lungesykdommer er lungekreft en sykdom som, i likhet med andre kreftformer, er viktig å få diagnostisert tidlig og sikkert for å bedre sannsynligheten for overlevelse. Dette er en kreftsykdom som fremdeles har høy dødelighet og antall forekomster har økt. Samtidig har overlevelsen økt, fra perioden 1973-1975 til perioden 2008-2012 har 5-års relativ overlevelse økt fra 9,7% til 17,9% og fra 7,1% til 12,4% for henholdsvis kvinner og menn (Kreftregisteret 2014). Den bedre overlevelsen kommer av både bedret behandling og bedret diagnostikk, så for å fortsette å øke overlevelseshraten er det viktig med mest mulig optimale avbildninger.

For å kunne velge riktig behandling og å utføre behandlingen best mulig, både ved lungekreft og andre lungesykdommer, er det viktig å ha så mye informasjon om sykdomsutbredelse som mulig før behandlingen starter. For å få dette til er riktig valg av teknologi, opptaksprotokoller og rekonstruksjonsmetoder viktig.

Formålet med denne oppgaven var å ta for seg den delen som gikk på rekonstruksjonsmetoder i forbindelse med lungeavbildning i CT. Mer nøyaktig var målet å sammenligne ulike lungerekonstruksjonsfilter og grad av iterativ rekonstruksjon og finne den optimale kombinasjonen. En optimal kombinasjon ville sørget for best mulig kvalitet på CT-lungeundersøkelsene samtidig som stråledosen til pasient skulle være innenfor nasjonale og

internasjonale retningslinjer. I denne oppgaven ble ulike rekonstruksjonsfiltre og iterativ rekonstruksjon fra to ulike leverandører sammenlignet.

2 Teori

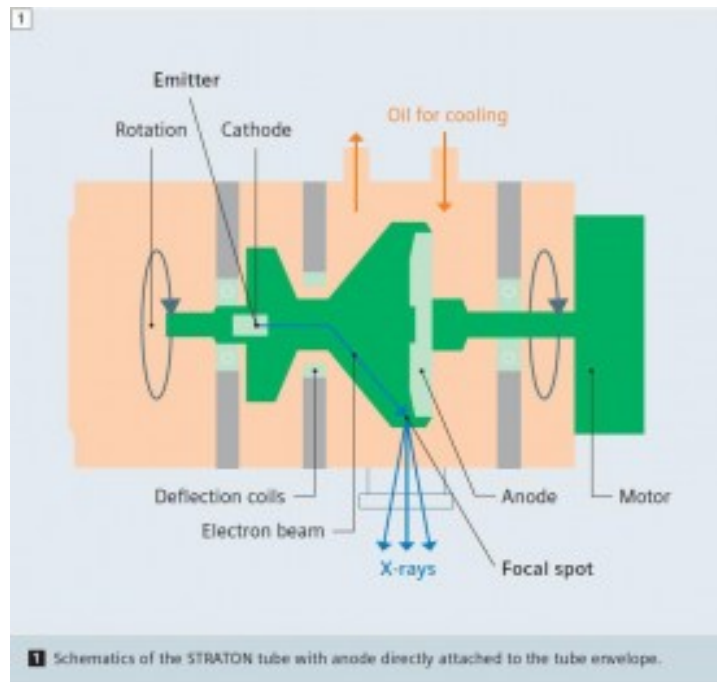
Siden den første CT-skanneren ble presentert har CT-teknologien hatt en enorm utvikling og har i dag en viktig funksjon innen diagnostikk. Dette kapittelet tar for seg noen grunnleggende prinsipper som er viktige for CT-teknologien, beregning av dose til pasienten, rekonstruksjonsalgoritmer og ulike metoder og faktorer som er viktig i forbindelse med optimalisering og kvalitetskontroll. Mye av stoffet tar utgangspunkt i ”The Physics of diagnostic imaging” (Dowsett, Kenny et al. 2006)

2.1 Røntgenstråling

Røntgenstråling og hvordan denne attenueres, eller stoppes, når den passerer gjennom materiale en viktig del av CT-teknologien. Forståelsen av hvordan røntgenstrålingen attenueres ulikt i materialer med ulik sammensetning og tetthet blir implementert i rekonstruksjonsteknikker som gjør opptaksdata om til bildeinformasjon.

Røntgenrørets oppbygning

Røntgenrøret består av en katode og en anode i vakuum omgitt av glass eller metall. Katodedelen er ofte laget av en glødetråd av wolframledning som er omsluttet av en negativt ladet nikkelkatode. Den positivt ladde anodedelen, target, består ofte av en roterende wolframdisk. For å danne røntgenstråler varmes glødetråden i katoden opp ved hjelp av strøm. Elektronene løsriveres så og akselereres av spenningspotensialet mellom katoden og anoden, der røntgenstrålene produseres. Mye av energien til elektronene blir omdannet til termisk energi under dannelsen av røntgenstråling, det er derfor viktig å ha gode kjølesystemer. Figur 2-1 viser en skjematisk tegning av et røntgenrør. (Dowsett, Kenny et al. 2006).



Figur 2-1: Skjematisk tegning av et røntgenrør til CT-skanner. Figuren viser hvordan elektronene akselereres fra katoden til den roterende anoden og det deretter sendes ut røntgenstråling. Kilde : http://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/straton-x-ray-tube/

2.1.1 Røntgenspekteret

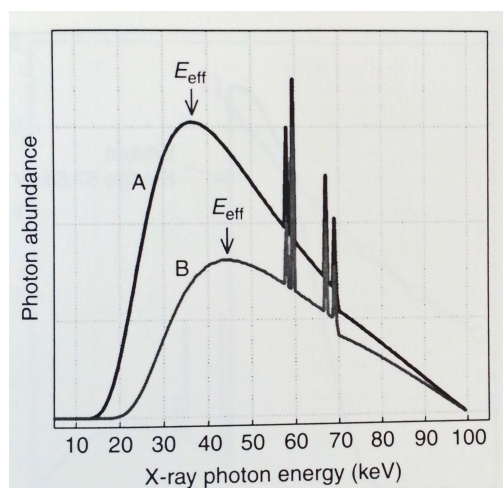
Røntgenstråler

Røntgenstråling er elektromagnetisk stråling og består av bremsestråling og karakteristisk stråling med et spekter av ulike energier. Røntgenstråling oppstår når elektronene i høy hastighet nærmer seg anoden, også kalt target. Ved anoden vekselvirker elektronene med coulombfeltet til targetmolekylene og elektronene endrer retning og hastighet. Gjennom denne endringen mister elektronene sin kinetiske energi som blir sendt ut i form av elektromagnetisk stråling, fotoner, kalt bremsestråling. Det er bare omtrent 1% av den kinetiske energien til elektronene som blir overført til bremsestråling, resten blir omgjort til termisk energi.

I tillegg til bremsestrålingen består røntgenstrålingen også av karakteristisk stråling som utgjør linjespekteret for targetmaterialet. Den karakteristiske strålingen blir dannet ved at noen av de akselererte elektronene kolliderer med elektronene i de innerste orbitalene til targetmolekylene, slår disse ut og etterlater hull. Hullene blir raskt fylt opp av elektroner fra orbitaler med høyere energi og energidifferansen mellom de to orbitalene blir sendt ut i form av elektromagnetisk stråling. Energien på den elektromagnetiske strålingen er karakteristisk for targetmaterialet.

Røntgenspekteret

Energien til røntgenstrålingen og formen på røntgenspekteret kan beskrives ved hjelp av kV_p og E_{eff} . kV_p , eller kV_{peak} , tilsvarer den maksimale energien i energispekteret og avhenger av rørspenningen, fotonenergien kan ikke overstige den kinetiske energien til elektronene akselerert av denne. E_{eff} , effektiv energi, er energien med høyest fotontetthet i røntgenspekteret og tilsvarer omtrent to tredeler av kV_p . I Figur 2-2 viser eksempler på to røntgenspekter, et spekter med og et spekter uten filtrering. Eksempelet viser hvordan det er flest fotoner ved lavere energier blir filtrert bort slik at E_{eff} øker, mens de karakteristiske toppene og kV_p holdes konstant.



Figur 2-2: Eksempel på røntgenspekter fra et wolfram-target før (A) og etter (B) filtrering med den effektive energien, E_{eff} , markert. Figuren viser at ved filtrering holdes kV_p og den karakteristiske strålingen konstant, mens E_{eff} forandrer seg. (Dowsett, Kenny et al. 2006)

2.1.2 Vekselvirkning med medium

Når røntgenstrålingen passerer gjennom et materiale vil stråleintensiteten avta innover i stoffet. For en monoenergetisk stråle vil intensiteten avta eksponentielt som

$$I_x = I_0 e^{-\mu x}$$

I_x er intensiteten ved en gitt dybde, x , innover i materialet, I_0 er stråleintensiteten ved $x=0$, altså idet røntgenstrålingen går inn i materialet, og μ kalles den lineære attenuasjonskoeffisienten. μ er avhengig av fotonenergien E , atomnummeret Z og materialtettheten ρ til materialet som absorbatoren er laget av. I et røntgenstråle-spekter er det et helt spekter av energier. Fordi attenuasjonen er avhengig av fotonenergien vil ikke den totale stråleintensiteten avta eksponentielt, men fotonene ved de ulike energiene vil fremdeles attenueres på samme måte hver for seg.

Fotonattenuasjonen skjer via ulike prosesser. I energiområdet for røntgenstråling er comptonspredning og fotoelektrisk effekt dominerende og den lineære attenuasjonskoeffisienten består av bidrag fra begge disse prosessene,

$$\mu_{\text{tot}} = \mu_{\text{en}} + \mu_{\text{scat}}$$

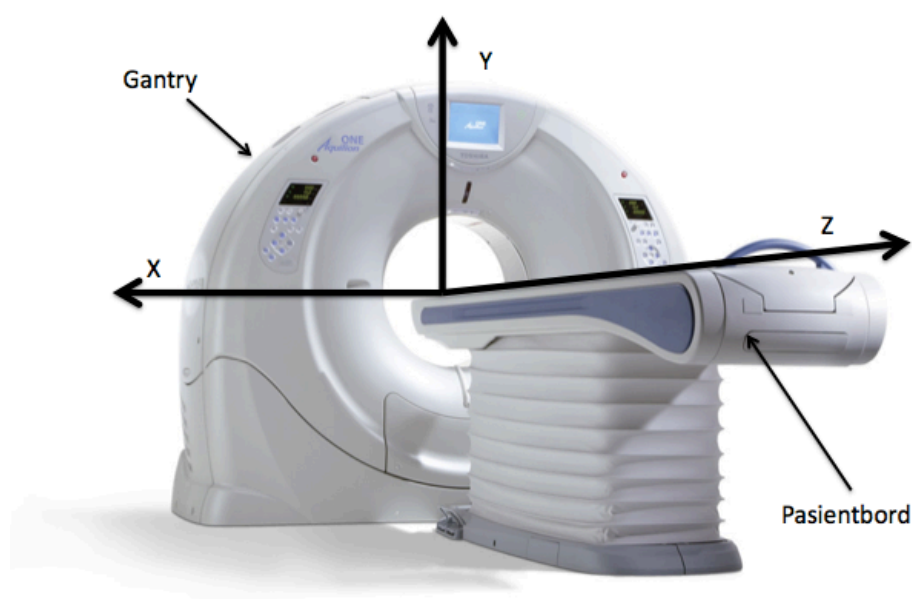
μ_{en} , den lineære absorpsjonskoeffisienten, følger fotoelektrisk effekt og μ_{scat} , den lineære spredningskoeffisienten, kommer som følge av comptonspredning.

2.2 Grunnleggende prinsipper i CT

CT er en tomografisk teknikk der man gjør kontinuerlige opptak rundt pasienten. På den måten får man volumdata som kan rekonstrueres i like multiplanare snitt, benyttes for å lage tredimensjonale modeller eller gjøre dynamiske perfusjonsstudier, der blant annet blodstrøm kan måles ved hjelp av kontrastvæske. I de neste avsnittene vil grunnprinsippene for CT avbildning bli nærmere beskrevet.

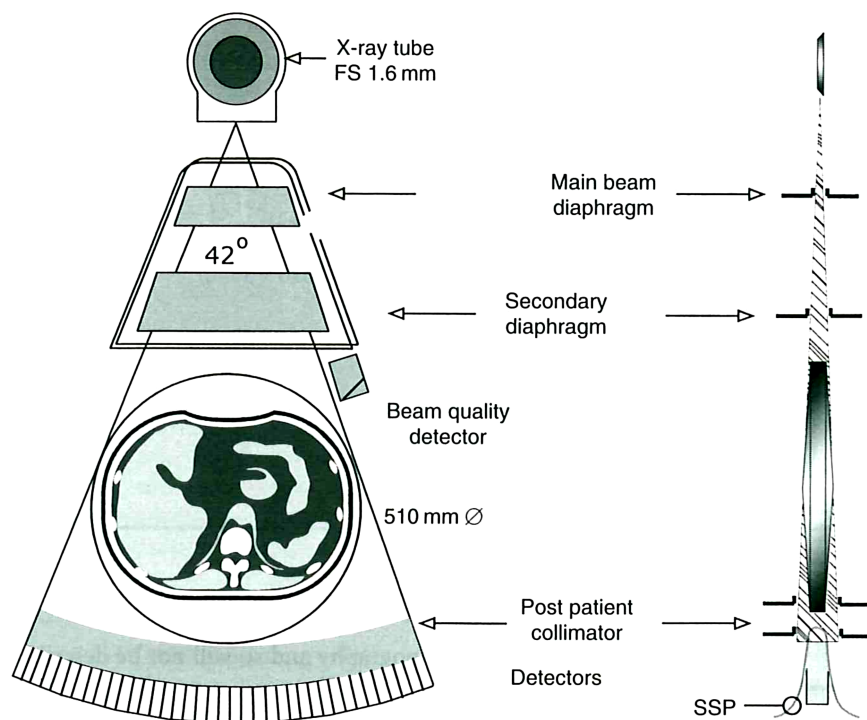
2.2.1 Generell oppbygning

En CT-skanner består av gantry og et pasientbord(se Figur 2-3). Pasientbordet er bevegelig og under opptak føres pasienten på pasientbordet gjennom åpningen i gantry i z-retning(longitudinal retning). Gantry består hovedsakelig av røntgenrør og detektorer stilt 180 grader overfor hverandre og under bildeopptak roteres disse 360° rundt pasienten i x-y-retning. I tillegg kommer ulike filter og kollimatorer. Dette er så koblet til et datasystem der undersøkelsen blir planlagt og opptaksdataene blir rekonstruert til bildedata.



Figur 2-3: Illustrasjonsfoto av CT-skanneren Toshiba Aquillion One hentet fra hjemmesidene til Toshiba. Dette er en av modellene som er brukt i denne oppgaven. Figuren viser gantry, pasientbord og orientering slik det er forklart i teksten. Kilde: (<http://www.toshiba-medical.de/computertomographie/grafiken/aquillion-one-0002.jpg> Modifisert)

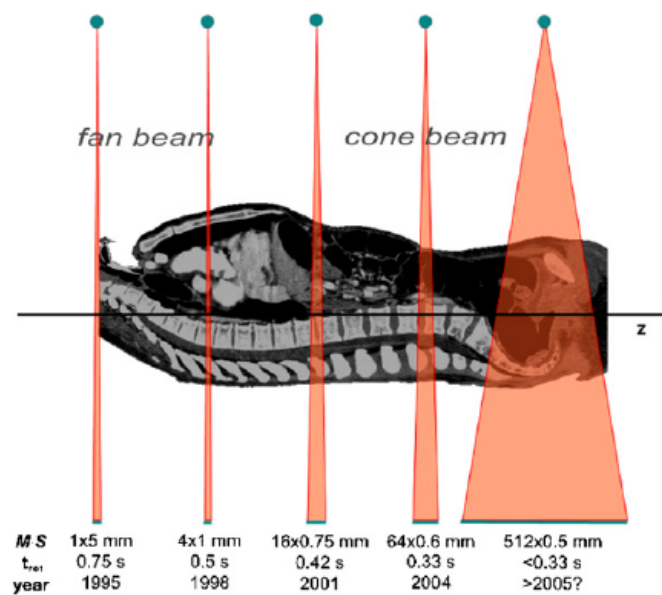
Figur 2-4 viser grunnprinsippene for oppbygging av en single-slice-CT (fan beam) som er den enkleste formen for CT. Inne i gantry sitter et roterende røntgenrør. På vei ut av røntgenrøret filtreres de laveste energiene i røntgenspekteret bort. Disse energiene har så kort rekkevidde at de ikke vil bidra til bildekvalitet og filtreres derfor bort av strålevernshensyn. Etter utgangen av røntgenrøret passerer strålingen et flatt filter eller bow-tie filter. Bow-tie-filteret er tynnere, og har dermed minst attenuering, i midten, og er tykkere, og har mer attenuering, i ytterkantene. Disse filtrene skal forbedre den dynamiske rekkevidden til detektorsystemet og reduserer intensiteten på den spredte strålingen. Etter det første filteret følger en pre-kollimering som bestemmer innblending av feltet, og dermed hvilken totalkollimering man skal ha under CT-opptaket. Den totale kollimeringen sørger for et vifteformet strålefelt. På motsatt side av åpningen i gantry sitter en detektorrad som dekker strålefeltet og registrerer røntgenstrålene som passerer gjennom pasienten.



Figur 2-4: Inne i gantry i en CT-skanner står røntgenrør og detektorer 180° overfor hverandre og roteres rundt. Røntgenstrålingen fra røntgenrøret kollimeres og filtreres før den passerer gjennom pasienten. Kilde: (Dowsett, Kenny et al. 2006)

I dag benyttes multislice-skannere med 64 eller flere snitt i z-retning (longitudinal retning). I disse har man en mer kjegleformet røntgenstråle (cone beam) med flere detektorrader ved siden av hverandre i z-retning. Figur 2-5 illustrerer forskjellen på fan beam og cone beam.

I multislice-skannerne er detektorelementene koblet til så mange databehandlingssystemer som det er snitt. Disse systemene genererer hver sin kanal med aksiale bildedata. For eksempel er detektorelementene i en 64-slice-detektor koblet til 64 databehandlingssystemer som genererer 64 kanaler med aksiale bildedata. Ut fra dataene er det mulig å rekonstruere ett tynt snitt per kanal eller så kan data fra flere kanaler slås sammen for å konstruere færre tykkere snitt. Dette er vanlig praksis i radiologiske avdelinger, der de tynneste snittene benyttes for undersøkelser med store krav til høy detaljoppløsning, mens tykkere snitt benyttes for undersøkelser der det er krav om lav bildestøy og god lavkontrastoppløsning.



Figur 2-5 Singelslice-skannere(fan beam) har en rad med detektorer, røntgenstrålefeltet er vifteformet i x-y-retning og dekker ett snitt i longitudinal retning, langs pasienten. Multislice-skannere har flere detektorrader i longitudinal retning og har et mer kjegleformet strålefelt. Kilde:Phys. Med. Biol. **51** (2006) R29–R43

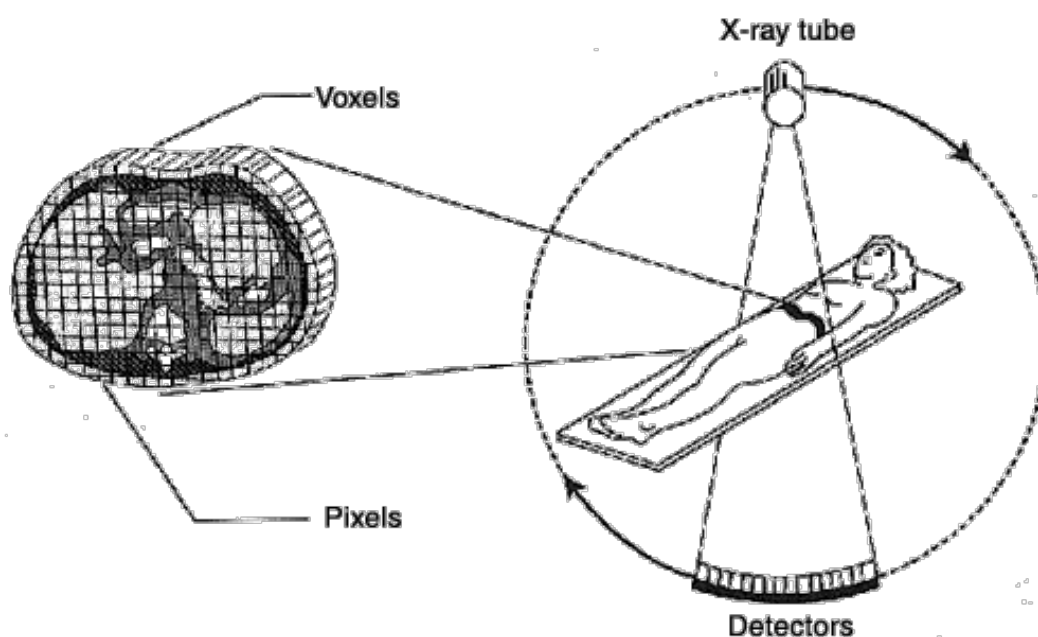
I tidlige generasjoner av CT-skannere var detektorer og røntgenrør koblet til strøm og eksterne computere ved hjelp av ledninger. Dette førte til tungvinte og tidkrevende prosesser der systemet måtte roteres tilbake til utgangsposisjonen etter å ha rotert 360° rundt pasienten. I moderne CT-skannere er slip-ring-teknologi tatt i bruk for å få til kontinuerlig rotasjon. Slip-ring består av et sett parallelle ringer av ledende materiale som kobles til røntgenrør, detektorer og kontrollkretser ved hjelp av glidende kontakter, små børster. Slip-ring-teknologien gjør det mulig å gjøre helikale opptak i tillegg til de tradisjonelle aksiale opptakene. Ved aksiale opptak flyttes pasientbordet mellom hver eksponering og eksponeringen foregår trinnvis i ett og ett snitt mens bordet står i ro. Ved helikale opptak flyttes pasienten gjennom gantry mens opptaket pågår og opptaket blir gjort i en spiralbevegelse (se Figur 2-8).

2.2.2 Grunnleggende prinsipper

CT er en avbildningsmetode som går ut på å måle attenuasjon av røntgenstråler gjennom tverrsnitt av pasienten. Opptakene gjøres 360° rundt pasienten slik at vi ender opp med flere tusen projeksjoner. Disse projeksjonen viser til sammen attenuasjonen gjennom pasienten i flere tusen ulike vinkler. Ved hjelp av en rekonstruksjonsalgoritme blir disse projeksjonene så brukt til å bygge opp en bildematrix.

Dersom vi tar utgangspunkt i et tverrsnitt av pasienten kan dette deles opp i en matrise bestående av mange små bokser, voxel, som strekker seg gjennom hele tverrsnittet i z-retning (se Figur 2-6). Under opptak samles det inn projeksjoner av hver enkelt voxel fra mange ulike vinkler. Ved hjelp av disse projeksjonene blir gjennomsnittsattenuasjonen i hver voxel beregnet. Et bilde av snittet blir så bygd opp av en bildematrix der hver pixel i matrisen representerer gjennomsnittsattenuasjonen i tilsvarende voxel i pasienten.

For å kunne gjøre om projeksjonene til informasjon om attenuasjon i hver enkelt voxel har filtrert tilbakeprojeksjon (FBP) lenge vært den metoden som har vært brukt, men i det siste så har ulike versjoner av iterativ rekonstruksjon blitt tatt i bruk (Dowsett, Kenny et al. 2006). De ulike rekonstruksjonsmetodene blir nærmere beskrevet i seksjon 2.3



Figur 2-6: Ved CT-opptak roteres røntgenrør og detektorer rundt pasienten og måler attenuasjon av røntgenstråler gjennom et snitt i pasienten. Dette snittet kan deles opp i voxeler der informasjonen fra hver voxel lagres som bildeinformasjon i en pixel i bildematrixen.. Kilde: <http://www.physicscentral.com/explore/action/images/scans-img2.gif>

2.3 Rekonstruksjonsmetoder

Uavhengig av rekonstruksjonsmetode bygger all røntgenbasert avbildning, inkludert CT, på at ulike deler av kroppen har ulik sammensetning. Ulike organer og beinstrukturer har varierende effektive atomnummer og massetetthet. Dette gjør at når røntgenstråler sendes gjennom kroppen vil disse attenueres ulikt avhengig av hva de passerer på veien.

2.3.1 CT-tall

For å gjøre attenuasjonsinformasjonen om til bildeinformasjon som radiologene kan studere blir attenuasjonskoeffisientene, μ , normalisert til attenuasjonskoeffisienten til vann, μ_w . Dataene vi får ut er CT-tall, eller hounsfield unit (HU).

$$HU = K \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w}$$

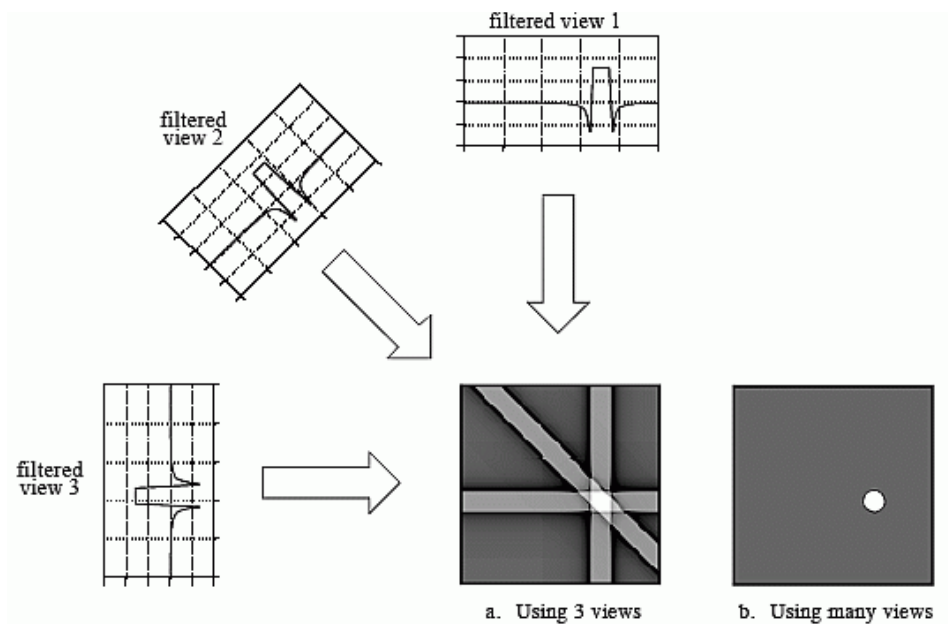
Der $K=1000$ er en skaleringsfaktor og μ_m er målt attenuasjonskoeffisient i voxelen. (Mahesh 2009). Ut fra definisjonen av CT-tall vil vev som har høyere attenuasjon enn vann, som for eksempel muskler og bein, ha positive CT-tall mens for eksempel lunger og fett har lavere attenuasjon enn vann og vil få negative CT-tall. CT-tallene for luft og vann er fast, $HU_{\text{air}}=1000$ og $HU_w=0$, ellers vil CT-tallene variere litt. I et bilde blir CT-tallene framstilt i ulike gråtoner. (Dowsett, Kenny et al. 2006, Mahesh 2009)

2.3.2 Filtrert tilbakeprojeksjon (FBP)

Frem til i dag har filtrert tilbakeprojeksjon (FBP) vært gullstandard for CT rekonstruksjon, siden denne metoden krever mindre datakapasitet og er raskere enn for eksempel iterativ rekonstruksjon. Under opptak vil røntgenstrålene som passerer gjennom pasienten i en gitt vinkel i snittplanet bli lagret i datasett kalt projeksjoner. For å lage et fullstendig bilde må hver voxel sees fra mange ulike retninger. Et komplett datasett består av projeksjoner hele veien rundt pasienten med omtrent 1 grads rotasjon mellom hver projeksjon. Attenuasjonsprosessen blir så reversert ved at attenuasjonsverdiene fra hver projeksjon legges sammen i en rekonstruksjonsmatrise, de tilbakeprojiseres.

I en projeksjon finnes det ingen informasjon om hvor i den rette linjen mellom detektor og røntgenkilde strålingen ble attenuert. Når disse dataene legges sammen genereres derfor et uklart bilde. For å unngå denne uklarheten blir det lagt til et matematisk høypassfilter før tilbakeprojeksjonen finner sted. Dette er forsøkt illustrert i Figur 2-7.

Det gjøres følgende antagelser i filtrert tilbakeprojeksjon: Alle projeksjonene er likeverdige og frie for støy, fokus er et punkt, røntgenstrålen er uten utbredelse og treffer i et punkt i pasient og detektorelement er uten utbredelse (et punkt). Disse antagelsene medfører at rekonstruksjonen ikke blir nøyaktig. Antagelsene gjør faktisk at bildestøy forsterkes gjennom rekonstruksjonsprosessen siden hver projeksjon som inneholder støy adderes.



Figur 2-7: Illustrasjon av filtrert tilbakeprojeksjon(FBP) med bruk av a) tre projeksjoner og b) mange projeksjoner. Kilde: <http://www.dspguide.com/ch25/5.htm> (Modifisert)

2.3.3 Iterativ rekonstruksjon

Iterativ rekonstruksjon er en rekonstruksjonsmetode som kan brukes for å redusere bildestøy uten å øke dosen til pasient eller tilsvarende redusere dosen uten at støynivået øker. Iterativ rekonstruksjon foregår ved at systemet beregner et forventet bilde. Projeksjonene blir så syntetisert og sammenlignet med de faktiske målingene før bildet tilpasses. Dette gjøres til forhåndsbestemte kriterier er nådd. (Prakash, Kalra et al. 2010) I iterative rekonstruksjon tar man hensyn til at fokus og detektor ikke er punkt, men har en utbredelse. Man tar høyde for skanner geometri og pasientattenuasjon.

ASIR: Adaptiv Statistical Iterative Reconstruction

ASIR er en iterativ rekonstruksjonsmetode som er utviklet av GE Healthcare (GE Healthcare Milwaukee, Wisc., USA). ASiR fokuserer på hovedgrunnene til støy i signalgenereringsprosessen, nemlig fluktuasjoner i projeksjonsmålingene på grunn av begrenset fotonstatistikk. Det er spesielt ved lav rørstrøm og rørspenning at dette er et problem da færre fotoner når fram til detektorene.

ASIR rekonstruerer bildene ved at systemet hele tiden fornyer det gjeldende estimatet. Estimatet fornyes ved å modellere fotonstatistikken og objektet og til slutt trekke fra støyen i det endelige bildet.

ASIR er satt sammen med en ny rekonstruksjonsmotor i maskinen som gjør beregningene. Dette gjør at rekonstruksjonene kan gjøres like raskt eller raskere enn tradisjonell filtrert tilbakeprojeksjon (FBP). (Argaud) ASIR blir ofte benyttet i en vektet blanding sammen med FBP, der andel ASIR kan velges trinnvis fra 0% - 100%. Dette gir en bilderekonstruksjon med kun fem til ti sekunders forsinkelse. (Prakash, Kalra et al. 2010). Flere studier viser at ASIR ser ut til å kunne bidra til å opprettholde bildekvaliteten selv om dosenivået reduseres. (Prakash, Kalra et al. 2010, Yanagawa, Honda et al. 2010, Honda, Yanagawa et al. 2011)

AIDR 3D: Adaptiv Iterative Dose Reduction 3D

AIDR er den iterative rekonstruksjonsmetoden som Toshiba har utviklet for å redusere bildestøy og øke den romlige oppløsningen. AIDR 3D bruker en skannermodell og en statistiskstøy-modell til å vurdere både fotonstøy og elektronisk støy, sammen med estimering av projeksjonsstøy. Skannermodellen analyserer de fysiske egenskapene til CT-systemet under opptak, den statistiske modellen karakteriserer mønsteret til elektronisk støy og kvante-støy i rådataene og projeksjonsstøystimeringen tar seg av reduseringen av støy og artefakter i bildene.

Systemet rekonstruerer først et bilde ved hjelp av filtrert tilbakeprojeksjon som blir brukt som input-bilde. Deretter blir en iterativ rekonstruksjonsteknikk brukt for å optimalisere rekonstruksjonen for den aktuelle kroppsdelen ved å framheve skarpe detaljer og glatte ut bildet. Det ferdige bildet er en vektet blanding av det originale bildet og den iterative rekonstruksjonen (Irwan, Nakanishi et al. 2011).

Graden av iterativ rekonstruksjon med AIDR 3D kan være weak, mild, standard og strong. Det har blitt gjennomført noen studier som kan tyde på at AIDR 3D kan bidra til å opprettholde bildekvaliteten selv om dosenivået senkes. (Yamada, Jinzaki et al. 2012, Joemai, Veldkamp et al. 2013).

QDS: Quantum Denoising Software

QDS er en annen rekonstruksjonsalgoritme som Toshiba bruker. QDS bruker tre parallelle matematiske prosesser på de originale bildedataene for å redusere støy og samtidig beholde oppløsning og bildetekstur. Systemet detekterer kanter, analyserer og ekstraherer før det utfører bildeutglatting og kantforsterking (Irwan, Nakanishi et al. 2011). QDS benyttes sammen med filtrert tilbakeprojeksjon.

2.4 Dose

Absorbert dose er forventningsverdien til den totale energien avsatt av ioniserende stråling til materie per masseenhed i et punkt (Attix 2008). Absorbert dose blir målt i Gy, $1\text{Gy} = 1\text{ J/kg}$. Innen CT er det viktig å ha et sammenlignbart tall for å kunne bestemme stråledosen pasienten blir utsatt for. Dette er viktig til bruk i retningslinjer, i klinisk praksis og ved kontroll av utstyr for å unngå at pasienter blir utsatt for større stråledoser enn nødvendig. Ulike varianter av Computed Tomography Dose Index (CTDI) og Dose-Length Product (DLP) er to måter å beregne stråledose til pasient.

CTDI: Computed Tomography Dose Index

Computed Tomography Dose Index (CTDI) representerer dosen i midten av, eller i et perifert punkt i et hode- eller kroppsfantom fra et enkelt aksialt opptak. CTDI blir beregnet ut fra absorpsjonen av røntgenstråler over en avstand tilsvarende ± 7 snitt og sentrert i punktet vi er ute etter. Dosen er integrert over de 14 snittene ved hjelp av et 100 mm langt ionekammer. Poenget med CTDI er å representere dosen utover den seksjonen som blir målt ved å se på et representativt utvalg av 14 snitt i luft eller et fantom:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-7}^7 D_{(z)} dz$$

n er antall snitt per opptak for å få CTDI, T er seksjonstykkelsen per bilde og $D_{(z)}$ er dosen ved en enkelt seksjon ved en gitt posisjon z.

CTDI₁₀₀

CTDI₁₀₀ er CTDI for en fiksert 100 mm lengde i stedet for de 14 tilfeldige snittene, og er uttrykt i form av absorbert dose. S er snittykkelsen og M er antall snitt tatt opp samtidig.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{S \times M} \int_{-50mm}^{50mm} D_{(z)} dz$$

CTDI_w

CTDI_w er en vektet versjon av CTDI og representerer gjennomsnittsdosen til et enkelt snitt. CTDI_w beregnes ved å måle CTDI₁₀₀ i midten av et fantom (c) og i ytterkanten av fantomet(p)

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100c} + \frac{2}{3}CTDI_{100p}$$

CTDI_{vol}

For å representere dosen i en hel CT-protokoll er det vanlig å bruke volum CTDI (CTDI_{vol}). Dette gjøres ved at CTDI_{vol} også tar hensyn til eventuell overlappende eller sprikende eksponering. CTDI_{vol} kan beregnes for helikale skan,

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch ,$$

og aksiale skan:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \times N \times T / I ,$$

der N er antall snitt, T er snittykkelsen og I er bordbevegelsen mellom snittene.(Mahesh 2009)

CTDI_{vol} blir oppgitt direkte på skanner-systemet i klinikken og blir beregnet likt for alle leverandører og fysikere. CTDI_{vol} tar imidlertid ikke hensyn til hvor stor del av pasienten som blir skannet.

DLP: Dose Length Product

Dose length product (DLP) representerer dosen for en hel CT-undersøkelse. DLP er i motsetning til CTDI_{vol} avhengig av pasienten som skannes i form av lengden som blir skannet.

$$DLP[mGy - cm] = CTDI_{vol}[mGy] \times ScanLength[cm]$$

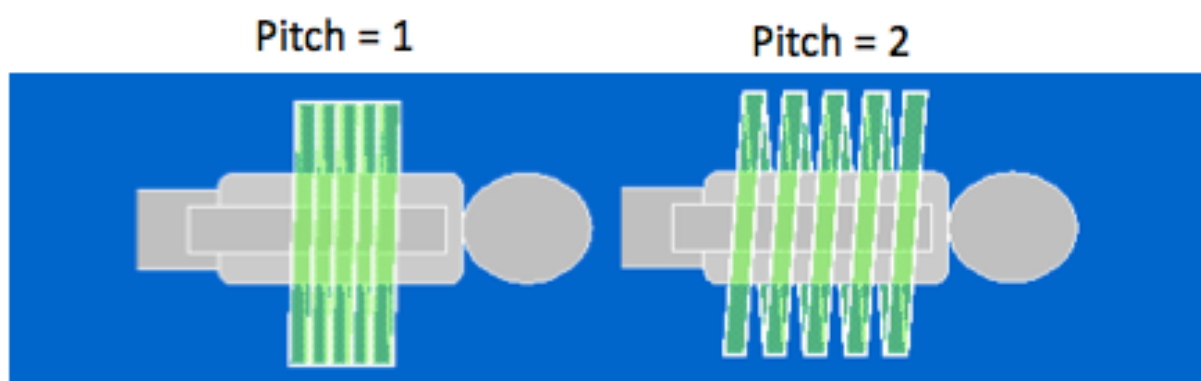
(Mahesh 2009)

Pitch

Pitchfaktor beskriver eventuell overlappende eksponering av et område på pasienten . Dette er en viktig parameter med tanke på bildekvalitet og dose til pasient.

$$Pitch\ factor = \frac{feed}{N \times W}$$

Der feed er bordbevegelse per rotasjon, N er antall snitt og W er snittykkelse. Ved pitch=1 er det ikke overlapp og ikke noe mellomrom, det vil si at hele pasienten eksponeres 360° en gang. Ved pitch mindre enn 1 er det overlapp, mens ved pitch>1 er det mellomrom. For pitchverdier mellom 1 og 2 vil alt likevel bli samlet, men hver del vil ikke projiseres fra begge sider, slik det blir ved pitch=1. Eksempel på pitch=1 og pitch=2 er vist i Figur 2-8.



Figur 2-8: Pitchfaktor beskriver eventuell overlappende eksponering av røntgenstråler ved CT-opptak. Ved pitch=1 er det ingen overlappende eksponering og eksponeringen skjer kant i kant. For pitch mindre enn 1 blir det overlapp og for pitch større enn 1 vil ikke eksponeringene skje kant i kant, det blir mellomrom. Denne figuren viser eksempel på pitch=1 og pitch=2 ved helikalt opptak. Kilde: <http://www.impactscan.org/slides/xrayct/sld048.htm> (modifisert)

2.5 Optimalisering

CT-undersøkelser er et viktig diagnostisk verktøy. I 2008 utgjorde CT 29% av det totale antall røntgenbaserte undersøkelser i Norge. Siden CT gir høyere pasientdose per undersøkelse enn konvensjonell røntgen utgjorde likevel CT hele 80% av samlet befolkningsdose fra medisinsk strålebruk samme år (Levernes, Olerud et al. 2014). Dette gjør at optimalisering av CT-undersøkelser er viktig og påkrevd.

Stråledose per CT-undersøkelse har sunket kraftig siden 80-tallet. Blant annet har det kommet solid-state scintillasjonsdetektorer med høy absorpsjonseffektivitet, elektriske kretser med mindre bakgrunnsstøy og multidetektor-rad-arrayer som eliminerer dose-ineffektivitet i ytterkanten av røntgenstrålen. I tillegg gjør automatisk rørstrømsmodulering, valg av mest doseeffektiv rørspenning, iterative rekonstruksjonsmetoder og valg av pitch og volumetrisk opptak ved kardiologisk CT også at dosen blir lavere. (Hricak, Brenner et al. 2011)

Andre skanneparametre som påvirker stråledosen i CT er blant annet skanner-geometri, skannemodus og -lengde, kolimering, hastighet på pasientbordet, gantry-rotasjonstid og beskyttelse av radiosensitive organer. (Kalra, Maher et al. 2004).

Dosereduserende filter

Både Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) fra GE og Adaptive Iterative Dose Reduction (AIDR) fra Toshiba er lansert som dosereduserende rekonstruksjonsteknikker basert på iterativ rekonstruksjon. Etter at disse ble lansert er det publisert flere studier som ser på muligheten for forbedret bildekvalitet ved lavere dosenivå sammenlignet med filtrert tilbakeprojeksjon.

Yanagawa et al. (Yanagawa, Honda et al. 2010) gjorde opptak på fikserte lunger som tyder på at GEs iterative teknikk, ASIR, kan forbedre bildekvaliteten ved redusert dose, men at små detaljer kan bli uklare. *Honda et al* viste også at bildekvaliteten økte ved høyere grad av ASIR (Honda, Yanagawa et al. 2011), mens *Prakash et al* viste at reduksjon i støymengde ved bruk av ASIR gir rom for reduksjon i stråledosen (Prakash, Kalra et al. 2010). For Toshiba's rekonstruksjonsteknikk, AIDR 3D, er det også publisert noen studier, men ikke like mange. Ved å sammenligne med FBP fant *Joemai et al* forbedring av bildekvalitet, færre artefakter og potensiale for dosereduksjon ved bruk av AIDR 3D (Joemai, Veldkamp et al. 2013).

Yamada et al har gjennomført en studie der de har sammenlignet bildekvaliteten for AIDR, AIDR 3D og FBP, på pasienter. Det ble gjort opptak med standard dose (SDCT) og lavdose CT (LDCT) med automatisk eksponeringskontroll. De fant at AIDR 3D i LDCT tillater en dosereduksjon på 64,2 % sammenlignet med SDCT ved å redusere den objektive bildestøyen og øke SNR samtidig som den generelle diagnostiske aksepten beholdes (Yamada, Jinzaki et al. 2012)

Automatic Exposure Control(AEC)

Rørstrømsmodulering er en teknisk oppfinnelse som kan redusere stråledosen kraftig. Konseptet bygger på at støy i bildet kan tilskrives kvantestøy, det vil si støy som er forårsaket av naturlig tilfeldig fordeling av fotoner, i projeksjonene, og at denne støyen varierer med varierende pasientstørrelse og -anatom. Ved å tilpasse rørstrømmen etter endringene i pasientanatomien kan man forbedre doseeffektiviteten.

Det finnes z-aksemodulering og angulær modulering. Under z-aksemodulering tilpasses rørstrømmen langs z-aksen mens angulær modulering tilpasser rørstrømmen for å minimere røntgenstrålingen i projeksjonene i de vinklene som ikke bidrar til den totale støyreduksjonen. Moduleringen blir bestemt i sanntid og rørstrømmen justeres automatisk etter størrelsen på pasienten (Kalra, Maher et al. 2004). Strømmen blir justert etter et brukergitt støynivå slik at dosen blir lavest mulig samtidig som bildekvaliteten er god nok for det diagnostiske formålet. Ønsket støynivå blir spesifisert ved hjelp av en støyindeks. (Mahesh 2009)

2.6 Vurdering av bildekvalitet

Bildekvalitet er vanskelig å definere og kan beskrives og måles ved ulike egenskaper ved bildene. Bildekvaliteten kan måles objektivt, ved hjelp av fysiske målinger, og subjektivt ved vurdering av en observatør med hensyn til klinisk ytelse. De objektive, fysiske målingene kan forutsi resultatene av subjektive testene. Vurderingen av bildekvalitet er imidlertid ikke fullstendig før også subjektive tester er utført av en eller flere observatører. Det er også mulig å utføre psykofysiske målinger der observatøren evaluerer bildet ved å gjøre kvantitative målinger. Å måle romlig oppløsning ved å vurdere antall linjepar per mm som er synlig er et eksempel på en psykofysisk måling. Denne typen tester gir svar på teknisk kvalitet og status på systemet, men forteller lite om den reelle diagnostiske bildekvaliteten. For å måle diagnostisk bildekvalitet må det utføres målinger av klinisk relevans, enten ved hjelp av fantomer eller fra kliniske pasienteundersøkelser, der en radiolog eller annen gransker gir en score for hvor godt ulike bildekvalitetskriterier er oppfylt. Eksempler på slike tester er Visual Grading Analysis (VGA) og Receiver Operator Characteristic (ROC) analyse (Zarb, Rainford et al. 2010).

2.6.1 Ensartethet

Som vist i seksjon 2.3.1 skal CT-tall for vann være 0. CT-tall avgjøres av sammensetningen i materialet som er avbildet. Kreftsvulster har ofte en annen sammensetning enn friskt vev, så en metode for radiologer å granske CT-bilder på er å måle CT-tall. For å kunne gjøre dette er det viktig at CT-skanneren fortsetter å vise samme CT-tall over tid. For å kontrollere at CT-skannerene fortsetter å vise samme CT-tall brukes et vannfantom til å måle CT-tall for vann under kvalitetskontroll. (Zarb, Rainford et al. 2010)

2.6.2 Linearitet

Lineariteten er forholdet mellom uniformiteten og CT-tallet eller den lineære attenuasjonskoeffisienten til materialet. Linearitet måles ved hjelp av et fantom som består av flere ulike materialer med kjente CT-tall. (Zarb, Rainford et al. 2010)

2.6.3 Signal-to-noise ratio (SNR)

Bildestøy har stor påvirkning på bildekvaliteten. Støy i CT-bilder består av kvantestøy, støy fra fluktuasjoner av lysfotoner i fotomultiplieren i detektorsystemet og fiksert støy. Kvantestøy kommer fra naturlige fluktuasjoner i røntgenstrålingen og både kvantestøy og støy fra fluktuasjoner av lysfotoner er inverst proporsjonalt med dosen. Signal-to-noise ratio (SNR) er et objektivt mål på hvor mye støy som finnes i bildet og finnes ved å måle signalstyrken, ΔS . ΔS er forskjellen mellom gjennomsnittlig pixelverdi (signal) i det området du er interessert i å se (D_2) og bakgrunnsignal (D_1). Støykomponenten er standardavviket, σ , til signalnivået D_2 . Signal og standardavvik måles ved hjelp av ROI(region of interest). ROI er en markør som avgrenser et område i bildet og måler gjennomsnittlig pixelverdier og standardavvik.

$$SNR = \frac{\Delta S}{\sigma}$$

Når eksponeringen av røntgenstråler, og dermed dosen, øker, vil det endelige bildet inneholde mer diagnostisk informasjon. Dermed vil SNR vil bli høyere.

Validiteten i å bruke SNR til å måle bildekvalitet er begrenset. SNR tar verken hensyn til objektors størrelse, teksturen på støyen eller pixelstørrelse og korrelerer dårlig med menneskelig observasjon. SNR egner seg dårlig for å sammenligne avbildningssystemer og teknikker, men siden målingene har høy pålitelighet er det et godt mål i forbindelse med

kontroll av utstyr over tid for å oppdage eventuelle systematiske endringer i bildekvaliteten.(Båth 2010)

2.6.4 Modulation Transfer Function (MTF)

Romlig oppløsning er evnen til å skille to objekt som er nært hverandre og er ofte spesifisert i to retninger i CT, i x-y-planet, aksialt, og i z-retning, longitudinalt. I medisinsk avbildning er den romlige oppløsningen oftest spesifisert som romlige frekvenser og oppgitt i linjepar per cm eller linjepar per millimeter. En måte å måle systemets evne til å gjengi romlig oppløsningen er ved hjelp av Modulation Transfer Function (MTF). Dette er en objektiv og kvantitativ målemetode som krever komplekse databeregninger. MTF er definert som forholdet mellom outputmodelleringen og inputmodelleringen. Dette er en måte å måle hvordan systemet aksepterer inputinformasjonen, sender dette gjennom systemet og lager et bilde. Dersom systemet overfører all informasjonen perfekt er $MTF=1$, dersom systemet ikke klarer dette blir MTF lavere, med 0 som det dårligste, da er bildet fullstendig degradert. (Mahesh 2009)

Den romlige oppløsningen i bildene avhenger av de fysiske karakteristikene til detektorene, pixelavstanden til detektorene. Frekvensen som karakteriserer den begrensede oppløsningen kalles Nyquist-frekvensen, og er $1/2 \times$ pixelavstanden. (Dowsett, Kenny et al. 2006)

2.6.5 Bruk av EU-guidelines bildekvalitetskriterier

En gruppe radiologer og fysikere under *European commission's CEC Radiation Protection Action* har utarbeidet Europeiske retningslinjer med anbefalte bildekvalitetskriterier for CT(European Guidelines, EUR 16262). Disse inneholder diagnostiske bildekvalitetskriterier for blant annet undersøkelser av lunge, samt kliniske og tekniske parametre og retningslinjer angående dose til pasient. Det er mange parametre som skal ivaretas og vurderes. Retningslinjene skal dekke undersøkelser for mange ulike formål, selv om det er innenfor samme hovedkategori, og det er vanskelig å utarbeide kriterier som dekker alle.

Jurik et al har evaluert den kliniske nytteverdien av retningslinjene (Jurik, Petersen et al. 2000). De evaluerte CT-undersøkelser fra fire land, med fem ulike undersøkelser av hver type fra hvert land. Radiologene og radiografene der CT-undersøkelsene ble utført hadde ikke kjennskap til kriteriene. Undersøkelsene ble så vurdert opp mot kriteriene av radiologer som var en del av studien. I tillegg ble dosen vurdert. For HRCT av lunger var alle kriteriene

vurderbare og tre av dem var alltid oppfylt. Bruken av 1,5mm eller 2mm tykke snitt med middels $CTDI_w$ så ut til å være mest optimalt.

Ut fra denne studien virker kriteriene nyttige for bruk i optimalisering, men det er behov for flere studier. Bildekriteriene fra de europeiske retningslinjene er siden mye brukt i forbindelse med VGA-analyser (se avsnitt 2.6.6) (Båth 2010, Martinsen, Saether et al. 2010, Prakash, Kalra et al. 2010)

2.6.6 Visual grading analysis(VGA)

Visual Grading Analysis (VGA) er en enkel kvantifisering av subjektive meninger og er foretrukket når kliniske bilder skal evalueres ved hjelp av anatomiske strukturer. (Zarb, Rainford et al. 2010)

VGA kan enten gjennomføres som en relativ gradering eller som en absolutt gradering. I en absolutt VGA-analyse vurderer observatøren synligheten til gitte kriterier ved hjelp av en absolutt skala, oftest med mellom 4 og 6 steg. Dette gjøres uten referansebilde. VGA-analyser kan brukes til å vurdere anatomiske eller patologiske strukturer og fysiske kvalitetsparametre. Som oftest blir anatomiske strukturer brukt, da evnen til å oppdage patologi korrelerer med evnen til nøyaktig presentasjon av anatomi (Båth 2010).

Vurderingen av anatomisk struktur er ofte basert på kvalitetsstandarder som er etablert basert på mange undersøkelser.

Resultatet av en VGA-studie kan oppsummeres i en VGA-score(VGAS):

$$VGAS = \sum_{o,i} \frac{S_c}{N_i N_o}$$

S_c er gjennomsnittsscore for observatør (O) og bilde (I), N_i er totalt antall bilder og N_o er totalt antall observatører.

I VGA-analyser gjøres vurderingen basert på kliniske relevante strukturer og etablerte standarder, studiene er relativt enkle å utføre og de krever moderat med tid fra observatørene, slik terskelen ikke er så høy for disse å delta. (Ludewig, Richter et al. 2010).

2.6.7 Receiver Operating Characteristic (ROC) analyse

Når en pasient skal diagnostiseres er det viktig at både sensitivitet og spesifisiteten for en type undersøkelse er høy. Sensitiviteten vil si sannsynligheten for å for at en syk pasient blir diagnostisert som syk mens spesifisitet er sannsynligheten for at en frisk pasient blir

identifisert som frisk. Ofte minker spesifisiteten når sensitiviteten øker og motsatt. Dette varierer ved varierende bestemmelsesterskel hos observatøren som ser på bildet.

I ROC-analyser blir andelen riktige positive (TPF, sensitivitet) og andelen falske positive (FPF, 1-spesifisitet) målt og plottet opp mot hverandre ved ulike terskelverdier. ROC-relaterte analysemetoder egner seg til større sammenlignende bildekvalitetsstudier. Det stilles imidlertid spørsmål ved den kliniske relevansen og analysemetoden egner seg ikke nødvendigvis til lokale optimaliseringsstudier for å finne for eksempel beste rekonstruksjon eller dosenivå for en undersøkelse.(Båth 2010)

2.7 Fantom

I forbindelse med testing av nytt utstyr, kvalitetskontroller og optimalisering ved CT er det vanlig å bruke fantom. Dette gjøres av to årsaker. For det første unngår man å utsette pasienter for unødvendig mye stråling. For det andre har man da kontroll over alle komponenter av fantomet som oppbygning, materialsammensetning og avstander. Dette gjør at fantomet kan tilpasses formålet på best mulig måte. Det finnes i hovedsak to ulike typer fantom. Tekniske fantom er ofte bygget opp av deler for å teste spesifikke egenskaper ved utstyret. Den andre typen er antropomorfe fantom. Dette er mer menneskelignende fantom som kan brukes som en mer direkte erstatning for pasienten under opptak.

2.7.1 Lungefantom

Lungefantom, Universal brystfantom N1 (Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan) er et antropomorft fantom med armene i hevet posisjon(se Figur 3-1) Fantomet inneholder pulmonalårer og bronkier opp til den første bifurkasjon tredimensjonalt anordnet i lungene . I fantomet er mellomhinne og lungeårer i ett stykke og magen(diafragma) og mediastinum/årer kan tas ut. I tillegg følger det med simulerte svulster som kan festes på vilkårlige posisjoner ved hjelp av dobbeltsidig tape eller lignende. Det er totalt 15 simulerte svulster med ulik diameter og CT-tall som vist i Tabell 2-1. Svulstene har diameter 3, 5, 8, 10 og 12 mm og CT-tall som vist i Tabell 2-1. Bløtvev og årer i fantomet er laget av Polyuretan og syntetiske bein av Epoksyharpiks og kalsiumkarbonat.

Tabell 2-1: Oversikt over CT-tall og materialet i de ulike metastasene i Lungefantometuniversal brystfantom N1.

CT-tall [HU]	Materiale
Ca +100	Polyuteran, S50 og Hydroksyapatitt
Ca -800	Uretanskum
Ca -630	Uretanskum

Fantomet har blant annet blitt brukt av *Christe et al* i en studie som evaluerte tre generasjoner CT-skannere. Der ble bildekvaliteten målt ved hjelp av SNR og en subjektiv vurdering av bildekvaliteten, utført av radiologer (Christe, Heverhagen et al. 2013). *Ohno et al* brukte dette fantomet i en studie der de undersøkte om strålekolimering kunne påvirke bildekvaliteten i bilder for å oppdage GGA og noduler, forandringer i lungevevet som kan være tegn på sykdom. Bildene her ble vurdert ved subjektive målinger av to radiologer. Radiologene skulle vurdere sannsynligheten for tilstedeværelse av GGA og noduler og samtidig vurdere bildekvaliteten. I tillegg ble lavdose- og normaldoseopptak, samt ulike skannere sammenlignet ved hjelp av ROC-analyse.(Ohno, Koyama et al. 2007)

2.7.2 Andre fantom

Catphan 500/600(The Phantom Laboratory, Salem, New York, USA) er et teknisk fantom. Dette brukes vanligvis til å teste bildekvalitet i forbindelse med kvalitetskontroll og består av flere moduler. Fantomet er bygd slik at man skal kunne måle lineariteten til CT-tallene, snittykkelse og pixelstørrelse, pasientplasseringssystemet kan sjekkes, den sirkulære symmetrien til CT-framvisningssystemet an sjekkes, man kan måle point spread function og MTF, måle oppløsningen, kontrast, romlig uniformitet, det vil si at likt materiale blir representert med samme CT-tall i hele fantomet. (The Phantom Laboratory Incorporated 2006)

Toshiba Aquillion One

Toshiba Aquillion One (Toshiba Medical Systems Corporation, Tokyo, Japan) er en 320-snitts-detektor med mulighet for opp til 640 snitts bilderekonstruksjon. Skanneren har 0,5 mm kvantedetektorer og 16 cm rekkevidde i z-retning (Toshiba Corporation 2014). Iterativ rekonstruksjonsteknikk for dette systemet er AIDR 3D.

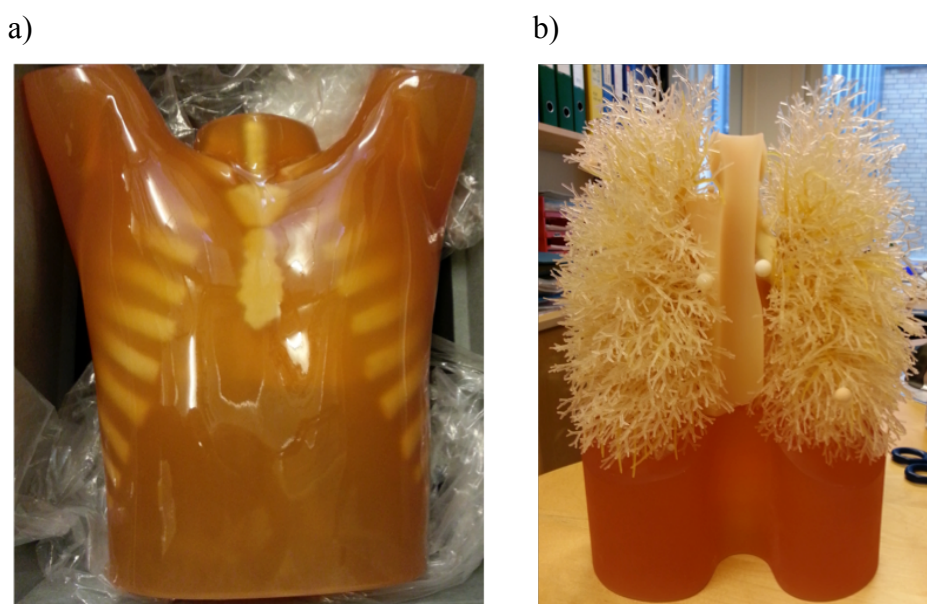
GE Lightspeed VCT

GE Lightspeed VCT (GE Healthcare , Milwaukee, Wisc., USA) er en 64 snitts volum-CT-skanner med opp til 0,35mm oppløsning i z-retning og 40mm aksial rekkevidde. Iterativ rekonstruksjonsteknikk for dette systemet er ASIR.

3 Metoder

3.1 Fantomet

Alle data i denne oppgaven er hentet fra CT-opptak med universal brystfantom (Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan) og granskning av bildeserier fra disse opptakene. Dette er et antropomorft fantom med anatomiske detaljer som brukes til vurdere hvorvidt patologi faktisk er synlig i bildeopptak (Figur 3-1). Alle opptak av lungefantomet ble gjort av fantom med 15 innsatser, det vil si simulerte metastaser, plassert rundt i lungene. Lungeinnsatsene er små kuler med varierende diameter og CT-tall, fordelt som vist i Tabell 3-1.



Figur 3-1: Fantomet som er brukt i studien er Universal brystfantom(Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan) som er et antropomorft fantom med armene i hevet posisjon. Fantomet har anatomiske detaljer og flyttbare metastaser i ulike størrelse sammensetning. A) Hele fantomet sett forfra b) Lungevev med metastaseinnsatser

Opptak av lungefantom ble gjort med to ulike metastaseoppsett, oppsett A og B. I hvert av oppsettene var lungeinnsatsene plassert på ulike steder ved hjelp av tape. I oppsett A var fordelingen åtte innsatser i høyre lunge og sju innsatser i venstre lunge. I oppsett B ble innsatsene reorganisert slik at det var sju innsatser i høyre lunge og åtte innsatser i venstre lunge. Plassering av lungeinnsatsene ble gjort slik at ingen av radiologene visste hvor de ulike innsatsene var plassert.

Tabell 3-1: Oversikt over størrelse og CT-tall for lungeinnsatsene i Universalt brystfantom med nummerering brukt i forbindelse med opptak.

	CT-tall [HU]		
	-800	-630	100
3 mm	1	6	11
5 mm	2	7	12
8 mm	3	8	13
10 mm	4	9	14
12 mm	5	10	15

3.2 Opptak

Selve opptakene ble gjort i samarbeid mellom masterstudent, en erfaren fysiker og CT-radiografer som er vant til å operere de aktuelle CT-skannerene. Radiografene bidro til valg av bilderekonstruksjonsteknikker som er aktuelle for undersøkelser av lunger på de aktuelle CT-skannerene. Opptakene ble gjort på Toshiba Aquillion One og GE Lightspeed VCT.

Toshiba Aquillion One

Toshiba Aquillion One (Toshiba Medical Systems Corporation, Tokyo, Japan) er en 320-snitts-detektor med mulighet for opp til 640 snitts bilderekonstruksjon. Skanneren har 0,5 mm kvantedetektorer og 16 cm rekkevidde i z-retning (Toshiba Corporation 2014). Iterativ rekonstruksjonsteknikk for dette systemet er AIDR 3D.

GE Lightspeed VCT

GE Lightspeed VCT (GE Healthcare, Milwaukee, Wisc., USA) er en 64 snitts volum-CT-skanner med opp til 0,35mm oppløsning i z-retning og 40mm aksial rekkevidde. Iterativ rekonstruksjonsteknikk for dette systemet er ASIR.

De første opptakene ble gjort med Toshiba Aquillion One (Toshiba Medical Systems Corporation, Tokyo, Japan) på Oslo Universitetssykehus, Rikshospitalet. Alle opptak ble gjort med 0,5 sekunder rotasjonstid, rekonstruksjonsteknikk lung standard axial og rekonstruert snittykkelse 2mm. mA og kV ble variert slik at det ble totalt sju opptak som vist i Tabell 3-3. Disse sju opptakene ble så rekonstruert med ulik grad av iterativ rekonstruksjon og kantforsterkning. De ulike rekonstruksjonsfiltrene er vist i Tabell 3-2. Opptakene med $CTDI_{vol}=6,8$ mGy, $CTDI_{vol}=8,5$ mGy og $CTDI_{vol}=10,7$ mGy ble rekonstruert med alle rekonstruksjonsfiltrene, mens ultralavdoseopptakene, $CTDI_{vol}<1$ mGy kun ble rekonstruert med AIDR std og AIDR str. Ultralavdoseopptakene består av opptak med $CTDI_{vol}=0,1$ mGy, $CTDI_{vol}=0,2$ mGy, $CTDI_{vol}=0,3$ mGy og $CTDI_{vol}=0,5$ mGy.

Tabell 3-2: Oversikt over rekonstruksjoner gjort på opptak på Toshiba Aquillion One. Det består av FC52, FC53, FC55 og FC56 med ulik grad av iterativ rekonstruksjon.

FC56	QDS+	AIDR mild	AIDR std	AIDR str
FC55	QDS+	AIDR mild	AIDR std	AIDR str
FC53	QDS+	AIDR mild	AIDR std	AIDR str
FC52	QDS+	AIDR mild	AIDR std	AIDR str

Det andre opptaket ble utført på GE Lightspeed VCT (GE Healthcare Milwaukee, Wisc., USA) på Oslo universitetssykehus, Rikshospitalet. Opptakene ble gjort med protokoll for CT-undersøkelser som vanligvis utføres på denne maskinen, 5.11 Lung assessment, og fast eksponering (rørstrøm x rotasjonstid, mAs) for å tilpasse dosen med opptak fra Toshiba Aquillion One, $CTDI_{vol}=8,5$ mGy. På grunn av begrenset tilgang på CT-skanner og skannetid ble det bare gjort opptak på dette dosenivået hos Toshiba. Opptaksparametre er vist i Tabell 3-3. Opptakene fra GE ble rekonstruert med lunge og standard rekonstruksjonsfilter med og uten 30% ASIR og med 2,5mm rekonstruert snittykkelse.

Til slutt ble fantomet skannet på nytt med GE Lightspeed VCT med nytt metastaseoppsett, metastaseoppsett B, med de samme skanneparametre og rekonstruksjonsteknikkene som ved første opptak på samme skanner.

Alle opptak ble gjort med fast eksponering (produktet av rotasjonstid og rørstrøm), mAs, altså uten dosetilpassing, dette ble gjort for å kunne sammenligne rekonstruksjonene best mulig mellom skanner og rekonstruksjonsteknikk uten å måtte ta høyde for ulikheter i dosetilpassingen. Bildeseriene ble rekonstruert til aksiale snitt.

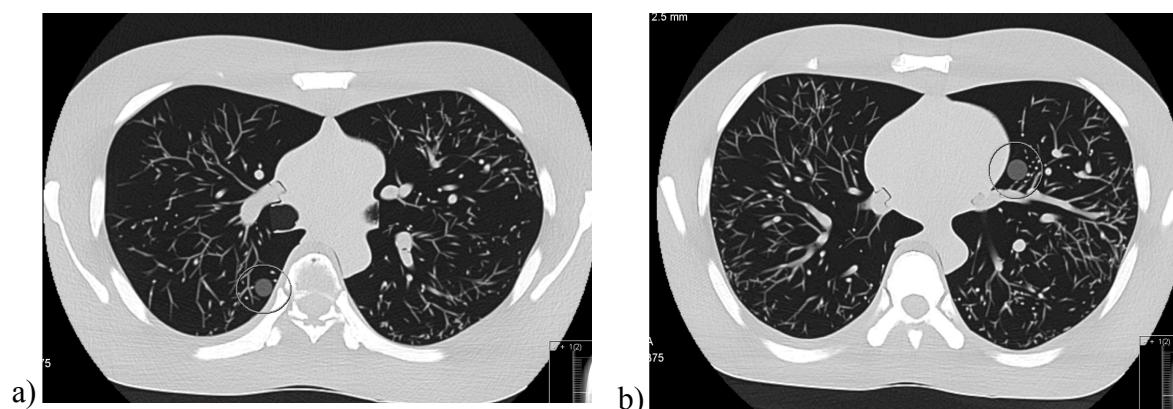
Totalt ble 88 rekonstruerte bildeserier vurdert og evaluert i denne studien.

Tabell 3-3: Opptaksparameter for Toshiba Aquillion One og GE Lightspeed VCT

Scanner	Rørstrøm [mA]	Rørspenning [kV]	$CTDI_{vol}$ [mGy]	Rotasjonstid [ms/HE]	[mAs]	Snitt- tykkelse
Toshiba	300	120	10,7	500	150	2mm
Toshiba	250	120	8,5	500	125	2mm
GE	245	120	8,46	600	147	2,5mm
Toshiba	200	120	6,8	500	100	2mm
Toshiba	10	135	0,5	500	5	2mm
Toshiba	10	120	0,3	500	5	2mm
Toshiba	10	100	0,2	500	5	2mm
Toshiba	10	80	0,1	500	5	2mm

3.3 Granskning

De 88 bildeseriene ble satt opp i en randomisert rekkefølge, rekkefølgen er vist i vedlegg A. Alle bildeseriene ble gransket av to erfarne radiologer som så på bildene i tre omganger med henholdsvis 29, 30 og 29 bildeserier hver gang. Mellom hver granskning var det et opphold på minst fire uker for å unngå at radiologene skulle gjenkjenne bildemønstre og plassering av lesjoner mellom hver granskning. I PACS ble bildeseriene presentert i randomisert rekkefølge, anonymisert og med bestemt window level og window width. For å ha så like forhold som mulig ble samme arbeidsstasjon brukt hver gang med dempet belysning i rommet og svart skjerm på de skjermene som ikke var i bruk. Ingen av radiologene var involvert i bildeopptak eller oppsett av granskningsrekkefølgen.



Figur 3-2: Aksialt snitt av fantomet med to av de markerte innsatsene.

Radiologene fikk ulike kriterier de skulle bedømme bildene ut fra samtidig som de skulle telle antall lesjoner i hver lunge. Fire av bildekvalitetskriteriene fra "European guidelines on quality criteria for computed tomography" (Bongartz, Golding et al. 2010) ble valgt ut i samarbeid med radiolog før studien startet. Disse kriteriene ble brukt for bedømming av diagnostisk kvalitet sammen med fire metastaser som var markert i bildene (se Figur 3-2). De

Tabell 3-4: Sammenheng mellom numerisk verdi av scoren og vurderingen radiologen gjorde

Kriteriescore	Vurdering
1	Not visible
2	Poor-hardly visible
3	Visible
4	Clearly visible
5	Visually sharp

fire metastasene som var markert var nummer 3, 6, 9 og 10 fra Tabell 3-1. Kvalitetskriteriene som ble valgt ut ble hentet fra seksjonen for "chest, high resolution CT" som både er relevant for CT av lunger og som fantes på fantomet, og var følgende: "Reproduction of: 1) large and medium sized pulmonary vessels, 2) small pulmonary vessels, 3) pleuromediastinal border og 4) the border between the pleura and the thoracic wall .

Når radiologene skulle telle antall lesjoner fikk de beskjed om ikke å ta med de lesjonene som var markert. Til slutt skulle radiologene vurdere det generelle inntrykket av bildene med hensyn til artefakter, bildestøy og bildekontrast. Alle kriterier (vist i Tabell 3-5) med unntak av telling av lesjoner, skulle

radiologene gi en score på 1, 2, 3, 4 eller 5 der 1 er veldig dårlig/ikke synlig og 5 er veldig bra/klart synlig (Tabell 3-4). Radiologene vurderte totalt 1145 kriterier, 13 kriterier i hver av de 88 bildeseriene.

Masterstudent var hele tiden til stede og noterte vurderingene som radiologene gjorde.

Tabell 3-5: Kriterier som radiologene skulle vurdere. Med unntak av de to øverste punktene skulle alle gis en score fra en til fem.

Totalt antall lesjoner:
Høyre lunge
Venstre lunge
Reproduksjon av (score):
Large and medium sized pulmonary vessels (EU-guideline)
Small pulmonary vessels (EU-guideline)
Pleuromediastinal border (EU-guideline)
The border between the pleura and the thoracic wall (EU- guideline)
Lesjon A
Lesjon B
Lesjon C
Lesjon D
Generelt inntrykk:
Artefakter
Bildestøy
Kontrast

3.4 Statistikk

Alle statistiske beregninger er gjort med SPSS statistics 21.0.0.0(IBM, 2013)

3.4.1 Sammenligning av rekonstruksjoner

Resultatene fra granskningene er sammenlignet med de andre rekonstruksjonene på samme dosenivå. For å kunne sammenligne rekonstruksjoner er hver av de 13 kriteriene nevnt over delt inn i tre kategorier, N_{rel} som er relativt antall lesjoner i hver lunge, score som består av de fire kvalitetskriteriene fra EU-guidelines og de fire lesjonene som var merket og til slutt generelt inntrykk. Gjennomsnittet av verdiene i disse kategoriene og gjennomsnittet for de to radiologene er brukt til sammenligning og utgjør VGA-scoren. Rekonstruksjonene for $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy er også vurdert for hver gransker for seg for å evaluere interobserverforskjeller.

For alle dosenivå ble det gjort beskrivende statistikk på scoren for å finne beste rekonstruksjon før Paired Samples T-Test med signifikansnivå på 5 % ble brukt for å vurdere om den eller de beste rekonstruksjonen er signifikant bedre enn resten. For å se på sammenhengen mellom scoren og de andre kategoriene er korrelasjonen funnet ved hjelp av bivariat korrelasjon med Pearson korrelasjonskoeffisient og tosidig test av signifikans. I tillegg er gjennomsnittsverdiene i de ulike kategoriene plottet i histogrammer. Disse er brukt for å sammenligne scoren de ulike radiologene har gitt for 8,5 mGy.

4 Resultat og analyse

4.1.1 Dosenivå 10,7 mGy

I Tabell 4-1 vises deskriptiv statistikk for rekonstruksjonene fra opptaket med dosenivå $CTDI_{vol}=10,7$ mGy. Tabellen inneholder gjennomsnittsscore og standardavvik for de ulike rekonstruksjonsteknikkene. Rekonstruksjonsfilter FC55 AIDR strong fikk høyest score, mens FC53 AIDR standard fikk dårligst score. FC55 AIDR Strong hadde signifikant høyere score enn alle bortsett fra FC56 AIDR mild. Totalt var FC55 AIDR str og FC56 AIDR mild signifikant bedre enn alle varianter av iterativ rekonstruksjon av FC52 og FC53 i tillegg til FC55 AIDR mild ved $CTDI_{vol}= 10,7$ mGy (se Tabell 4-2). Oversikt over resultatene fra t-testene finnes i vedlegg C

Tabell 4-1 Deskriptiv statistikk for scoren for begge radiologene for CT-opptak med $CTDI_{vol} = 10,7$ mGy. Oversikten viser gjennomsnittlig score basert på N individuelle vurderinger av bilde kvalitetskriterier fordelt på to radiologer. Tabellen inneholder også standardavvik, samt minste (min) og høyeste (max) score gitt for hvert rekonstruksjonsfilter.

Deskriptiv Statistikk					
	N	Min	Max	Gjennomsnitt	Standardavvik
FC55AIDRstr	16	3,0	5,0	4,625	0,7188
FC56AIDRmild	16	3,0	5,0	4,438	0,7274
FC55QDS	16	3,0	5,0	4,375	0,7188
FC55AIDRstd	16	3,0	5,0	4,313	0,7932
FC56AIDRstr	16	3,0	5,0	4,250	0,6831
FC56QDS	16	3,0	5,0	4,250	0,6831
FC52QDS	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC56AIDRstd	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC55AIDRmild	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC52AIDRstd	16	3,0	5,0	4,125	0,8062
FC52AIDRmild	16	2,0	5,0	4,125	0,8851
FC52AIDRstr	16	3,0	5,0	4,063	0,8539
FC53AIDRstr	16	2,0	5,0	4,063	0,9287
FC53QDS	16	2,0	5,0	4,000	0,9661
FC53AIDRmild	16	2,0	5,0	3,938	0,9979
FC53AIDRstd	16	2,0	5,0	3,875	1,0247

Tabell 4-2: Oversikt over ulike rekonstruksjonsfilter for $CTDI_{vol}=10,7$ mGy fra begge radiologene. Signifikant forskjell innenfor 5% signifikans er markert med X.

	FC55 AIDR str	FC56 AIDR mild
FC55 QDS	X	
FC55 AIDR std	X	
FC56 AIDR tr	X	
FC56 QDS	X	
FC52 QDS	X	X
FC56 AIDR std	X	
FC55 AIDR mild	X	X
FC52 AIDR std	X	X
FC52 AIDR mild	X	X
FC52 AIDR str	X	X
FC53 AIDR str	X	X
FC53 QDS	X	X
FC53 AIDR mild	X	X
FC53 AIDR std	X	X

Korrelasjonstesten viste at for rekonstruksjonene med $CTDI_{vol}=10,7$ mGy var det god korrelasjon mellom score og det generelle inntrykket. Mellom det generelle inntrykket og relativt antall lesjoner er det en viss korrelasjon, mens scoren og relativt antall lesjoner ikke korrelerer. Tabell 4-3 og Figur 4-1 viser sammenhengen mellom scoren, det generelle inntrykket og relativt antall lesjoner for rekonstruksjonene på dette dosenivået og er basert på gjennomsnittsverdier som er oppgitt i vedlegg C.

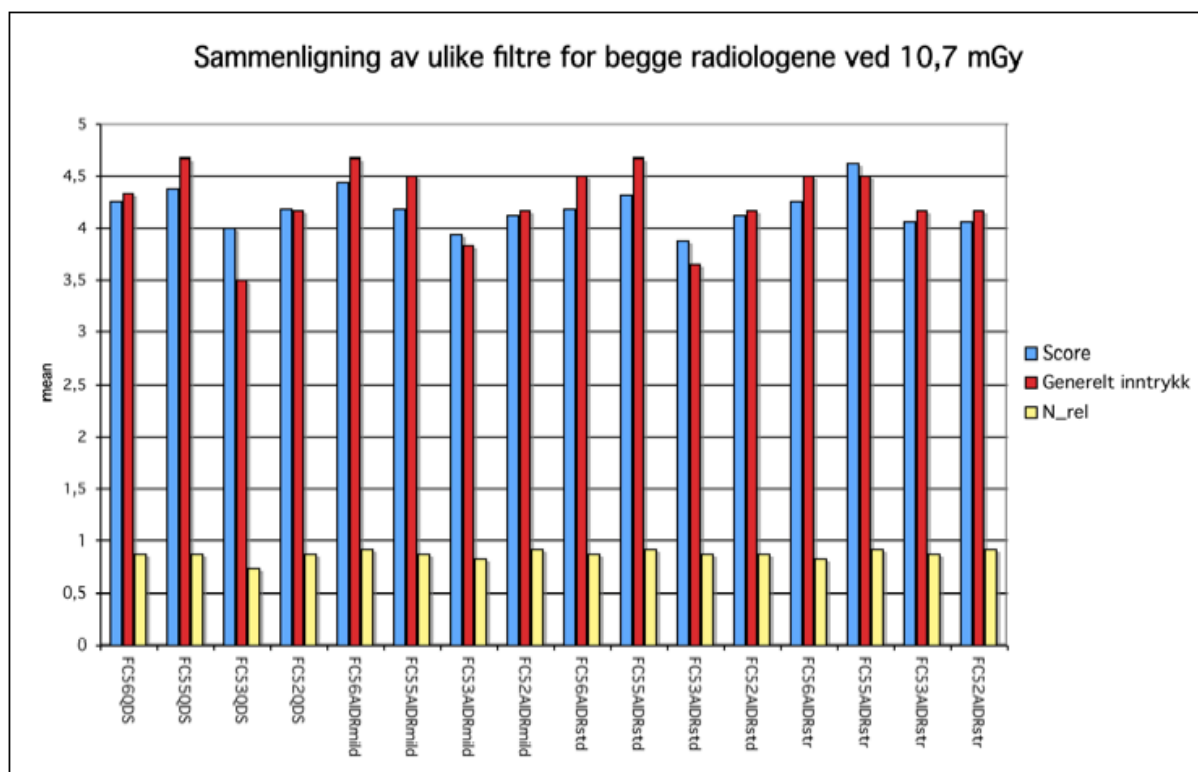
Tabell 4-3 Resultatet av korrelasjonstesten som testet korrelasjon mellom scoren, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner for rekonstruksjoner med $CTDI_{vol}=10,7mGy$. Testen ble gjennomført ved hjelp av Pearson Correlation.

Korrelasjon

		Score	Generelt inntrykk	N_rel
Score	Pearson Correlation	1	0,810**	0,472
	Sig. (2-tailed)		0,000	0,065
	N	16	16	16
Generelt inntrykk	Pearson Correlation	0,810**	1	0,612*
	Sig. (2-tailed)	0,000		0,012
	N	16	16	16
N_rel	Pearson Correlation	0,472	0,612*	1
	Sig. (2-tailed)	0,065	0,012	
	N	16	16	16

** . Korrelasjonen er signifikant ved 0.01 nivå (2-tailed).

* . Korrelasjonen er signifikant ved 0.05 nivå (2-tailed).



Figur 4-1: Gjennomsnittsverdier for score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner per lunge med tall fra to radiologer. Verdiene er sammenlignet for alle filtre fra optak ved $CTDI_{vol}=10,7 mGy$

4.1.2 Dosenivå 8,5 mGy

I Tabell 4-4 vises deskriptiv statistikk for rekonstruksjonene for opptak gjort med $CTDI_{vol}=8,5$ mGy. Tabellen viser gjennomsnittscore og standardavvik for de ulike rekonstruksjonene med data fra de to radiologene som deltok i studien. GE sitt rekonstruksjonsfilter Lunge u/ASIR fikk høyest score etterfulgt av Toshiba sine rekonstruksjonsfilter FC55 QDS og FC55 AIDR strong. Dårligst score fikk Toshiba sitt rekonstruksjonsfilter FC53 AIDR mild. Paired-Samples t-Test viste at GE sitt lungefilter uten iterativ rekonstruksjon var signifikant bedre enn alle bortsett fra Lunge 30% ASIR fra GE og FC55 QDS, FC55 AIDR strong og FC56 AIDR strong fra Toshiba. Totalt sett var Lunge u/ASIR, FC55 QDS, Lunge 30% ASIR, FC55 AIDR strong og FC56 AIDR strong alle signifikant bedre enn FC53 AIDR mild fra Toshiba (se Tabell 4-5). Oversikt over resultatene fra t-testene finnes i vedlegg D.

Tabell 4-4: Deskriptiv statistikk for scoren for begge radiologene for opptak med $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy. Oversikten viser gjennomsnittlig score basert på N individuelle vurderinger av bilde kvalitetskriterier fordelt på to radiologer. Tabellen inneholder også standardavvik, samt minste (min) og høyeste (max) score gitt for hvert rekonstruksjonsfilter.

Deskriptiv Statistikk for begge radiologene, 8,5 mGy, score:					
	N	Min	Max	Gj.snitt	Standardavvik
Lunge U/ASIR	32	3,0	5,0	4,469	0,7177
FC55QDS	16	3,0	5,0	4,438	0,7274
FC55AIDRstr	16	3,0	5,0	4,438	0,6292
Lunge 30% ASIR	32	3,0	5,0	4,406	0,7121
FC56QDS	16	3,0	5,0	4,250	0,6831
FC52AIDRmild	16	3,0	5,0	4,250	0,7746
FC55AIDRstd	16	3,0	5,0	4,250	0,7746
Standard 30% ASIR	32	3,0	5,0	4,219	0,7064
FC56AIDRmild	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC55AIDRmild	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC56AIDRstr	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC52AIDRstr	16	3,0	5,0	4,188	0,8342
FC56AIDRstd	16	2,0	5,0	4,125	0,8851
FC52QDS	16	3,0	5,0	4,063	0,8539
Standard U/ASIR	32	2,0	5,0	4,031	0,8975
FC53QDS	16	2,0	5,0	4,000	1,0328
FC52AIDRstd	16	3,0	5,0	3,938	0,7719
FC53AIDRstd	16	2,0	5,0	3,875	1,0247
FC53AIDRstr	16	2,0	5,0	3,813	0,9811
FC53AIDRmild	16	2,0	5,0	3,750	1,0646

Tabell 4-5: Oversikt over ulike rekonstruksjonsfilter for $CTDI_{vol}=8,5$ mGy basert på tall fra de to radiologene som var med på studien. Signifikant forskjell innenfor 5% signifikans er markert med X.

	Lunge U/ASIR	FC55 QDS	FC55 AIDR str	FC56 AIDR str	Lunge 30% ASIR
FC56QDS	X				
FC52AIDRmild	X				
FC55AIDRstd	X				
Standard 30% ASIR	X	X	X		
FC56AIDRmild	X	X	X		
FC55AIDRmild	X	X	X		
FC52AIDRstr	X	X	X		
FC56AIDRstd	X		X		
FC52QDS	X		X		
Standard U/ASIR	X	X	X		X
FC53QDS	X	X	X		
FC52AIDRstd	X	X	X		
FC53AIDRstd	X	X	X		
FC53AIDRstr	X	X	X	X	
FC53AIDRmild	X	X	X	X	X

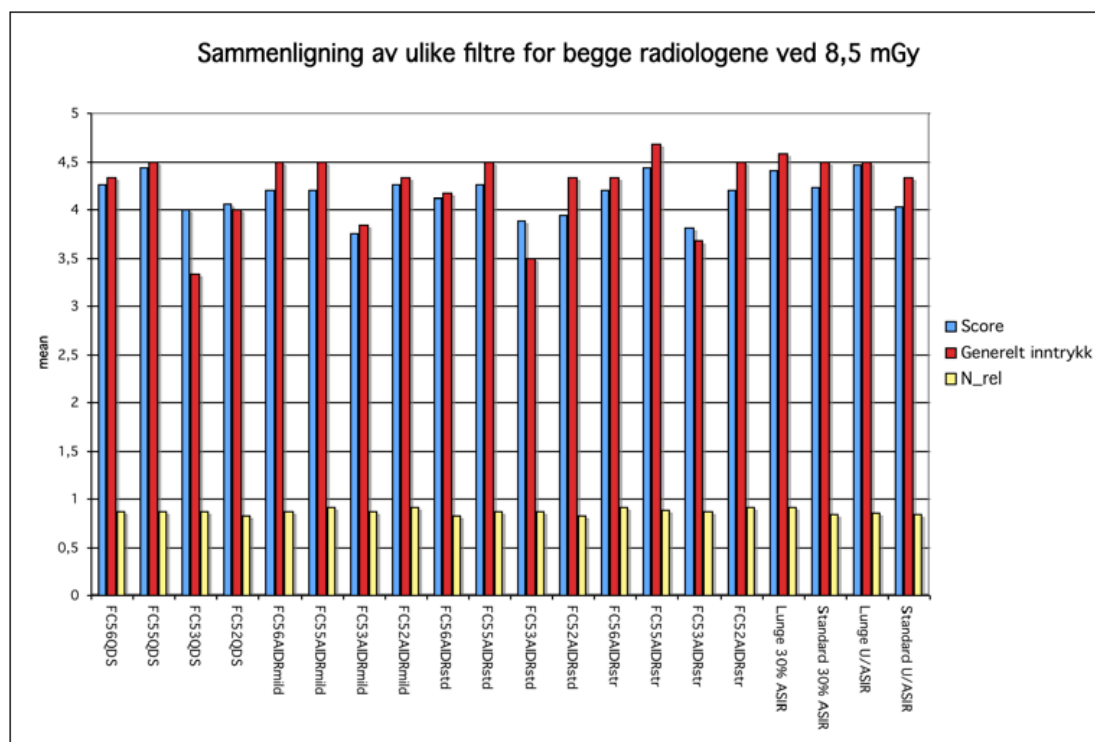
Resultatene fra korrelasjonstesten i tabell 4-6 og histogrammet i Figur 4-2 viser hvordan scoren og de andre kategoriene, antall lesjoner og generelt inntrykk, hang sammen for opptakene med $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy når begge radiologene ble vurdert sammen. Korrelasjonstesten viste at på dette dosenivået var det korrelasjon mellom scoren og det generelle inntrykket, men ikke med relativt antall lesjoner i hver lunge. Korrelasjonstesten og figuren er basert på gjennomsnittsverdiene gjengitt i vedlegg D.

Tabell 4-6: Resultatet av korrelasjonstesten som testet korrelasjon mellom scoren, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner for rekonstruksjoner med $CTDI_{vol}=8,5mGy$. Testen ble gjennomført ved hjelp av Pearson Correlation.

Korrelasjon, begge radiologer

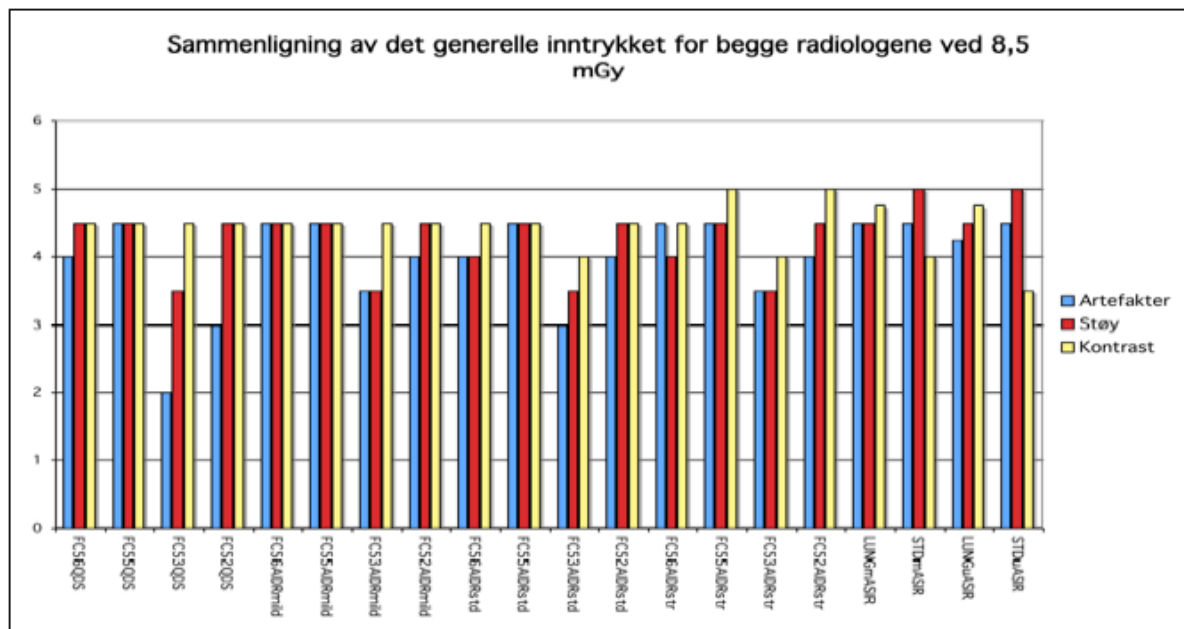
		Score	Generelt inntrykk	N_rel
Score	Pearson Correlation	1	0,771**	0,289
	Sig. (2-tailed)		0,000	0,216
	N	20	20	20
Generelt inntrykk	Pearson Correlation	0,771**	1	0,222
	Sig. (2-tailed)	0,000		0,346
	N	20	20	20
N_rel	Pearson Correlation	0,289	0,222	1
	Sig. (2-tailed)	0,216	0,346	
	N	20	20	20

** . Korrelasjonen er signifikant ved 0.01 nivå (2-tailed).



Figur 4-2: Gjennomsnittsverdier for score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner per lunge fra begge radiologene som deltok i studien. Vurderingene er sammenlignet for alle rekonstruksjonsfiltre fra Toshiba og GE ved $CTDI_{vol}=8,5 mGy$.

I Figur 4-3 viser en sammenligning av de ulike vurderingspunktene under kategorien generelt inntrykk for begge radiologene for ulike skannere og rekonstruksjonsteknikker for 8,5 mGy. Gjennomsnittsverdiene som denne sammenligningen bygger på er lagt ved i vedlegg D. For en del rekonstruksjoner ble de ulike kriteriene vurdert ganske likt. For Toshiba sine rekonstruksjoner FC56 og FC55 var det veldig jevnt mens for FC52 og FC53 fra Toshiba varierte vurderingen litt mer for de ulike vurderingspunktene. Kontrasten var generelt god mens bildene ble vurdert dårligere med tanke på artefakter. Lunge og standard rekonstruksjonene fra GE var mer spredt i vurderingen i de ulike punktene knyttet til bildekvalitet. For lungerekonstruksjonene lignet fordelingen rekonstruksjonene fra Toshiba. Standard rekonstruksjonene til GE hadde lite støy, men kontrasten var dårligere på disse rekonstruksjonene.



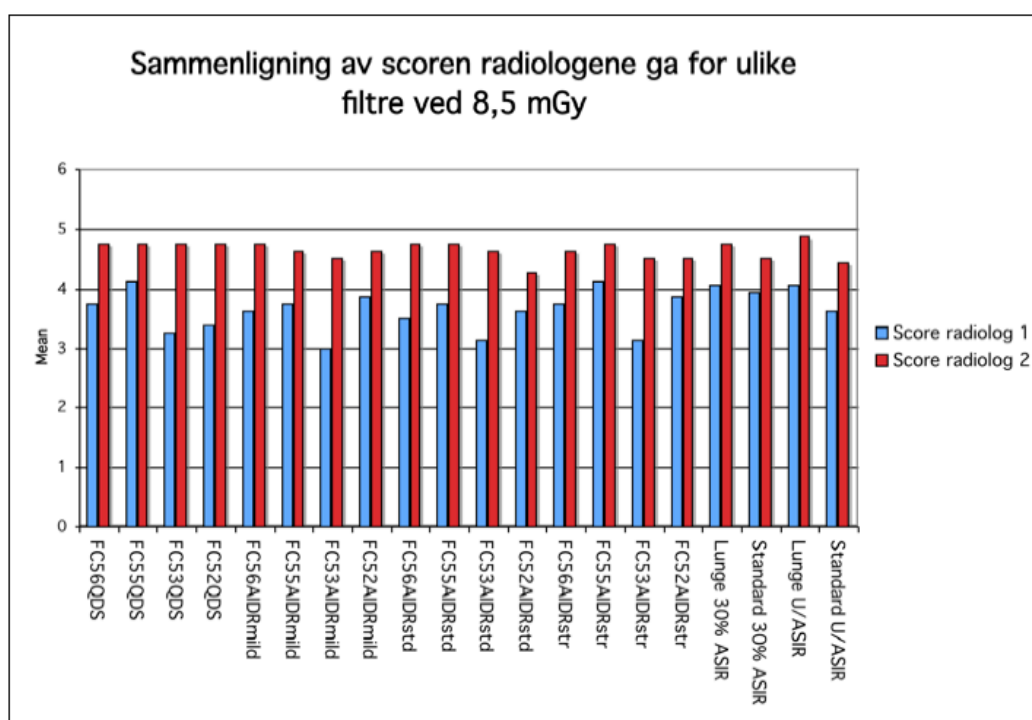
Figur 4-3 Gjennomsnittsverdier fra begge radiologene for vurdering av artefakter, bildestøy og kontrast i, sammenlignet for alle filtre ved $CTDI_{vol}=8,5$ mGy

Sammenligning av resultater fra de to radiologene ved hjelp av korrelasjonstest viste at det ikke var noen sammenheng mellom resultatene fra disse. Tabell 4-7 og Figur 4-4 viser hvordan scoren varierte mellom radiologene for ulike skannere og rekonstruksjonsteknikker for 8,5 mGy.

Tabell 4-7: Resultat fra korrelasjonstest for å se på eventuelle forskjeller eller likheter mellom de to radiologene som deltok i studien. Korrelasjonstesten er gjort mellom scoren til de to radiologene som bidro til studien for rekonstruksjoner med $CTDI_{vol} = 8,5mGy$.

Korrelasjon

		Score1	Score2
Score1	Pearson Correlation	1	0,287
	Sig. (2-tailed)		0,220
	N	20	20
Score2	Pearson Correlation	0,287	1
	Sig. (2-tailed)	0,220	
	N	20	20



Figur 4-4: Sammenligning av gjennomsnittsverdier for score fra hver av radiologene som deltok i studien. Gjennomsnittsverdiene er sammenlignet for alle filtre ved $CTDI_{vol}=8,5 mGy$ med opptak fra Toshiba og GE.

Radiolog 1

I Tabell 4-8 er deskriptiv statistikk for opptak med $CTDI_{vol} = 8,5 mGy$ vist. Tabellen viser gjennomsnittsverdier og standardavvik for resultatene av granskningen gjennomført av radiolog 1 for alle rekonstruksjonsfiltrene.

Rekonstruksjonsfiltrene FC55 AIDR strong og FC55 QDS fra Toshiba fikk høyest score, etterfulgt av Lunge u/ASIR og Lunge 30% ASIR fra GE. GE sin rekonstruksjon Standard u/ASIR og Toshiba sin rekonstruksjon FC52 AIDR standard fikk dårligst score.

Paired-Samples t-test viste at ved 0,05 signifikansnivå var rekonstruksjonsfiltrene FC55 AIDR strong og FC55 QDS fra Toshiba signifikant bedre enn FC53 AIDR strong, standard og mild, FC52QDS, FC56 AIDR standard, FC56 AIDR mild og FC52 AIDR standard, alle Toshiba sine rekonstruksjoner. I tillegg var Lunge u/ASIR, Lunge 30% ASIR og Standard 30% ASIR fra GE, FC52 AIDR strong, FC52 AIDR mild, FC55AIDR standard, FC56 AIDR strong, FC55 AIDR mild og FC56 QDS fra Toshiba signifikant bedre enn AIDR strong, standard og mild (Se tabell 4-9). Oversikt over resultatene fra t-testen finnes i vedlegg E

Tabell 4-8: Deskriptiv statistikk for scoren for radiolog 1 for opptak med $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy. Oversikten viser gjennomsnittlig score basert på N individuelle vurderinger av bildekvalitetskriterier. Tabellen inneholder også standardavvik, samt minste (min) og høyeste (max) score gitt for hvert rekonstruksjonsfilter.

Deskriptiv Statistikk for Radiolog 1, 8,5mGy, score

	N	Min	Max	Gj.snitt	Standardavvik
FC55AIDRstr	8	3.0	5.0	4.125	0.6409
FC55QDS	8	3.0	5.0	4.125	0.8345
Lunge U/ASIR	16	3.0	5.0	4.063	0.7719
Lunge 30% ASIR	16	3.0	5.0	4.063	0.7719
Standard 30% ASIR	16	3.0	5.0	3.938	0.6801
FC52AIDRstr	8	3.0	5.0	3.875	0.6409
FC52AIDRmild	8	3.0	5.0	3.875	0.6409
FC55AIDRstd	8	3.0	5.0	3.750	0.7071
FC56AIDRstr	8	3.0	4.0	3.750	0.4629
FC55AIDRmild	8	3.0	4.0	3.750	0.4629
FC56QDS	8	3.0	4.0	3.750	0.4629
Standard U/ASIR	16	2.0	5.0	3.625	0.9574
FC52AIDRstd	8	3.0	4.0	3.625	0.5175
FC56AIDRmild	8	3.0	4.0	3.625	0.5175
FC56AIDRstd	8	2.0	4.0	3.500	0.7559
FC52QDS	8	3.0	4.0	3.375	0.5175
FC53QDS	8	2.0	5.0	3.250	0.8864
FC53AIDRstr	8	2.0	4.0	3.125	0.6409
FC53AIDRstd	8	2.0	4.0	3.125	0.8345
FC53AIDRmild	8	2.0	4.0	3.000	0.5345

Tabell 4-9: Oversikt over ulike rekonstruksjonsfilter for $CTDI_{vol}=8,5$ mGy fra radiolog 1. Signifikant forskjell innenfor 5% signifikans er markert med X.

	FC55 AIDR str	FC55 QDS	Lunge u/ASIR	Lunge 30% ASIR	FC52 AIDR str	FC52 AIDR mild	FC55 AIDR std	FC56 AIDR str	FC55 AIDR mild	FC56 QDS	Standard 30% ASIR	Standard U/ASIR
FC52 AIDR std	X	X	X									
FC56 AIDR mild	X	X	X									
FC56 AIDR std	X	X	X									
FC52 QDS	X	X	X								X	
FC53 QDS												
FC53 AIDR str	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	
FC53 AIDR std	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	
FC53 AIDR mild	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	

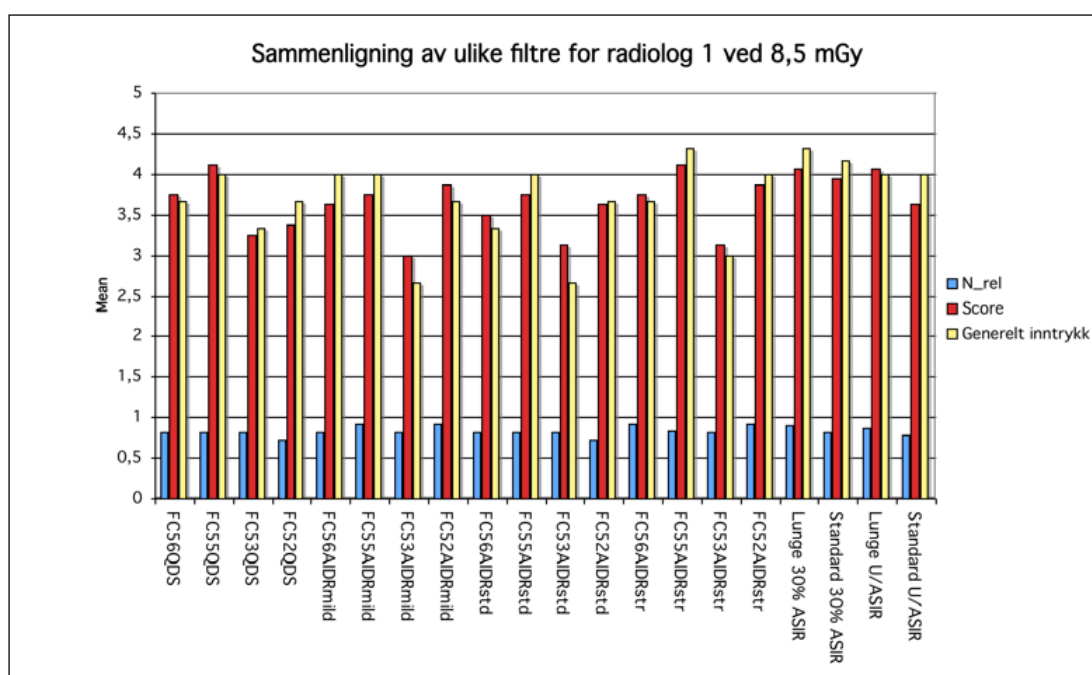
Resultatet av korrelasjonstesten i tabell 4-10 og sammenligning av score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner i Figur 4-5 viser hvordan disse henger sammen for radiolog 1 for de ulike skannerne og rekonstruksjonsteknikker for opptak med $CTDI_{vol}=8,5$ mGy. For denne radiologen på dette dosenivået var det korrelasjon mellom scoren og det generelle inntrykket, men ikke med relativt antall lesjoner i hver lunge. Gjennomsnittsverdiene som korrelasjonstesten og sammenligningen bygger på er vedlagt i vedlegg E.

Tabell 4-10: Resultatet av korrelasjonstesten som testet korrelasjon mellom scoren, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner for rekonstruksjoner med $CTDI_{vol}=8,5mGy$. Testen ble gjennomført ved hjelp av Pearson Correlation basert på vurderinger gjort av radiolog 1.

Korrelasjon

		N_rel	score	Generelt inntrykk
N_rel	Pearson Correlation	1	,0402	0,236
	Sig. (2-tailed)		0,079	0,317
	N	20	20	20
score	Pearson Correlation	0,402	1	0,893**
	Sig. (2-tailed)	0,079		0,000
	N	20	20	20
Generelt inntrykk	Pearson Correlation	0,236	0,893**	1
	Sig. (2-tailed)	0,317	0,000	
	N	20	20	20

** . Korrelasjonen er signifikant ved 0.01 nivå (2-tailed).



Figur 4-5 Gjennomsnittsverdier for score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner per lunge fra radiolog 1, sammenlignet for alle filtre i studien fra Toshiba og GE ved $CTDI_{vol}=8,5 mGy$

Radiolog 2

I tabell 4-11 viser deskriptiv statistikk for resultatene av granskningen gjennomført av radiolog 2. Tabellen viser gjennomsnittsverdier og standardavvik for alle rekonstruksjonene fra opptak med $CTDI_{vol} = 8,5 mGy$. Lunge u/ASIR fra GE fikk best score, fulgt av ni ulike rekonstruksjoner som fikk nest beste score. Rekonstruksjonen FC52 AIDR standard fra

Toshiba fikk den dårligste scoren. Forskjellene på scoren for de ulike rekonstruksjonsmetodene var små. Paired-Samples t-test viser at rekonstruksjonsmetoden Lunge u/ASIR fra GE kun var signifikant bedre enn Standard med og uten ASIR og FC52 AIDR standard fra Toshiba, resten er vist i Tabell 4-12. Oversikt over resultatene fra t-testen finnes i vedlegg F.

Tabell 4-11: Deskriptiv statistikk for scoren for radiolog 2 for opptak med $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy. Oversikten viser gjennomsnittlig score basert på N individuelle vurderinger av bilde kvalitetskriterier. Tabellen inneholder også standardavvik, samt minste (min) og høyeste (max) score gitt for hvert rekonstruksjonsfilter.

Deskriptiv statistikk, Radiolog 2, 8,5 mGy, score

	N	Min	Max	Gj.snitt	Standardavvik
Lunge U/ASIR	16	4,0	5,0	4,875	0,3416
FC56QDS	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
FC55QDS	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
FC53QDS	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
FC52QDS	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
FC56AIDRmild	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
FC56AIDRstd	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
FC55AIDRstd	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
FC55AIDRstr	8	4,0	5,0	4,750	0,4629
Lunge 30% ASIR	16	4,0	5,0	4,750	0,4472
FC55AIDRmild	8	3,0	5,0	4,625	0,7440
FC52AIDRmild	8	3,0	5,0	4,625	0,7440
FC53AIDRstd	8	4,0	5,0	4,625	0,5175
FC56AIDRstr	8	3,0	5,0	4,625	0,7440
FC53AIDRmild	8	3,0	5,0	4,500	0,9258
FC53AIDRstr	8	3,0	5,0	4,500	0,7559
FC52AIDRstr	8	3,0	5,0	4,500	0,9258
Standard 30% ASIR	16	3,0	5,0	4,500	0,6325
Standard U/ASIR	16	3,0	5,0	4,438	0,6292
FC52AIDRstd	8	3,0	5,0	4,250	0,8864

Tabell 4-12: Oversikt over ulike rekonstruksjonsfilter for $CTDI_{vol}=8,5$ mGy fra radiolog 2. Signifikant forskjell innenfor 5% signifikans er markert med X.

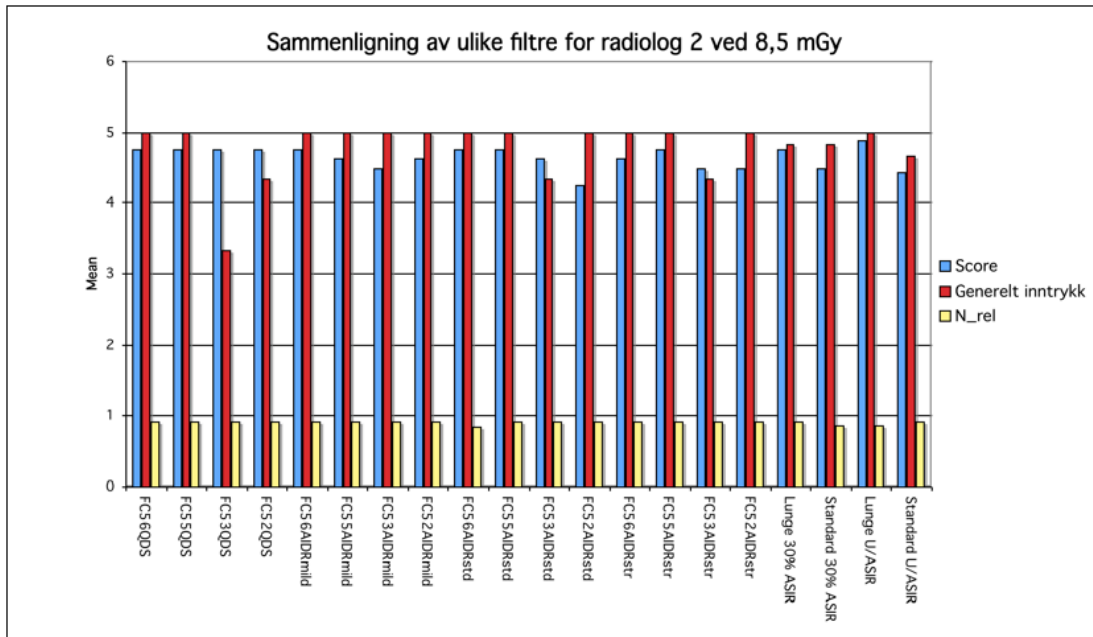
	Lunge u/ASIR	FC56 QDS	FC55 QDS	FC53 QDS	FC52 QDS	FC56 AIDR mild	FC56 AIDR std	FC55 AIDR std	FC55 AIDR str	Lunge 30% ASIR	FC55 AIDR mild	FC52 AIDR mild	FC53 AIDR std	FC56 AIDR str	FC53 AIDR mild	FC53 AIDR str	FC52 AIDR str
Standard 30% ASIR	X																
Standard U/ASIR	X	X	X	X	X	X	X	X	X								
FC52 AIDR std	X	X	X	X	X	X	X	X	X								

Resultatene fra korrelasjonstesten i Tabell 4-13 og sammenligningen i Figur 4-6 viser hvordan scoren hang sammen med det generelle inntrykket og relativt antall lesjoner for radiolog 2 for $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy. For denne radiologen på dette dosenivået var det ikke noen korrelasjon mellom resultatene i de ulike kategoriene. Gjennomsnittsverdiene som korrelasjonstesten og sammenligningen bygger på er lagt ved i vedlegg F.

Tabell 4-13: Resultatet av korrelasjonstesten som testet korrelasjon mellom scoren, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner for rekonstruksjoner med $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy. Testen ble gjennomført ved hjelp av Pearson Correlation basert på vurderinger gjort av radiolog 2.

Korrelasjon

		N_rel	Generelt inntrykk	score
N_rel	Pearson Correlation	1	0,168	0,194
	Sig. (2-tailed)		0,478	0,411
	N	20	20	20
Generelt inntrykk	Pearson Correlation	0,168	1	0,065
	Sig. (2-tailed)	0,478		0,786
	N	20	20	20
score	Pearson Correlation	0,194	0,065	1
	Sig. (2-tailed)	0,411	0,786	
	N	20	20	20



Figur 4-6: Gjennomsnittsverdier for score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner per lunge fra radiolog 2. Her er alle filtre i studien fra GE og Toshiba sammenlignet for opptak ved $CTDI_{vol}=8,5$ mGy

4.1.3 Dosenivå 6,8 mGy

I tabell 4-14 vises deskriptiv statistikk fra opptakene med $CTDI_{vol}=6,8$ mGy. Tabellen viser gjennomsnittsverdier og standardavvik for scoren de ulike rekonstruksjonene fra Toshiba. Rekonstruksjonsmetoden FC56 AIDR strong fikk best score etterfulgt av FC55 AIDR strong, FC55 AIDR standard og FC55 AIDR mild. FC53 AIDR strong fikk den dårligste scoren. FC56 AIDR strong var signifikant bedre enn FC52 AIDR standard, FC52 AIDR mild, FC52 QDS, FC53 AIDR strong og FC52 AIDR strong. Totalt sett på dette dosenivået var det vanskelig å si om noen rekonstruksjoner var signifikant bedre enn andre (Se Tabell 4-2). Oversikt over resultatene fra t-testen finnes i vedlegg G

Tabell 4-14: Deskriptiv statistikk for scoren for begge radiologene for opptak med $CTDI_{vol} = 6,8$ mGy. Oversikten viser gjennomsnittlig score basert på N individuelle vurderinger av bilde kvalitetskriterier fordelt på to radiologer. Tabellen inneholder også standardavvik, samt minste (min) og høyeste (max) score gitt for hvert rekonstruksjonsfilter.

Deskriptiv statistikk, gjennomsnittsscore 6,8 mGy

	N	Min	Max	Gj. snitt	Standardavvik
FC56AIDRstr	16	3,0	5,0	4,375	0,7188
FC55AIDRstr	16	3,0	5,0	4,313	0,7042
FC55AIDRstd	16	3,0	5,0	4,313	0,7042
FC55AIDRmild	16	3,0	5,0	4,313	0,7042
FC53AIDRmild	16	3,0	5,0	4,250	0,7746
FC56AIDRstd	16	2,0	5,0	4,250	0,8563
FC56QDS	16	2,0	5,0	4,250	0,9309
FC55QDS	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC53AIDRstd	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC56AIDRmild	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC52AIDRstr	16	2,0	5,0	4,063	0,9287
FC53QDS	16	2,0	5,0	4,063	0,9979
FC52AIDRstd	16	2,0	5,0	3,938	0,9979
FC52AIDRmild	16	2,0	5,0	3,938	1,0626
FC52QDS	16	2,0	5,0	3,938	0,9979
FC53AIDRstr	16	2,0	5,0	3,875	1,0247

Tabell 4-2: Oversikt over ulike rekonstruksjonsfilter for $CTDI_{vol}=6,8$ mGy fra begge radiologene. Signifikant forskjell innenfor 5% signifikans er markert med X.

	FC56 AIDR str	FC55 AIDR str	FC55 AIDR std	FC55 AIDR mild	FC53 AIDR mild	FC56 AIDR std	FC56 QDS	FC55 QDS	FC53 AIDR std	FC56 AIDR mild	FC53 QDS
FC52 AIDR str	X			X							
FC52 AIDR std	X			X		X					
FC52 AIDR mild	X			X			X				
FC52 QDS	X	X		X	X	X			X	X	
FC53 AIDR str	X	X	X	X	X	X			X	X	

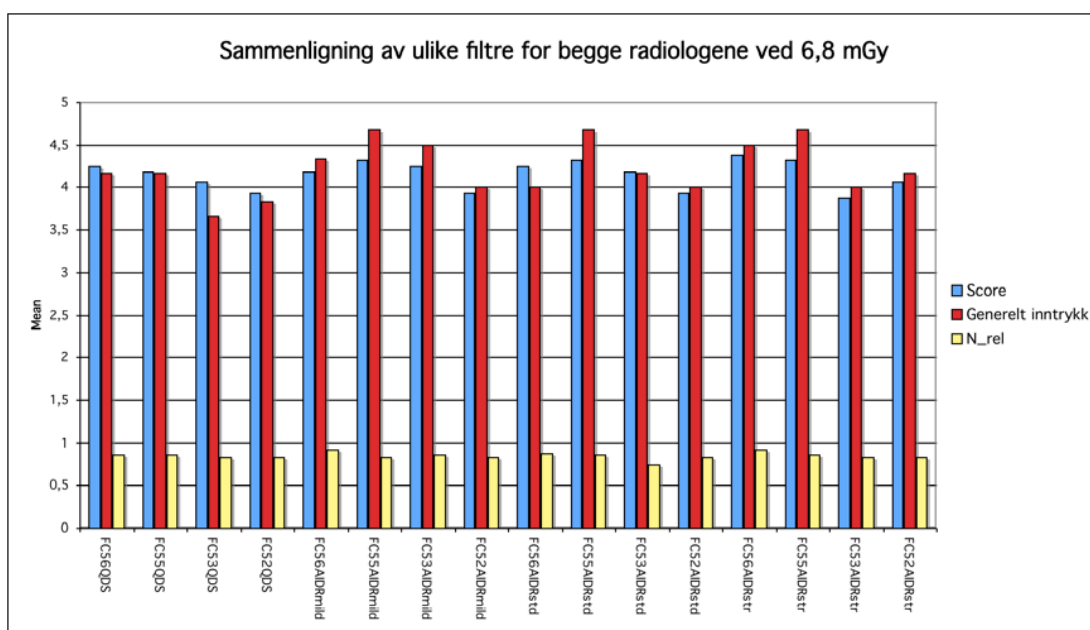
Resultatene fra korrelasjonstesten i Tabell 4-15 og sammenligningen i Figur 4-7 viser korrelasjonen mellom scoren og de andre kategoriene som ble vurdert for de ulike rekonstruksjonene for 6,8 mGy. På dette dosenivået var det korrelasjon mellom scoren og det generelle inntrykket, men ikke med relativt antall lesjoner i hver lunge. Gjennomsnittsverdiene som korrelasjonstesten og sammenligningene bygger på er vedlagt i vedlegg G.

Tabell 4-15: Resultatet av korrelasjonstesten som testet korrelasjon mellom scoren, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner for rekonstruksjoner med $CTDI_{vol} = 6,8$ mGy. Testen ble gjennomført ved hjelp av Pearson Correlation.

Korrelasjon, begge 6,8 mGy

		Generelt inntrykk	Score	N_rel
Generelt inntrykk	Pearson Correlation	1	0,764**	0,379
	Sig. (2-tailed)		0,001	0,147
	N	16	16	16
Score	Pearson Correlation	0,764**	1	0,474
	Sig. (2-tailed)	0,001		0,064
	N	16	16	16
N_rel	Pearson Correlation	0,379	0,474	1
	Sig. (2-tailed)	0,147	0,064	
	N	16	16	16

** Korrelasjonen er signifikant ved 0.01 nivå (2-tailed).



Figur 4-7: Gjennomsnittsverdier for score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner per lunge fra begge radiologene, sammenlignet for alle rekonstruksjonsfiltre som er med i studien ved $CTDI_{vol}=6,8$ mGy

4.1.4 Ultra lavdoseopptak ($CTDI_{vol}=0,1$ mGy, $0,2$ mGy, $0,3$ mGy og $0,5$ mGy)

I tabell 4-16 vises deskriptiv statistikk for lavdoseopptakene, det vil si opptakene med $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy. Tabellen viser gjennomsnittsverdier og standardavvik for scoren de ulike rekonstruksjonene fra Toshiba fikk. Rekonstruksjonen FC52 AIDR strong hadde høyest score mens FC53 AIDR standard hadde lavest score. Paired-Samples T-Test viser at rekonstruksjonen FC52 AIDR strong var signifikant bedre enn FC52 AIDR standard, FC53 AIDR standard, FC56 AIDR standard og FC53 AIDR strong, men forskjellene var fremdeles små. Totalt var FC52 AIDR strong, FC55 AIDR strong, FC55 AIDR standard og FC56 AIDR strong signifikant bedre enn FC52 AIDR standard og FC53 AIDR standard for ultra-lavdoseopptak ($CTDI_{vol} = 0,1$ mGy, $0,2$ mGy, $0,3$ mGy og $0,5$ mGy). Dette er oppsummert i Tabell 4-17. Oversikten over resultatene i t-testene finnes i vedlegg H.

Resultatene fra korrelasjonstesten i tabell 4-18 og sammenligningene i Figur 4-8 viser korrelasjonen mellom det generelle inntrykket, scoren som radiologene har gitt og relativt antall lesjoner som radiologen fant. På dette dosenivået var det korrelasjon mellom scoren og det generelle inntrykket, men ingen av de andre kategoriene korrelerte med relativt antall lesjoner i hver lunge.

Figur 4-8 viser en sammenligning av de ulike punktene under kategorien generelt inntrykk. Denne viser en forbedring i støynivået når rekonstruksjonene går fra AIDR standard til AIDR strong. For kontrasten er det ikke et entydig resultat, men tendensen er at denne blir dårligere ved økt grad av AIDR, mens for artefakter er det generelt uforandret. Gjennomsnittsverdiene som korrelasjonstesten og sammenligningene bygger på er vedlagt i vedlegg H.

Tabell 4-16: Deskriptiv statistikk for scoren for begge radiologene for lavdoseopptak med $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy. Oversikten viser gjennomsnittlig score basert på N individuelle vurderinger av bildekvalitetskriterier fordelt på to radiologer. Tabellen inneholder også standardavvik, samt minste (min) og høyeste (max) score gitt for hvert rekonstruksjonsfilter.

Deskriptiv statistikk

	N	Minimum	Maximum	Gj. snitt	Standardavvik
FC52AIDRstr	64	1,0	5,0	3,156	1,1848
FC55AIDRstr	64	1,0	5,0	3,094	1,1508
FC55AIDRstd	64	1,0	5,0	3,078	1,1312
FC56AIDRstr	64	1,0	5,0	2,984	1,1477
FC53AIDRstr	64	1,0	5,0	2,984	1,1477
FC56AIDRstd	64	1,0	5,0	2,969	1,0833
FC52AIDRstd	64	1,0	5,0	2,766	1,1373
FC53AIDRstd	64	1,0	5,0	2,703	1,1910

Tabell 4-17: Oversikt over ulike rekonstruksjonsfilter for lavdoseopptak, med $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy fra begge radiologene. Signifikant forskjell innenfor 5% signifikans er markert med X.

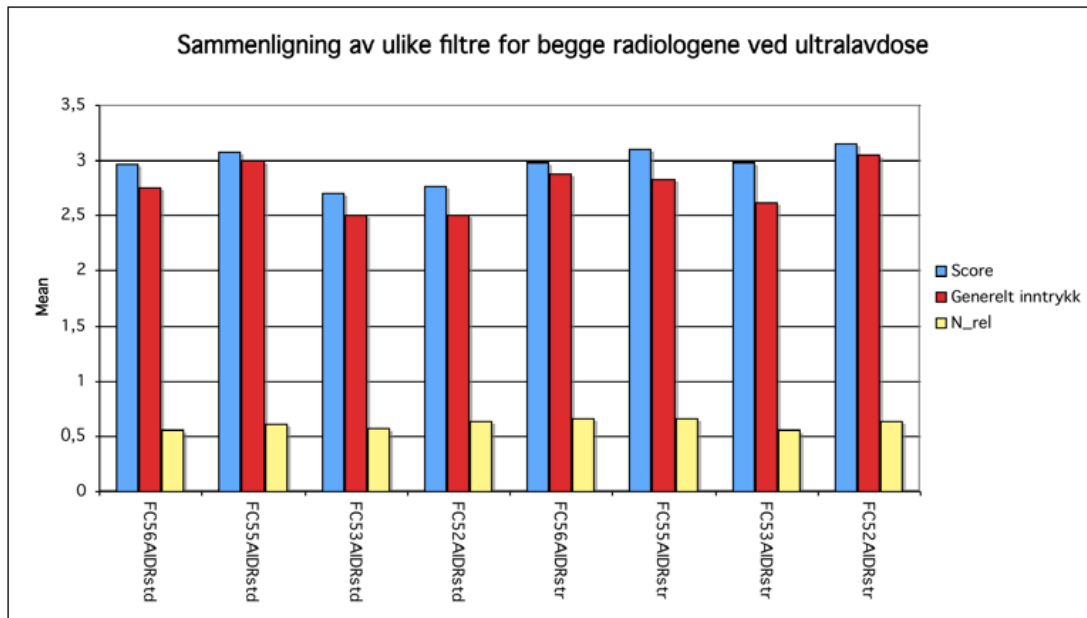
	FC52 AIDR str	FC55 AIDR str	FC55 AIDR std	FC56 AIDR str
FC53 AIDR str	X			
FC56 AIDR std	X			
FC52 AIDR std	X	X	X	X
FC53 AIDR std	X	X	X	X

Tabell 4-18: Resultatet av korrelasjonstesten som testet korrelasjon mellom scoren, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner for rekonstruksjoner med $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy. Testen ble gjennomført ved hjelp av Pearson Correlation.

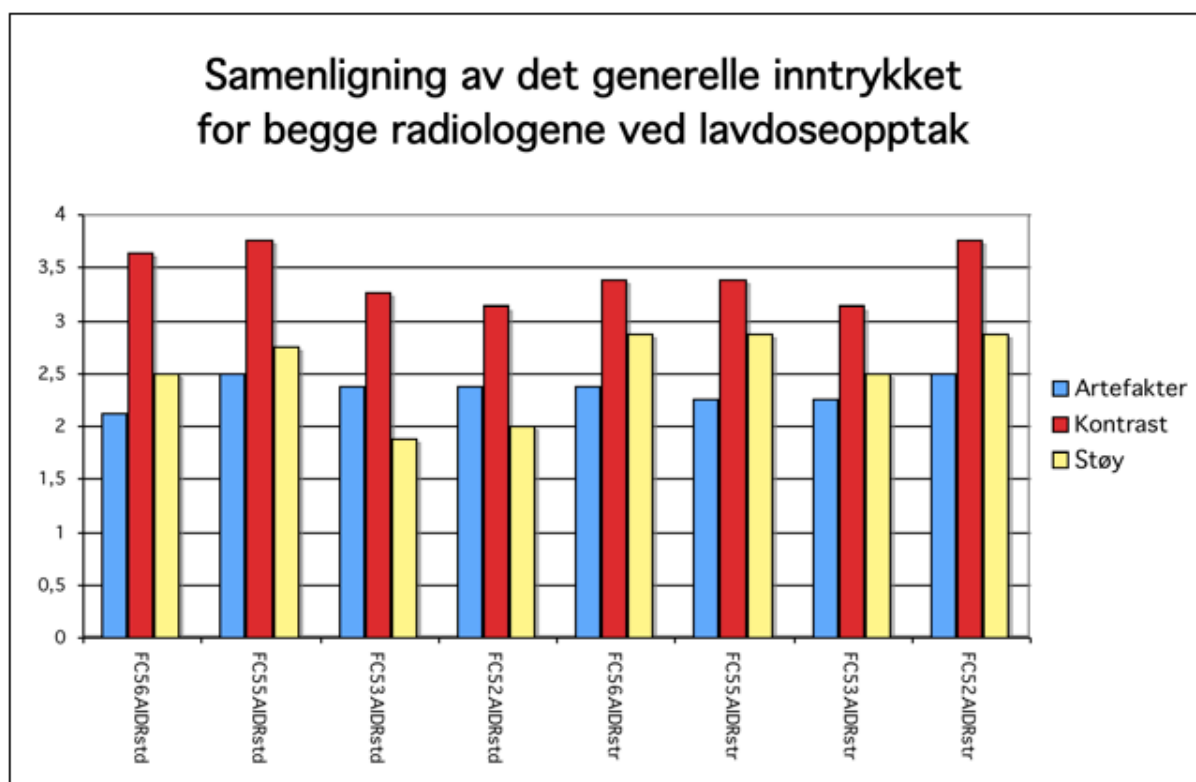
Korrelasjon, Begge, <1mGy

		Score	Generelt inntrykk	N_rel
Score	Pearson Correlation	1	0,902**	0,354
	Sig. (2-tailed)		0,002	0,390
	N	8	8	8
Generelt inntrykk	Pearson Correlation	0,902**	1	0,437
	Sig. (2-tailed)	0,002		0,280
	N	8	8	8
N_rel	Pearson Correlation	0,354	0,437	1
	Sig. (2-tailed)	0,390	0,280	
	N	8	8	8

** . Korrelasjonen er signifikant ved 0.01 nivå (2-tailed).



Figur 4-8: Gjennomsnittsverdier for score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner per lunge fra begge radiologene som deltok i studien, sammenlignet for alle filtre ved lavdoseopptak, $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy



Figur 4-9: Gjennomsnittsverdier fra begge radiologene som deltok i studien for vurdering av artefakter, bildestøy og kontrast, sammenlignet for alle filtre ved $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy.

4.2 Sammenligne grad av iterativ rekonstruksjon

Rekonstruksjonsfilteret FC55 var ett av Toshiba sine filter som kom best ut. FC55 QDS og FC55 AIDR mild på ulike dosenivå ble sammenlignet med FC55 med ulik grad av iterativ rekonstruksjon for lavere dosenivå. Dette ble gjort for å se om Toshiba sin iterative rekonstruksjon AIDR gjør det mulig å senke dosenivå, men likevel få samme bildekvalitet. Tabell 4-19 viser gjennomsnitt og standardavvik for alle varianter av FC55 for ulike dosenivå.

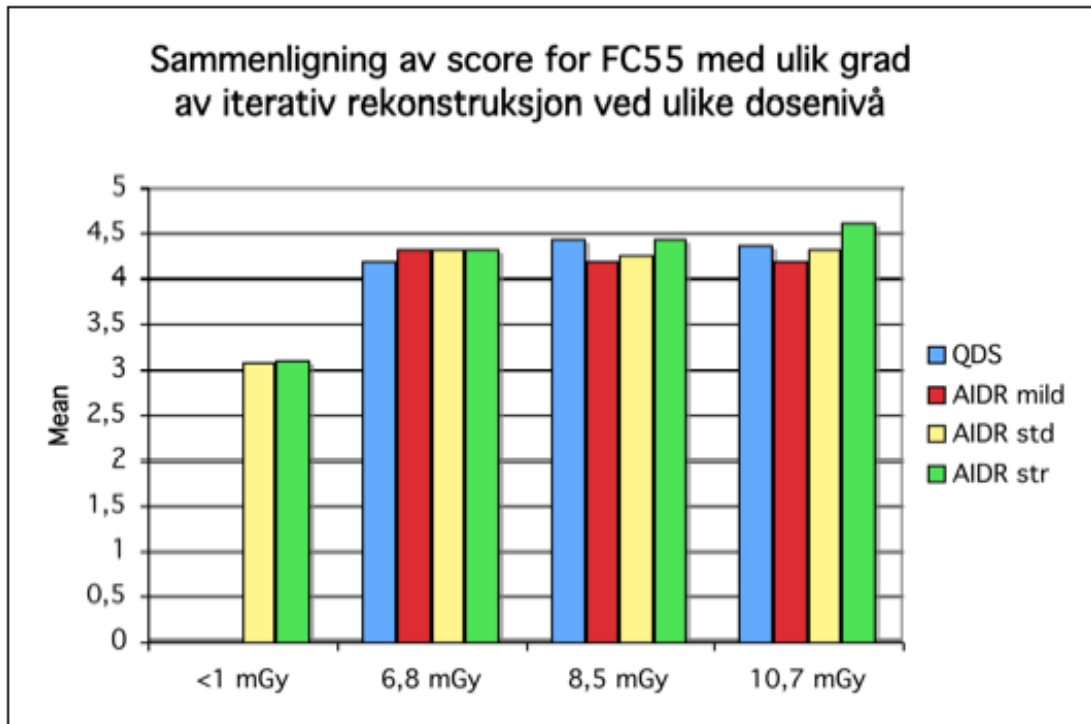
Tabell 4-19: Deskriptiv statistikk for scoren for FC55 med begge radiologene, alle dosenivå og ulik grad av iterativ rekonstruksjon. Oversikten viser gjennomsnittlig score basert på N individuelle vurderinger av bildekvalitetskriterier fordelt på to radiologer. Tabellen inneholder også standardavvik, samt minste (min) og høyeste (max) score gitt for hvert rekonstruksjonsfilter for gitt dosenivå.

Deskriptiv statistikk, score

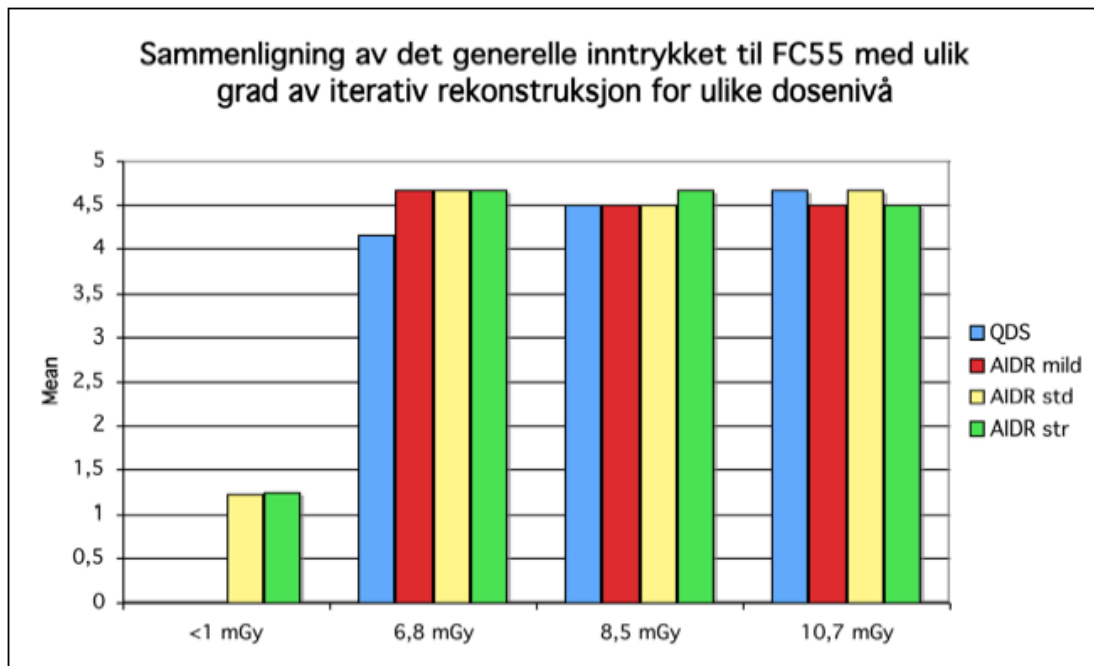
	N	Minimum	Maximum	Gj. snitt	Standardavvik
FC55 AIDR str 10,7 mGy	16	3,0	5,0	4,625	0,7188
FC55 AIDR str 8,5 mGy	16	3,0	5,0	4,438	0,6292
FC55 QDS 8,5 mGy	16	3,0	5,0	4,438	0,7274
FC55 QDS 10,7 mGy	16	3,0	5,0	4,375	0,7188
FC55 AIDR std 10,7 mGy	16	3,0	5,0	4,313	0,7932
FC55 AIDR str 6,8 mGy	16	3,0	5,0	4,313	0,7042
FC55 AIDR std 6,8 mGy	16	3,0	5,0	4,313	0,7042
FC55 AIDR mild 6,8 mGy	16	3,0	5,0	4,313	0,7042
FC55 AIDR std 8,5 mGy	16	3,0	5,0	4,250	0,7746
FC55 QDS 6,8 mGy	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC55 AIDR mild 10,7 mGy	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC55 AIDR mild 8,5 mGy	16	3,0	5,0	4,188	0,7500
FC55 AIDR str <1mGy	64	1,0	5,0	3,094	1,1508
FC55 AIDR std <1mGy	64	1,0	5,0	3,078	1,1312

Paired-Samples t-test viste ingen signifikant forskjell mellom FC55 QDS for $CTDI_{vol}=10,7$ mGy og FC55 kombinert med grad av AIDR ved lavere dosenivå. Det samme gjaldt FC55 AIDR mild ved $CTDI_{vol}=10,7$, FC55 QDS ved $CTDI_{vol}=8,5$ og FC55 AIDR mild ved $CTDI_{vol}=8,5$ mGy. Ved $CTDI_{vol}=8,5$ mGy var FC55 AIDR strong signifikant bedre enn FC55 AIDR mild, bortsett fra det var det heller ingen signifikant forskjell mellom grad av iterativ rekonstruksjon på samme dosenivå heller. Resultatet av t-testen er lagt ved som vedlegg I.

Figur 4-10 viser score for ulike filtre og for de ulike dosenivåene, mens Figur 4-11 viser resultat fra det generelle inntrykket.



Figur 4-10 Gjennomsnittsverdier for score fra begge radiologene, sammenlignet FC55 for alle grader av iterativ rekonstruksjon og alle dosenivå.



Figur 4-11: Gjennomsnittsverdier for generelt inntrykk fra begge radiologene, sammenlignet FC55 for alle grader av iterativ rekonstruksjon og alle dosenivå.

5 Diskusjon

Målet med denne oppgaven var å finne den beste kombinasjonen av lunge-rekonstruksjonsfilter og grad av iterativ rekonstruksjon (AIDR for Toshiba og ASIR for GE) gjennom en fantomstudie. I tillegg skulle den også ta for seg muligheten for å redusere stråledose til pasient ved å ta i bruk iterativ rekonstruksjon. Resultatene ble analysert ved hjelp av VGA-analyse og det var scoren for de ulike rekonstruksjonskombinasjonene som ble sammenlignet. Scoren innbefatter vurderinger av fire bildekvalitetskriterier hentet ut fra europeiske retningslinjer (Bongartz, Golding et al. 2010) og fire markerte lesjoner.

I dette kapitlet kommer det først en diskusjon av resultatene fra denne studien. Deretter følger en del der ulike aspekter ved metoden blir diskutert.

5.1 Diskusjon av resultater

Resultatene for begge granskerne, alle rekonstruksjonsteknikker og alle dosenivåene viste at forskjellene mellom de ulike rekonstruksjonsteknikkene var små. For Toshiba-opptakene var filtrene som ble sammenlignet i studien filtre som normalt anbefales fra leverandørene for lungefremstilling. Dette betyr at alle filtrene i utgangspunktet skulle være godt egnet til å fremstille lungeanatomi. Evalueringskriteriene i denne studien var hentet fra EU-guidelines for lunge-CT. Dette var ganske generelle kriterier som alle lunge-rekonstruksjonsfilter burde klare å framstille på en tilfredsstillende måte. For opptakene fra GE ble et standard rekonstruksjonsfilter tatt med som sammenligningsgrunnlag. Begge radiologene som deltok i studien var erfarne CT-radiologer og gransket bildene grundig.

Selv om det var enkelte rekonstruksjonsfiltre som skilte seg ut på noen av dosenivåene var det ingen signifikant forskjell i score mellom de ulike teknikkene. En mulig forklaring på de små forskjellene i score mellom de ulike teknikkene er at alle de anbefalte lungefiltrene er godt egnet for å fremstille de detaljene som ble vurdert og evaluert i denne studien.

Opptak med $CTDI_{vol} = 10,7$ mGy

$CTDI_{vol} = 10,7$ mGy var det dosenivået som i størst grad hadde rekonstruksjoner som skilte seg ut selv om forskjellene var små også her. Toshiba's rekonstruksjonsfiltre FC55 og FC56 scoret høyest på dette dosenivået. Iterativ rekonstruksjon generelt ga ikke bedre score og graden av iterativ rekonstruksjon påvirket ikke bildekvaliteten for dette dosenivået. Selv om FC55 AIDR strong fikk høyest score på dette dosenivået var rekonstruksjonskombinasjonen

som fikk nest høyeste score FC56 AIDR mild. T-testen viste heller ingen signifikant forskjell mellom disse to. Det at FC56 AIDR mild kom så bra ut skiller seg ut fra det som var forventet med tanke på tidligere studier der iterative løsninger fra både Toshiba og andre CT-leverandører har blitt vurdert (Yanagawa, Honda et al. 2010, Honda, Yanagawa et al. 2011, Yamada, Jinzaki et al. 2012, Joemai, Veldkamp et al. 2013). I disse studiene ble det funnet at iterativ rekonstruksjon kan være med på å forbedre bildekvaliteten. Det finnes færre studier på Toshiba sin iterative rekonstruksjonsteknikk, AIDR (3D), enn for eksempel GE sin iterative rekonstruksjonsteknikk, ASIR, der effekten er mye bedre dokumentert.

AIDR 3D skiller seg ut fra de andre iterative rekonstruksjonsteknikkene siden alle iterasjonene gjøres i prosesserte bildedata. De øvrige iterative løsningene på markedet gjør iterasjoner i både rådata og prosesserte bildedata. Dette kan være noe av årsaken til at resultatene for AIDR 3D i denne studien skilte seg ut fra de øvrige publiserte sammenligningene.

Iterative rekonstruksjoner forbedrer hovedsakelig bildekvaliteten ved å redusere støymengden. Ved dette dosenivået var støynivået såpass lavt at en reduksjon i støynivået kan ha vært uten betydning og bildekvaliteten kan ha vært adekvat uten iterativ rekonstruksjon også. I tillegg var bildekvalitetskriteriene som radiologene vurderte i denne studien i hovedsak relatert til høykontrastopløsning og det er hvor godt disse kriteriene blir gjengitt som betyr noe for utfallet. Det at den iterative rekonstruksjonen gjør bildet bløtere kan derfor ha vært med på å påvirke vurderingen av bildekvaliteten. På et dosenivå der støymengden uansett var lav kan det at anatomien i bildekvalitetskriteriene ikke ble gjengitt skarpt nok ha veid opp for den reduserte støymengden som følger av iterativ rekonstruksjon. Enkelte radiologer foretrekker at bildene har mer kontrast og ville kanskje gitt lavere score til iterativ rekonstruksjon av bildene siden dette vil gitt dårligere kontrast og mindre kantforsterkning.

Opptak med $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy

På dette dosenivået ble det også gjort opptak på GE Lightspeed VCT med GE sitt lungefilter samt et standard filter. GE sin lungerekonstruksjonsteknikk uten GE sin iterative løsning (ASIR) fikk den høyeste scoren. For Toshiba sine rekonstruksjonsfilter var resultatene for dette dosenivået tilsvarende som for $CTDI_{vol} = 10,7$ mGy: Rekonstruksjonskombinasjonene med FC55 og FC56 fikk høyest score. På dette dosenivået var det imidlertid liten forskjell mellom rekonstruksjonsfiltrene.

Fordi det var gjort opptak på både GE og Toshiba sine skannere på dette dosenivået er det mulig at resultatet ble påvirket av erfaringen til radiologene. Begge radiologene var mest vant til GE og hadde derfor mest erfaring med bildeteksturen og bildekontrasten til rekonstruksjonene fra denne leverandøren. Dette kan ha vært med og påvirket deres vurdering av bildekvaliteten. Samtidig var begge radiologene også vant til å granske bilder fra andre system. Med et par års erfaring med bildene fra Toshiba CT-skanner også burde ikke dette ha påvirket resultatene i stor grad.

Heller ikke for opptakene med $CTDI_{vol} = 8,5\text{mGy}$ var det noe entydig resultat med tanke på bruk av iterativ rekonstruksjon for Toshiba sine rekonstruksjoner. For GE sine lungeopptak ser det ut til at radiologene foretrakk lungefilteret uten ASIR. Her var det imidlertid ingen signifikant forskjell mellom Lungefilteret med og uten ASIR. For GE ble det også tatt med et standard filter og Lunge u/ASIR var signifikant bedre enn Standard med og uten ASIR. Ved å studere Figur 4-3 (side 36) er det mulig å se på sammenhengen mellom bildescore, bildestøy og kontrast. Denne figuren viser at hovedforskjellen for det generelle inntrykket på Lungefilter u/ASIR og Standardfilter med og uten ASIR var at mens begge standardfiltrene har lite støy og forholdsvis dårlig kontrast har Lunge u/ASIR god kontrast mens det er litt mer støy. Dette tyder på at for de bildekvalitetskriteriene som var med i denne oppgaven så var god kontrast viktigere enn lite støy. Med tanke på bruk av iterativ rekonstruksjon på lungeavbildninger kan dette tyde på at avbildninger uten iterativ rekonstruksjon er minst like gode på dette dosenivået.

Opptak med $CTDI_{vol} = 6,8\text{ mGy}$

For rekonstruksjonene på dosenivået $CTDI_{vol}=6,8\text{ mGy}$ var forskjellene mellom de ulike rekonstruksjonsteknikkene så små at det ikke var mulig å si at det var forskjell i bildekvaliteten mellom disse. Siden lavere dose gir mer støy var det sannsynlig at støynivået ville påvirke resultatet i større grad ved $CTDI_{vol}=6,8\text{ mGy}$ enn ved høyere doser. Det var derfor naturlig å anta at rekonstruksjoner med økende grad av iterativ rekonstruksjon ville medført økende score. Resultatene i denne studien kan imidlertid verken bygge opp under eller motbevise dette. Dette kan skyldes at evalueringskriteriene for lunge i stor grad evaluerer høykontrastoppløsning og i mindre grad evaluerer lavkontrastoppløsningen. Støy påvirker lavkontrast i stor grad, men påvirker høykontrastoppløsningen i liten grad. Forklaringen på de små forskjellene kan altså være at på dette dosenivået var de ulike rekonstruksjonsteknikkene så like at de var i stand til å rekonstruere høykontrastobjekter i like stor grad.

Ultra lavdoseopptak

For opptakene med ultra lavdose, det vil si med $CTDI_{vol}$ mindre enn 1 mGy var det, som for alle de øvrige dosenivåene, liten forskjell på scoren for ulike rekonstruksjonsteknikker og forholdsvis store standardavvik. De små forskjellene betyr at det ikke var mulig å si med sikkerhet at det var forskjell i bildekvalitet mellom de ulike teknikkene. På dette dosenivået var det imidlertid en tendens til at høyere grad av iterativ rekonstruksjon ga bedre score, som forventet basert på tidligere studier (Yamada, Jinzaki et al. 2012, Joemai, Veldkamp et al. 2013). På dette dosenivået var det kun de to høyeste gradene av iterativ rekonstruksjon som ble tatt med, AIDR standard og AIDR strong. Dersom opptak uten iterativ rekonstruksjon og AIDR mild hadde vært inkludert i studien er det mulig at forskjellene hadde vært enda tydeligere.

Forbedring av bildekvalitet ved bruk av iterativ rekonstruksjon henger sammen med redusert støynivå i bildet. For et så lavt dosenivå som dette var støymengden et problem og sammenligning av bildestøy, artefakter og bildekontrast viste at støymengden ble redusert ved økende grad av iterativ rekonstruksjon. Det er derfor naturlig å anta at den reduserte støymengden hadde en klar sammenheng med den bedre scoren som vist ved bruk av høyere grad av iterativ rekonstruksjon.

Interobservatorforskjeller

I denne oppgaven ble bildene vurdert av to radiologer. Disse to radiologene vurderte bildene ganske ulikt. En korrelasjonstest viste at svarene ikke korrelerte og en av radiologene ga konsekvent høyere score enn den andre. Det at en av radiologene ga konsekvent bedre score betyr ikke så mye for resultatet, da det samme var tilfelle for alle rekonstruksjonene. Variasjonen i vurderingen av bildekvalitetskriteriene kan ha kommet av ulik erfaring. Begge radiologene hadde erfaring med å granske CT-bilder av lunger, men en av radiologene hadde lenger erfaring enn den andre. Siden en VGA-analyse var en subjektiv analyseform kan forskjellene i vurderingene også ha kommet av at de to radiologene rett og slett foretrakk ulik tekstur i bildene. Selv om radiologene prøvde å ha en objektiv tilnærming til vurderingen vil de menneskelige faktorene alltid spille en rolle.

I tillegg til at en radiolog ga høyere score enn den andre var det også mindre variasjon i scoren hos denne radiologen. Det vil si at den ene radiologen brukte en mindre del av skalaen når denne vurderte de ulike kriteriene. Dette kan ha påvirket resultatet. Dersom begge to hadde benyttet seg av en større del av skalaen kunne dette ha hjulpet til med å skille de ulike

rekonstruksjonsteknikkene fra hverandre. En kan imidlertid ikke se bort fra at bildene kan ha hatt så lik kvalitet at å bruke større del av skalaen ikke ville gitt et bedre resultat. På den ene siden er det ikke sikkert at det var grunnlag for å bruke større del av vurderingsskalaen. Dette kunne gitt et falskt resultat med større sikkerhet enn det er grunnlag for. På den andre side så kunne de to begge radiologene brukt en større del av skalaen, men vurdert rekonstruksjonene forskjellig de to. Dette kunne ført til at resultatene hadde blitt minst like usikre.

5.1.1 Sammenligne grad av iterativ rekonstruksjon

Flere studier har vist at iterativ rekonstruksjon av CT-bilder kan bidra til at pasientdoser kan reduseres samtidig som adekvat diagnostisk bildekvalitet opprettholdes (Yanagawa, Honda et al. 2010, Honda, Yanagawa et al. 2011, Yamada, Jinzaki et al. 2012, Joemai, Veldkamp et al. 2013). Med utgangspunkt i rekonstruksjonsfilter FC55, ble ikke diagnostisk bildekvalitet redusert signifikant når dosenivået ble senket og grad av iterativ rekonstruksjon økte. Dette tyder på at bruk av iterativ rekonstruksjon kan føre til at dosen kan reduseres for de evalueringskriteriene som ble vurdert i denne studien.

Fraværende signifikant forskjell mellom scoren til de ulike kombinasjonene med dosenivå og grad av AIDR behøver ikke å bety at bildekvaliteten ved det laveste dosenivået med iterativ rekonstruksjon var like bra som fulldose uten eller med lavere grad av iterativ rekonstruksjon. Resultatene kan her kan ha blitt påvirket av at det er noe usikkerhet knyttet til visual grading analyser(VGA) og valg av evalueringskriterier. Sammenligninger mellom de ulike rekonstruksjonene på samme dosenivå viser at det kun var ett tilfelle der økende grad av iterativ rekonstruksjon ved samme dosenivå ga bedre bildekvalitet. Dette var den sterkeste graden av AIDR i kombinasjon med FC55 ved $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy sammenlignet med den mildeste graden av AIDR i kombinasjon med FC55. Samtidig viste sammenligningen av rekonstruksjonsmetoder på de ulike dosenivåene at økende grad av iterativ rekonstruksjon forbedret visualiseringen av anatomiske detaljer for opptakene på laveste dosenivå. Sammenlignet med Toshiba's FC55 for ulike dosenivå og grad av AIDR, støtter disse resultatene studien til *Irwan et al* (Irwan, Nakanishi et al. 2011) og *Joemai et al* (Joemai, Veldkamp et al. 2013) . Disse studiene viste at Toshiba sin iterative rekonstruksjonsmetode AIDR 3D kunne bidra til redusert stråledose til pasient ved å forbedre bildekvaliteten ved lavdoseopptak.

5.2 Diskusjon av metode

5.2.1 Fantomvalg

I denne studien ble alle CT-opptakene gjort med et fantom. Fantomet som ble benyttet var et antropomorft lungefantom med små lungelesjoner (Universal brystfantom N1, Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan). Dette fantomet er laget for å være så likt en vanlig pasient som mulig.

I en CT-studie der bildekvalitet skal vurderes eller optimaliseres er det vanlig å bruke fantomer for å få et mest mulig standardisert oppsett. I et fantom har man kontroll på oppbygning og sammensetning før studien starter. Dermed har man en fasit og vet plasseringen av og hvilke detaljer man kan forvente å se og måle i et bildeopptak av fantomet. Når avbildningene studeres er det derfor mulig å si med sikkerhet om eventuelle funn er falskt positive eller falskt negative. Bildeopptakene av fantomet vil også være identiske med hensyn til avbildete strukturer og er dermed direkte sammenlignbare. På den måten kan sammenligninger av opptaksteknikker enkelt gjennomføres og reproduseres.

En annen fordel med fantomstudier er at det ikke er nødvendig å ta tilsvarende strålevernshensyn som ved et pasientopptak, i forbindelse med opptakene. Dette gjør det mulig å gjøre flere opptak med samme utgangspunkt og på den måten kunne sammenligne et større utvalg av opptak på flere dosenivå.

Der er imidlertid behov for å validere resultater fra fantomstudier i kliniske studier med pasienter. Ved å bruke et fantom av den typen som er brukt i denne studien blir ideelt sett fordelene ved å bruke et fantom og pasienter kombinert. Bildene som radiologene vurderer vil ligne på pasientbilder. På denne måten blir bildene vurdert opp mot den faktiske situasjonen de vanligvis blir sett i og det kan lettere overføres til klinikk. Likevel vil ikke et fantom ha en fullstendig anatomi. I fantomet som er brukt i denne studien er blant annet ikke lungeparenkym og bronkier ikke fullstendig gjengitt. Generelt sett vil et fantom aldri ha den eksakte sammensetningen som et menneske har, uansett hvor gode fantomer som lages. Problemene som dukker opp i klinisk anvendelse, som for eksempel bevegelsesartefakter ved pusting, vil heller ikke komme fram i et fantomstudie. Dette gjør at ulike opptaks- og rekonstruksjonsmetoder av fantom bare vil fungere tilnærmet slik de gjør på pasient. På en annen side vil avvik mellom en fantomavbildning og en pasientavbildning, som manglende bevegelsesartefakter, vil ta bort en usikkerhet når ulike rekonstruksjoner vurderes mot hverandre, slik at det er mulig å fokusere på andre forhold rundt avbildningene.

Et annet aspekt ved pasientundersøkelser i klinikk er at pasienter er forskjellige. Ved å bruke pasienter i studier vil den naturlige spredningen blant pasientene i klinikk gjenspeiles i resultatene også. Samtidig er det flere ulemper ved å bruke data samlet opp fra pasienter. Når det gjelder eksponering av ioniserende stråling gjelder ALARA(As Low As Reasonably Achievable)prinsippet. Den totale stråledosen skal være så lav som praktisk mulig og pasienter skal derfor ikke utsettes for unødvendig mye bestråling. For å teste og sammenligne ulike avbildningsmetoder, for eksempel ulike dosenivå, skal bildemateriale som skal brukes i studier stamme fra undersøkelser av pasienter som skal bli eller har blitt utført uansett. Dette gjør studien mer tidkrevende. Dersom undersøkelsesprotokoller som ikke tilsvarer den gjeldende anbefalingen til klinisk bruk skal testes så må disse først bli testet gjennom fantomstudier. Dette er for å sikre at pasienter ikke blir utsatt for unødvendig stråling for en undersøkelse som ikke egner seg. Kliniske undersøkelser av pasienter utføres normalt for å diagnostisere, følge opp pasienter under og etter behandling, og for å kontrollere pasienter over tid. På grunn av dette vet den som utfører studien bare til en viss grad hva som burde vært synlig i bildene. I en pasientstudie kan det være en svulst eller vevsforandringer til stede som ikke var synlige på noen av undersøkelsene. Dersom studien utføres på et fantom er det ikke nødvendig å ta samme hensyn til strålevern som ved pasientundersøkelser i utførelsen av studien. Det er derfor mulig å gjøre mange opptak med ulike protokoller og dosenivå for å sammenligne disse. Samtidig er oppbygningen til fantomet kjent og lik på alle opptak. Dette gjør at alle opptak av fantomet blir direkte sammenlignbare. Ulempen ved å bruke et fantom er at radiologene kan gjenkjenne strukturer, både i anatomien og i patologien til fantomet. Dette kan igjen påvirke hvordan radiologene vurderer de ulike avbildningene.

Et fantom som er mye brukt er det tekniske fantomet Catphan (The Phantom Laboratory, Salem, New York, USA). Dette fantomet egner seg godt til kvalitetskontroll, siden man kan gjøre standardiserte, objektive tester. Imidlertid forteller ikke disse testene så mye om faktisk diagnostisk bildekvalitet og hvordan radiologene oppfatter bildekvalitet. For å vurdere diagnostisk bildekvalitet er det viktig å ta hensyn til anatomien i den delen av kroppen som blir undersøkt. Ved optimalisering av undersøkelsesprotokoller er det derfor nødvendig å bruke antropomorfe fantom i tillegg.

I denne studien ble det valgt å gjøre en fantomstudie med et antropomorft fantom. For å gjøre bildene og granskingssituasjonen så virkelighetsnær som mulig kunne en fremtidig utvidelse av studien inkludert pasientdata fra klinikk. En slik studie vil kunne gi større forskjell i resultater mellom de ulike rekonstruksjonene og skannerne

5.2.2 Opptak og granskning

Bildeopptakene i denne studien ble gjort på to CT-skannere fra ulike leverandører og det var ulike rekonstruksjonsteknikker som skulle sammenlignes. For å få til en sammenligning av rekonstruksjonsteknikker var det viktigere å holde andre parametre som kunne påvirke bildekvaliteten likest mulig. Dette ble gjort blant annet ved å velge faste dosenivå i stedet for automatisk rørstrømsmodulering for de ulike opptakene på begge skannerne. Dose er et viktig element i en slik sammenligning siden mengden bildestøy er omvendt proporsjonalt med kvadratet av dosenivået. Siden automatisk rørstrømsmodulering er noe som brukes ved opptak av pasienter ville dette kunne gi mer virkelighetsnære opptak. Imidlertid tilsvarer dette fantomet en tynn pasient. En tynn pasient ville medført at automatikken stort sett ville valgt lave eller laveste dosenivå og at dosen i liten grad ville variert. Å bruke automatisk rørstrømsmodulering ville derfor ikke medført store avvik fra å benytte fast rørstrøm som det er gjort i denne studien.

Selv om de to skannerne ble satt opp så likt som mulig vil det alltid være noen mindre forskjeller i opptakene, siden skannere fra to ulike leverandører har hver sin teknologi. Faktorer som for eksempel ulik totalfiltrering av røntgenstrålingen vil kunne gi noe ulikt utgangspunkt for opptakene fra GE og Toshiba. Brukerstyrte parametre som Computed Tomography Dose Index(CTDI), snittykkelse, pitch, med mer, ble stilt inn så likt som mulig, så ulikehetene har sannsynligvis påvirket resultatene i svært liten grad.

Totalt 88 bildeserier fordelt på ulike skannere, rekonstruksjonsfilter og dosenivå ble gransket. Det ble brukt to metastaseoppsett i fantomet, men det var bare opptakene på GE sin skanner som ble gjort med begge metastaseoppsettene. Det vil si at det var 84 rekonstruksjoner med ett metastaseoppsett, mens de siste fire hadde et annet oppsett. For å unngå at radiologene kjente igjen metastaseplasseringen ble granskningene delt opp i tre granskings-serier med fire uker mellom hver serie. Det er imidlertid ikke utelukket at granskerne til en viss grad lærte hvor metastasene var plassert og gjenkjente mønster. Siden antall lesjoner radiologene klarte å se ikke var en viktig del av sammenligningen av rekonstruksjonene hadde det ikke veldig stor påvirkning på resultatet.

Med unntak av de fire rekonstruksjonene fra opptak på GE sin CT-skanner var det bare en bildeserie per rekonstruksjon per dosenivå og begge radiologene gransket bildeseriene i samme rekkefølge. Dette kan ha påvirket resultatet i studien fordi radiologene mot slutten hadde et mye større sammenligningsgrunnlag for å vurdere bilder av dette bestemte fantomet.

Begge radiologene har imidlertid lang erfaring med å studere CT-bilder av lunger, så variasjonene i sammenligningsgrunnlag påvirket sannsynligvis resultatet i liten grad.

For å kunne gi et bedre statistisk grunnlag kunne det blitt utført flere opptak med ulike metastaseoppsett, rekonstruert med de samme filtrene og rekonstruksjonsmetodene. I tillegg til at hver rekonstruksjon hadde blitt vurdert flere ganger ville de også bli vurdert i ulik rekkefølge og metastaseoppsett, en rekonstruksjon ville kanskje både blitt gransket helt i starten og midt i . Flere opptak med samme rekonstruksjoner ville motvirket eventuelle feil som følge av rekkefølge og læring av metastaseplassering. Dette ville imidlertid medført en betydelig økning i granskningstid for radiologene som var involvert i studien. Radiologene stilte opp på dette ved siden av sine vanlige arbeidsoppgaver og større tidsbruk kunne vært vanskeligere å forene med klinisk praksis. Med de bildeseriene som ble inkludert i denne oppgaven var tidsbruken for radiologene overkommelig, radiologene brukte gjennomsnittlig fire og en halv time på bildegranskning. Dersom disse hadde måtte regne med å bruke mer tid på å granske bildene kunne det derfor blitt vanskeligere å få radiologene til å stille opp som granskere i studien.

For å bedre det statistiske underlaget kunne også flere radiologer blitt involvert i granskningen. Imidlertid er arbeidsmengde og radiologtilgjengelighet en begrensende faktor. Det er en begrensning i hvor mange radiologer med erfaring fra gransking av lunger på sykehuset som også har mulighet til å stille opp den tida det tar.

5.2.3 Analysen

Sammenligningen av ulike rekonstruksjonsfilter i denne oppgaven ble gjort ved hjelp av en Visual Grading Analyse(VGA-analyse), der fire innsatser ble vurdert sammen med fire utvalgte bildekvalitetskriterier fra *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography* (Bongartz, Golding et al. 2010). Bildekvalitetskriterier fra de europeiske retningslinjene er brukt i flere tilsvarende studier tidligere (Martinsen, Saether et al. 2010, Prakash, Kalra et al. 2010). I denne studien var målet å bestemme hvilken rekonstruksjonsteknikk som gir gode nok bilder til å oppdage og evaluere vevsforandringer, svulster med mer. Det er da viktig å vurdere hvor godt rekonstruksjonsteknikkene klarer å fremstille både de imiterte svulstene og anatomien i fantomet. De fire bildekvalitetskriteriene fra de europeiske retningslinjene som ble vurdert i studien var de eneste som var mulig å vurdere entydig ut fra fantombildene siden fantomet ikke har fullstendig anatomi. For å gi et

bedre grunnlag for å vurdere bildekvaliteten ble både bildekvalitetskriteriene fra de europeiske retningslinjene og de fire metastasene tatt med i VGA-analysen.

Validiteten til VGA-analysen kan diskuteres. I VGA-analyser er det hovedsaklig normalanatomi som granskes mens det som er viktig for radiologene å se i klinikken er svulster og vevsforandringer og andre sykdomstegn. Det har imidlertid blitt hevdet at dersom man kan validere normalanatomi, kan man også se patologiske funn (Båth 2010). Ved å sammenligne ulike analysemetoder har det vist seg at resultater fra VGA-studier stemmer med både deteksjonsstudier, som Receiver Operating Characteristics(ROC), (Herrmann, Sund et al. 2000, Tingberg, Hermann et al. 2000) og beregninger av den fysiske bildekvaliteten (Sandborg, Tingberg et al. 2006).

Den statistiske validiteten til VGA-analyser har også blitt diskutert i flere studier (Geijer, Beckman et al. 2001, Båth and Månsson 2007). Graderingen i en VGA-analyse blir gjort ved hjelp av en trinnvis skala, i denne studien bestod den av fem trinn. Denne trinnvise graderingen blir gitt numeriske verdier, men er egentlig en kvalitativ skala. I en VGA-analyse blir skalaen behandlet som om den skulle vært en kvantitativ skala og blir tillagt mer informasjon enn det som egentlig finnes. VGA-analyse er likevel en analysemetode som ansees som meget godt egnet for evaluering av diagnostisk bildekvalitet. Ofte er VGA-analyse den eneste metoden som i praksis kan benyttes for å evaluere kliniske pasientbilder siden den ikke stiller samme krav til fasit som ROC-studier gjør (Båth 2010). På tross av noen svakheter er VGA-analyse en metode for å evaluere diagnostisk bildekvalitet som er brukt i mange publiserte studier og metoden ser ut til å være godt egnet for denne type evalueringer. (Prakash, Kalra et al. 2010, Prakash, Kalra et al. 2010, Sagara, Hara et al. 2010) Radiologene ble også bedt om å telle antall simulerte lesjoner. Denne delen av granskningen ble ikke inkludert i evalueringen av hva som var de beste rekonstruksjonsmetodene. Grunnen til dette var at det var svært liten forskjell i hvor mange lesjoner radiologene klarte å se, og at resultatene derfor i liten grad ville påvirket konklusjonen. At det var så liten forskjell kan skyldes at flere av dosenivåene lå så høyt at alle rekonstruksjonsteknikkene var gode nok til å gjenskape de samme lesjonene. I tillegg er det en risiko for at radiologene etter hvert husket hvor metastasene lå på grunn av liten variasjon i metastaseplassering.

En annen vanlig måte å vurdere diagnostisk bildekvalitet på er ROC-analyse (Båth and Månsson 2007, Båth 2010). Fantomet som ble brukt i denne analysen kunne vært benyttet til denne typen analyser. Imidlertid var det flere ting som gjorde dette vanskelig. Slik metastasene var plassert hadde det vært veldig tidkrevende å gjennomføre for radiologene. Samtidig som det at metastasene ble flyttet på underveis også vanskeliggjorde en ROC-

studie. Dersom metastasene var satt opp mer systematisk, men da samtidig mindre virkelighetsnært, kunne det vært lettere å gjennomføre.

6 KONKLUSJON

Det var små forskjeller mellom de ulike rekonstruksjonsteknikkene og dosenivåene for de bilde-evalueringskriteriene som var valgt for denne studien. For opptakene med $CTDI_{vol}$ mellom 6,8 mGy og 10,7 mGy var det imidlertid en tendens i retning av at FC55 og FC56 skilte seg ut og fikk høyest score av Toshiba sine rekonstruksjonsteknikker. Ved $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy var GE sine rekonstruksjonsteknikker representert. På dette dosenivået fikk GE sitt lungefilter uten iterativ rekonstruksjon best resultat av samtlige rekonstruksjonsfilter fra både Toshiba og GE. Resultatene fra indikerer at alle rekonstruksjonskombinasjonene som er inkludert i denne studien tilfredsstillende kravene til god bildekvalitet, og at det er små forskjeller i score. Dermed vil det i stor grad være radiologens oppfatning av hvilken bildetekstur vedkommende foretrekker som vil være avgjørende for valg av rekonstruksjonsteknikk.

For normaldoseopptakene påvirker iterativ rekonstruksjon i liten grad bildekvaliteten ved lungeavbildning. For lavdoseopptakene, det vil si opptak med $CTDI_{vol}$ mindre enn 1mGy, forbedrer iterativ rekonstruksjon bildekvaliteten. Det subjektive målet på støy ble forbedret ved økt grad av iterativ rekonstruksjon ved alle dosenivå. I denne studien var det heller ikke noen signifikant endring av bildekvalitet når dosenivået ble senket samtidig som graden av iterativ rekonstruksjon økte. Disse resultatene er i samsvar med tidligere studier som har vist at dosenivået kan senkes samtidig som en tilstrekkelig bildekvalitet opprettholdes ved bruk av iterativ rekonstruksjon.

Resultatene viser at iterativ rekonstruksjon kan bidra til å opprettholde tilfredsstillende bildekvalitet når dosenivået reduseres, men for de høyeste dosenivåene har ikke iterativ rekonstruksjon noen hensikt.

Resultatene som har kommet frem i denne studien er basert på fantomstudier og kan være et godt utgangspunkt for videre studier, inkludert kliniske studier på pasienter.

Litteraturliste

Argaud, C. "ASiR: a new reconstruction technique to lower dose without compromise."

Attix, F. H. (2008). Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, John Wiley & Sons.

Bongartz, G., et al. (2010). European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.

Båth, M. (2010). "Evaluating imaging systems: practical applications." Radiation protection dosimetry **139**(1-3): 26-36.

Båth, M. and L. G. Månsson (2007). "Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation."

Christe, A., et al. (2013). "CT dose and image quality in the last three scanner generations." World journal of radiology **5**(11): 421.

Dowsett, D. J., et al. (2006). The physics of diagnostic imaging. London, Hodder Arnold.

Geijer, H., et al. (2001). "Digital Radiography of Scoliosis with a Scanning Method: Initial Evaluation1." Radiology **218**(2): 402-410.

Herrmann, C., et al. (2000). Comparison of two methods for evaluating image quality of chest radiographs. Medical Imaging 2000, International Society for Optics and Photonics.

Honda, O., et al. (2011). "Image quality of multiplanar reconstruction of pulmonary CT scans using adaptive statistical iterative reconstruction." British Journal of Radiology **84**(1000): 335-341.

Hricak, H., et al. (2011). "Managing Radiation Use in Medical Imaging: A Multifaceted Challenge." Radiology **258**(3): 889-905.

Imhof, H. (2006). "Development of CT imaging." Medicamundi.

Irwan, R., et al. (2011). "AIDR 3D–Reduces Dose and Simultaneously Improves Image Quality."

Joemai, R. M. S., et al. (2013). "Adaptive Iterative Dose Reduction 3D Versus Filtered Back Projection in CT: Evaluation of Image Quality." AJR, American journal of roentgenology **201**(6): 1291-1297.

Jurik, A., et al. (2000). "Clinical use of image quality criteria in computed tomography: a pilot study." Radiation protection dosimetry **90**(1-2): 47.

Kalra, M., et al. (2004). "Strategies for CT Radiation Dose Optimization1." Radiology **230**(3): 619-628.

Kreftregisteret (2014, 14.05). "kreftstatistikk." from <http://www.kreftregisteret.no/no/Registrene/Kreftstatistikk/>.

Levernes, S., et al. (2014). Strålebruk i Norge. Nyttig bruk og godt strålevern for samfunn, menneske og miljø. StrålevernRapport. <http://www.nrpa.no/dav/b90eeed687.pdf>, Statens strålevern.

Ludewig, E., et al. (2010). "Diagnostic imaging–evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis." Veterinary Research Communications **34**(5): 473-479.

Mahesh, M. (2009). MDCT Physics: The Basics-Technology, Image Quality and Radiation Dose, Lippincott Williams & Wilkins.

Martinsen, A. C. T., et al. (2010). "Improved image quality of low-dose thoracic CT examinations with a new postprocessing software*." Journal of Applied Clinical Medical Physics **11**(3).

Ohno, Y., et al. (2007). "Influence of detector collimation and beam pitch for identification and image quality of ground-glass attenuation and nodules on 16- and 64-detector row CT systems: Experimental study using chest phantom." European Journal of Radiology **64**(3): 406-413.

Prakash, P., et al. (2010). "Diffuse Lung Disease: CT of the Chest with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique1." Radiology **256**(1): 261-269.

Prakash, P., et al. (2010). "Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique." Investigative Radiology **45**(4): 202-210.

Sagara, Y., et al. (2010). "Abdominal CT: Comparison of Low-Dose CT With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Routine-Dose CT With Filtered Back Projection in 53 Patients." AJR, American journal of roentgenology **195**(3): 713-719.

Sandborg, M., et al. (2006). "Comparison of clinical and physical measures of image quality in chest and pelvis computed radiography at different tube voltages." Medical Physics **33**(11): 4169.

The Phantom Laboratory Incorporated (2006). Catphan 500 and 600 Manual, The Phantom Laboratory Incorporated, Salem, NY.

Tingberg, A., et al. (2000). "Comparison of two methods for evaluation of the image quality of lumbar spine radiographs." Radiation protection dosimetry **90**(1-2): 165.

Toshiba Corporation (2014). Retrieved 16/5, 2014.

Tubiana, M., et al. (2006). "The debate on the use of linear no threshold for assessing the effects of low doses." Journal of Radiological Protection **26**(3): 317-324.

Yamada, Y., et al. (2012). "Dose reduction in chest CT: Comparison of the adaptive iterative dose reduction 3D, adaptive iterative dose reduction, and filtered back projection reconstruction techniques." European Journal of Radiology **81**(12): 4185-4195.

Yanagawa, M., et al. (2010). "Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique for Pulmonary CT: Image Quality of the Cadaveric Lung on Standard- and Reduced-Dose CT." Academic Radiology **17**: 8.

Zarb, F., et al. (2010). "Image quality assessment tools for optimization of CT images." Radiography **16**(2): 147-153.

Vedlegg A

Rekkefølgen som de ulike rekonstruksjonene ble gransket i. Listen inneholder skanner, GE Lightspeed VCT eller Toshiba Aquillion One, og serienummeret til rekonstruksjonen. Serienummer er koblet sammen med opptak og rekonstruksjon i vedlegg B.

Granskningsrekkefølge	Skanner	Rekonstruksjons-serienummer	Granskningsrekkefølge	Skanner	Rekonstruksjons-serienummer
67	GE	2	53	Toshiba	65
84	GE	3	30	Toshiba	66
69	GE	4	59	Toshiba	67
55	GE	5	47	Toshiba	68
34	GE	601	8	Toshiba	69
86	GE	605	7	Toshiba	70
80	GE	608	1	Toshiba	71
72	GE	612	43	Toshiba	72
49	Toshiba	21	70	Toshiba	73
41	Toshiba	22	85	Toshiba	74
31	Toshiba	23	32	Toshiba	75
22	Toshiba	24	37	Toshiba	76
36	Toshiba	25	58	Toshiba	103
23	Toshiba	26	25	Toshiba	104
39	Toshiba	27	44	Toshiba	107
11	Toshiba	28	46	Toshiba	108
73	Toshiba	29	77	Toshiba	111
26	Toshiba	30	20	Toshiba	112
78	Toshiba	31	28	Toshiba	115
71	Toshiba	32	4	Toshiba	116
68	Toshiba	33	61	Toshiba	123
14	Toshiba	34	76	Toshiba	124
60	Toshiba	35	66	Toshiba	127
13	Toshiba	36	19	Toshiba	128
51	Toshiba	41	21	Toshiba	131
63	Toshiba	42	50	Toshiba	132
45	Toshiba	43	64	Toshiba	135
33	Toshiba	44	10	Toshiba	136
62	Toshiba	45	52	Toshiba	143
29	Toshiba	46	12	Toshiba	144
16	Toshiba	47	57	Toshiba	147
81	Toshiba	48	27	Toshiba	148
38	Toshiba	49	6	Toshiba	151
75	Toshiba	50	3	Toshiba	152
79	Toshiba	51	88	Toshiba	155
15	Toshiba	52	2	Toshiba	156
48	Toshiba	53	9	Toshiba	163
18	Toshiba	54	42	Toshiba	164
17	Toshiba	55	5	Toshiba	167
82	Toshiba	56	54	Toshiba	168
56	Toshiba	61	40	Toshiba	171
24	Toshiba	62	35	Toshiba	172
83	Toshiba	63	65	Toshiba	175
74	Toshiba	64	87	Toshiba	176

Vedlegg B

Oversikt over rekonstruksjoner og opptak.

Oversikt over serienummer for rekonstruksjoner fra Toshiba Aquillion One med tilhørende rekonstruksjonsteknikk og Rawdata serienummer, et nummer som viser til opptakene som er gjort.

Rawdata sereienr.:	5	6	7	9	10	11	12
<i>Rekonstruksjon</i>	<i>Serienummer</i>						
FC56 QDS+	21	41	61	—	—	—	—
FC56 AIDR mild	22	42	62	—	—	—	—
FC56 AIDR std	23	43	63	103	123	143	163
FC56 AIDR str	24	44	64	104	124	144	164
FC55 QDS+	25	45	65	—	—	—	—
FC55 AIDR mild	26	46	66	—	—	—	—
FC55 AIDR std	27	47	67	107	127	147	167
FC55 AIDR str	28	48	68	108	128	148	168
FC53 QDS+	29	49	69	—	—	—	—
FC53 AIDR mild	30	50	70	—	—	—	—
FC53 AIDR std	31	51	71	111	131	151	171
FC53 AIDR str	32	52	72	112	132	152	172
FC52 QDS+	33	53	73	—	—	—	—
FC52 AIDR mild	34	54	74	—	—	—	—
FC52 AIDR std	35	55	75	115	135	155	175
FC52 AIDR str	36	56	76	116	136	156	176

Oversikt over opptaksparameterne for hvert Rawdata serienummer for opptak fra Toshiba Aquillion One som er brukt i oppgaven.

Rawdata sereienr.	mA	kV	CTDI _{vol}	ms/HE	mAs	Snitt-tykkelse
5	250	120	8,5	500	125	2mm
6	300	120	10,7	500	150	2mm
7	200	120	6,8	500	100	2mm
9	10	120	0,3	500	5	2mm
10	10	135	0,5	500	5	2mm
11	10	100	0,2	500	5	2mm
12	10	80	0,1	500	5	2mm

Over serienummer for rekonstruksjonene fra GE Lightspeed VCT.

Serienr.	Rekonstruksjon	Metastase-oppsett
601	Lunge u/ASIR	A
605	Standard u/ASIR	A
608	Lunge 30% ASIR	A
612	Standard 30% ASIR	A
2	Lunge u/ASIR	B
3	Lunge m/ASIR	B
4	Standard u/ASIR	B
5	Standard 30% ASIR	B

Vedlegg C

Gjennomsnittsverdier for vurderingspunktene under de tre hovedkategoriene, score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner, for hver av rekonstruksjonsteknikkene ved $CTDI_{vol} = 10,7$ mGy.

Gjennomsnittsverdier for $CTDI_{vol} = 10,7$ mGy			
	Score	Generelt inntrykk	N_rel
FC56QDS	4,250	4,333	,867
FC55QDS	4,375	4,667	,867
FC53QDS	4,000	3,500	,733
FC52QDS	4,188	4,167	,867
FC56AIDRmild	4,438	4,667	,917
FC55AIDRmild	4,188	4,500	,875
FC53AIDRmild	3,938	3,833	,825
FC52AIDRmild	4,125	4,167	,917
FC56AIDRstd	4,188	4,500	,867
FC55AIDRstd	4,313	4,667	,917
FC53AIDRstd	3,875	3,667	,867
FC52AIDRstd	4,125	4,167	,867
FC56AIDRstr	4,250	4,500	,825
FC55AIDRstr	4,625	4,500	,917
FC53AIDRstr	4,063	4,167	,867
FC52AIDRstr	4,063	4,167	,917

Resultat av Paired samples t-test ved $CTDI_{vol} = 10,7$ mGy

Paired Samples Test – Vedlegg C

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55AIDRstr – FC56AIDRmild	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC55AIDRstr – FC55QDS	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55AIDRstr – FC55AIDRstd	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC55AIDRstr – FC56AIDRstr	.3750	.6191	.1548	.0451	.7049	2.423	15	.029
FC55AIDRstr – FC56QDS	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009

Paired Samples Test continue – Vedlegg C

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55AIDRstr – FC52QDS	.4375	.5123	.1281	.1645	.7105	3.416	15	.004
FC55AIDRstr – FC56AIDRstd	.4375	.7274	.1819	.0499	.8251	2.406	15	.029
FC55AIDRstr – FC55AIDRmild	.4375	.5123	.1281	.1645	.7105	3.416	15	.004
FC55AIDRstr – FC52AIDRstd	.5000	.5164	.1291	.2248	.7752	3.873	15	.002
FC55AIDRstr – FC52AIDRmild	.5000	.5164	.1291	.2248	.7752	3.873	15	.002
FC55AIDRstr – FC52AIDRstr	.5625	.7274	.1819	.1749	.9501	3.093	15	.007
FC55AIDRstr – FC53AIDRstr	.5625	.5123	.1281	.2895	.8355	4.392	15	.001
FC55AIDRstr – FC53QDS	.6250	.7188	.1797	.2420	1.0080	3.478	15	.003
FC55AIDRstr – FC53AIDRmild	.6875	.8732	.2183	.2222	1.1528	3.149	15	.007
FC55AIDRstr – FC53AIDRstd	.7500	.7746	.1936	.3372	1.1628	3.873	15	.002
FC56AIDRmild – FC55QDS	.0625	.2500	.0625	-.0707	.1957	1.000	15	.333
FC56AIDRmild – FC55AIDRstd	.1250	.3416	.0854	-.0570	.3070	1.464	15	.164
FC56AIDRmild – FC56AIDRstr	.1875	.5439	.1360	-.1023	.4773	1.379	15	.188
FC56AIDRmild – FC56QDS	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC56AIDRmild – FC52QDS	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC56AIDRmild – FC56AIDRstd	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC56AIDRmild – FC55AIDRmild	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC56AIDRmild – FC52AIDRstd	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020

Paired Samples Test continue – Vedlegg C

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56AIDRmild – FC52AIDRmild	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC56AIDRmild – FC52AIDRstr	.3750	.6191	.1548	.0451	.7049	2.423	15	.029
FC56AIDRmild – FC53AIDRstr	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009
FC56AIDRmild – FC53QDS	.4375	.6292	.1573	.1022	.7728	2.782	15	.014
FC56AIDRmild – FC53AIDRmild	.5000	.8944	.2236	.0234	.9766	2.236	15	.041
FC56AIDRmild – FC53AIDRstd	.5625	.7274	.1819	.1749	.9501	3.093	15	.007

Vedlegg D

Gjennomsnittsverdier for vurderingspunktene under de tre hovedkategoriene, score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner, for hver av rekonstruksjonsteknikkene ved $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy.

Gjennomsnittsverdier for $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy			
	Score	Generelt inntrykk	N_rel
FC56QDS	4,250	4,333	,867
FC55QDS	4,438	4,500	,867
FC53QDS	4,000	3,333	,867
FC52QDS	4,063	4,000	,825
FC56AIDRmild	4,188	4,500	,867
FC55AIDRmild	4,188	4,500	,917
FC53AIDRmild	3,750	3,833	,867
FC52AIDRmild	4,250	4,333	,917
FC56AIDRstd	4,125	4,167	,825
FC55AIDRstd	4,250	4,500	,867
FC53AIDRstd	3,875	3,500	,867
FC52AIDRstd	3,938	4,333	,825
FC56AIDRstr	4,188	4,333	,917
FC55AIDRstr	4,438	4,667	,875
FC53AIDRstr	3,813	3,667	,867
FC52AIDRstr	4,188	4,500	,917
Lunge 30% ASIR	4,406	4,583	,908
Standard 30% ASIR	4,219	4,500	,838
Lunge U/ASIR	4,469	4,500	,858
Standard U/ASIR	4,031	4,333	,842

Gjennomsnittsverdier for artefakter støy og kontrast for hver av rekonstruksjonsteknikkene ved $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy. Tallene er hentet fra granskningene gjort av begge radiologene som deltok i studien.

Gjennomsnittsverdier for underkategorier av generelt inntrykk for $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy			
	Artefakter	støy	Kontrast
FC56QDS	4	4,5	4,5
FC55QDS	4,5	4,5	4,5
FC53QDS	2	3,5	4,5
FC52QDS	3	4,5	4,5
FC56AIDRmild	4,5	4,5	4,5
FC55AIDRmild	4,5	4,5	4,5
FC53AIDRmild	3,5	3,5	4,5
FC52AIDRmild	4	4,5	4,5
FC56AIDRstd	4	4	4,5
FC55AIDRstd	4,5	4,5	4,5
FC53AIDRstd	3	3,5	4
FC52AIDRstd	4	4,5	4,5
FC56AIDRstr	4,5	4	4,5
FC55AIDRstr	4,5	4,5	5
FC53AIDRstr	3,5	3,5	4
FC52AIDRstr	4	4,5	5
LUNGmASIR	4,5	4,5	4,75
STDmASIR	4,5	5	4
LUNGuASIR	4,25	4,5	4,75
STDuASIR	4,5	5	3,5

Resultat av Paired samples t-test ved $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy for begge radiologene

Paired Samples Test – Vedlegg D

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Lunge U/ASIR – FC55QDS	.0625	.4425	.1106	-.1733	.2983	.565	15	.580
Lunge U/ASIR – Lunge 30% ASIR	.0625	.5644	.0998	-.1410	.2660	.626	31	.536
Lunge U/ASIR – FC55AIDRstr	.0625	.4425	.1106	-.1733	.2983	.565	15	.580
Lunge U/ASIR – FC56QDS	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
Lunge U/ASIR – FC52AIDRmild	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041

Paired Samples Test continue – Vedlegg D

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Lunge U/ASIR – FC55AIDRstd	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
Lunge U/ASIR – Standard 30% ASIR	.2500	.6222	.1100	.0257	.4743	2.273	31	.030
Lunge U/ASIR – FC56AIDRmild	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
Lunge U/ASIR – FC55AIDRmild	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
Lunge U/ASIR – FC56AIDRstr	.3125	.6021	.1505	-.0083	.6333	2.076	15	.055
Lunge U/ASIR – FC52AIDRstr	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
Lunge U/ASIR – FC56AIDRstd	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009
Lunge U/ASIR – FC52QDS	.4375	.6292	.1573	.1022	.7728	2.782	15	.014
Lunge U/ASIR – Standard U/ASIR	.4375	.6189	.1094	.2144	.6606	3.999	31	.000
Lunge U/ASIR – FC53QDS	.5000	.8165	.2041	.0649	.9351	2.449	15	.027
Lunge U/ASIR – FC52AIDRstd	.5625	.5123	.1281	.2895	.8355	4.392	15	.001
Lunge U/ASIR – FC53AIDRstd	.6250	.7188	.1797	.2420	1.0080	3.478	15	.003
Lunge U/ASIR – FC53AIDRstr	.6875	.7042	.1760	.3123	1.0627	3.905	15	.001
Lunge U/ASIR – FC53AIDRmild	.7500	.7746	.1936	.3372	1.1628	3.873	15	.002
FC55QDS – FC56QDS	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC55QDS – FC52AIDRmild	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC55QDS – FC55AIDRstd	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083

Paired Samples Test continue – Vedlegg D

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55QDS – Standard 30% ASIR	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC55QDS – FC56AIDRmild	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55QDS – FC55AIDRmild	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55QDS – FC52AIDRstr	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55QDS – FC56AIDRstd	.3125	.6021	.1505	-.0083	.6333	2.076	15	.055
FC55QDS – FC52QDS	.3750	.7188	.1797	-.0080	.7580	2.087	15	.054
FC55QDS – Standard U/ASIR	.5000	.7303	.1826	.1109	.8891	2.739	15	.015
FC55QDS – FC53QDS	.4375	.8139	.2035	.0038	.8712	2.150	15	.048
FC55QDS – FC52AIDRstd	.5000	.5164	.1291	.2248	.7752	3.873	15	.002
FC55QDS – FC53AIDRstd	.5625	.8139	.2035	.1288	.9962	2.764	15	.014
FC55QDS – FC53AIDRstr	.6250	.7188	.1797	.2420	1.0080	3.478	15	.003
FC55QDS – FC53AIDRmild	.6875	.7042	.1760	.3123	1.0627	3.905	15	.001
Lunge 30% ASIR – FC56QDS	.0000	.5164	.1291	-.2752	.2752	.000	15	1.000
Lunge 30% ASIR – FC52AIDRmild	.0000	.5164	.1291	-.2752	.2752	.000	15	1.000
Lunge 30% ASIR – FC55AIDRstd	.0000	.6325	.1581	-.3370	.3370	.000	15	1.000
Lunge 30% ASIR – Standard 30% ASIR	.1875	.5923	.1047	-.0260	.4010	1.791	31	.083
Lunge 30% ASIR – FC56AIDRmild	.0625	.5737	.1434	-.2432	.3682	.436	15	.669

Paired Samples Test continue – Vedlegg D

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Lunge 30% ASIR – FC55AIDRmild	.0625	.5737	.1434	-.2432	.3682	.436	15	.669
Lunge 30% ASIR – FC52AIDRstr	.0625	.5737	.1434	-.2432	.3682	.436	15	.669
Lunge 30% ASIR – FC56AIDRstd	.1250	.7188	.1797	-.2580	.5080	.696	15	.497
Lunge 30% ASIR – FC52QDS	.1875	.8342	.2085	-.2570	.6320	.899	15	.383
Lunge 30% ASIR – Standard U/ASIR	.3750	.7513	.1328	.1041	.6459	2.823	31	.008
Lunge 30% ASIR – FC53QDS	.2500	1.0000	.2500	-.2829	.7829	1.000	15	.333
Lunge 30% ASIR – FC52AIDRstd	.3125	.7042	.1760	-.0627	.6877	1.775	15	.096
Lunge 30% ASIR – FC53AIDRstd	.3750	.9574	.2394	-.1352	.8852	1.567	15	.138
Lunge 30% ASIR – FC53AIDRstr	.4375	.8921	.2230	-.0379	.9129	1.962	15	.069
Lunge 30% ASIR – FC53AIDRmild	.5000	.8165	.2041	.0649	.9351	2.449	15	.027
FC55AIDRstr – FC56QDS	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC55AIDRstr – FC52AIDRmild	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC55AIDRstr – FC55AIDRstd	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC55AIDRstr – Standard 30% ASIR	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC55AIDRstr – FC56AIDRmild	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55AIDRstr – FC55AIDRmild	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55AIDRstr – FC52AIDRstr	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041

Paired Samples Test continue – Vedlegg D

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55AIDRstr – FC56AIDRstd	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC55AIDRstr – FC52QDS	.3750	.6191	.1548	.0451	.7049	2.423	15	.029
FC55AIDRstr – Standard U/ASIR	.5000	.7303	.1826	.1109	.8891	2.739	15	.015
FC55AIDRstr – FC53QDS	.4375	.7274	.1819	.0499	.8251	2.406	15	.029
FC55AIDRstr – FC52AIDRstd	.5000	.5164	.1291	.2248	.7752	3.873	15	.002
FC55AIDRstr – FC53AIDRstd	.5625	.7274	.1819	.1749	.9501	3.093	15	.007
FC55AIDRstr – FC53AIDRstr	.6250	.6191	.1548	.2951	.9549	4.038	15	.001
FC55AIDRstr – FC53AIDRmild	.6875	.7042	.1760	.3123	1.0627	3.905	15	.001
FC56AIDRstr – FC56QDS	-.0625	.4425	.1106	-.2983	.1733	-.565	15	.580
FC56AIDRstr – FC52AIDRmild	-.0625	.4425	.1106	-.2983	.1733	-.565	15	.580
FC56AIDRstr – FC55AIDRstd	-.0625	.5737	.1434	-.3682	.2432	-.436	15	.669
FC56AIDRstr – Standard 30% ASIR	.0625	.6801	.1700	-.2999	.4249	.368	15	.718
FC56AIDRstr – FC56AIDRmild	.0000	.5164	.1291	-.2752	.2752	.000	15	1.000
FC56AIDRstr – FC55AIDRmild	.0000	.3651	.0913	-.1946	.1946	.000	15	1.000
FC56AIDRstr – FC52AIDRstr	.0000	.5164	.1291	-.2752	.2752	.000	15	1.000
FC56AIDRstr – FC56AIDRstd	.0625	.4425	.1106	-.1733	.2983	.565	15	.580
FC56AIDRstr – FC52QDS	.1250	.5000	.1250	-.1414	.3914	1.000	15	.333

Paired Samples Test continue – Vedlegg D

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56AIDRstr – Standard U/ASIR	.2500	.8563	.2141	-.2063	.7063	1.168	15	.261
FC56AIDRstr – FC53QDS	.1875	.7500	.1875	-.2121	.5871	1.000	15	.333
FC56AIDRstr – FC52AIDRstd	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC56AIDRstr – FC53AIDRstd	.3125	.7042	.1760	-.0627	.6877	1.775	15	.096
FC56AIDRstr – FC53AIDRstr	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009
FC56AIDRstr – FC53AIDRmild	.4375	.6292	.1573	.1022	.7728	2.782	15	.014

Vedlegg E

Gjennomsnittsverdier for vurderingspunktene under de tre hovedkategoriene, score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner, for hver av rekonstruksjonsteknikkene ved $CTDI_{vol}=8,5$ mGy vurdert av radiolog 1.

Gjennomsnittsverdier for Radiolog 1: CTDI_vol=8,5 mGy			
	N_rel	score	Generelt inntrykk
FC56QDS	0,817	3,75	3,667
FC55QDS	0,817	4,125	4
FC53QDS	0,817	3,25	3,333
FC52QDS	0,733	3,375	3,667
FC56AIDRmild	0,817	3,625	4
FC55AIDRmild	0,917	3,75	4
FC53AIDRmild	0,817	3	2,667
FC52AIDRmild	0,917	3,875	3,667
FC56AIDRstd	0,817	3,5	3,333
FC55AIDRstd	0,817	3,75	4
FC53AIDRstd	0,817	3,125	2,667
FC52AIDRstd	0,733	3,625	3,667
FC56AIDRstr	0,917	3,75	3,667
FC55AIDRstr	0,833	4,125	4,333
FC53AIDRstr	0,817	3,125	3
FC52AIDRstr	0,917	3,875	4
Lunge 30% ASIR	0,908	4,063	4,333
Standard 30% ASIR	0,817	3,938	4,167
Lunge U/ASIR	0,858	4,063	4
Standard U/ASIR	0,775	3,625	4

Resultat av Paired samples t-test ved $CTDI_{vol}=8,5$ mGy for radiolog 1

Paired Samples Test

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55AIDRstr – FC55QDS	.0000	.5345	.1890	-.4469	.4469	.000	7	1.000
FC55AIDRstr – Lunge U/ASIR	-.1250	.6409	.2266	-.6608	.4108	-.552	7	.598
FC55AIDRstr – Lunge 30% ASIR	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55AIDRstr – Standard 30% ASIR	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC55AIDRstr – FC52AIDRstr	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC55AIDRstr – FC52AIDRmild	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC55AIDRstr – FC55AIDRstd	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55AIDRstr – FC56AIDRstr	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55AIDRstr – FC55AIDRmild	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55AIDRstr – FC56QDS	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55AIDRstr – Standard U/ASIR	.5000	.9258	.3273	-.2740	1.2740	1.528	7	.170
FC55AIDRstr – FC52AIDRstd	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
FC55AIDRstr – FC56AIDRmild	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
FC55AIDRstr – FC56AIDRstd	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
FC55AIDRstr – FC52QDS	.7500	.7071	.2500	.1588	1.3412	3.000	7	.020
FC55AIDRstr – FC53AIDRstr	1.0000	.5345	.1890	.5531	1.4469	5.292	7	.001
FC55AIDRstr – FC53AIDRstd	1.0000	.7559	.2673	.3680	1.6320	3.742	7	.007
FC55AIDRstr – FC53AIDRmild	1.1250	.6409	.2266	.5892	1.6608	4.965	7	.002
FC55QDS – Lunge U/ASIR	-.1250	.6409	.2266	-.6608	.4108	-.552	7	.598
FC55QDS – Lunge 30% ASIR	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55QDS – Standard 30% ASIR	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC55QDS – FC52AIDRstr	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC55QDS – FC52AIDRmild	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC55QDS – FC55AIDRstd	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55QDS – FC56AIDRstr	.3750	.9161	.3239	-.3909	1.1409	1.158	7	.285
FC55QDS – FC55AIDRmild	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55QDS – FC56QDS	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55QDS – Standard U/ASIR	.5000	.9258	.3273	-.2740	1.2740	1.528	7	.170
FC55QDS – FC52AIDRstd	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
FC55QDS – FC56AIDRmild	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
FC55QDS – FC56AIDRstd	.6250	.7440	.2631	.0030	1.2470	2.376	7	.049
FC55QDS – FC52QDS	.7500	.8864	.3134	.0089	1.4911	2.393	7	.048
FC55QDS – FC53AIDRstr	1.0000	.7559	.2673	.3680	1.6320	3.742	7	.007
FC55QDS – FC53AIDRstd	1.0000	.9258	.3273	.2260	1.7740	3.055	7	.018
FC55QDS – FC53AIDRmild	1.1250	.6409	.2266	.5892	1.6608	4.965	7	.002
Lunge U/ASIR – Lunge 30% ASIR	.0000	.7303	.1826	-.3891	.3891	.000	15	1.000
Lunge U/ASIR – Standard 30% ASIR	.1250	.7188	.1797	-.2580	.5080	.696	15	.497

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Lunge U/ASIR – FC52AIDRstr	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
Lunge U/ASIR – FC52AIDRmild	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
Lunge U/ASIR – FC55AIDRstd	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
Lunge U/ASIR – FC56AIDRstr	.5000	.7559	.2673	-.1320	1.1320	1.871	7	.104
Lunge U/ASIR – FC55AIDRmild	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
Lunge U/ASIR – FC56QDS	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
Lunge U/ASIR – Standard U/ASIR	.4375	.7274	.1819	.0499	.8251	2.406	15	.029
Lunge U/ASIR – FC52AIDRstd	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
Lunge U/ASIR – FC56AIDRmild	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
Lunge U/ASIR – FC56AIDRstd	.7500	.4629	.1637	.3630	1.1370	4.583	7	.003
Lunge U/ASIR – FC52QDS	.8750	.6409	.2266	.3392	1.4108	3.862	7	.006
Lunge U/ASIR – FC53AIDRstr	1.1250	.6409	.2266	.5892	1.6608	4.965	7	.002
Lunge U/ASIR – FC53AIDRstd	1.1250	.6409	.2266	.5892	1.6608	4.965	7	.002
Lunge U/ASIR – FC53AIDRmild	1.2500	.7071	.2500	.6588	1.8412	5.000	7	.002
Lunge 30% ASIR – Standard 30% ASIR	.1250	.6191	.1548	-.2049	.4549	.808	15	.432
Lunge 30% ASIR – FC52AIDRstr	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
Lunge 30% ASIR – FC52AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Lunge 30% ASIR – FC55AIDRstd	.2500	.7071	.2500	-.3412	.8412	1.000	7	.351
Lunge 30% ASIR – FC56AIDRstr	.2500	.8864	.3134	-.4911	.9911	.798	7	.451
Lunge 30% ASIR – FC55AIDRmild	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
Lunge 30% ASIR – FC56QDS	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
Lunge 30% ASIR – Standard U/ASIR	.4375	.8921	.2230	-.0379	.9129	1.962	15	.069
Lunge 30% ASIR – FC52AIDRstd	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
Lunge 30% ASIR – FC56AIDRmild	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
Lunge 30% ASIR – FC56AIDRstd	.5000	.7559	.2673	-.1320	1.1320	1.871	7	.104
Lunge 30% ASIR – FC52QDS	.6250	.9161	.3239	-.1409	1.3909	1.930	7	.095
Lunge 30% ASIR – FC53AIDRstr	.8750	.8345	.2950	.1773	1.5727	2.966	7	.021
Lunge 30% ASIR – FC53AIDRstd	.8750	.9910	.3504	.0465	1.7035	2.497	7	.041
Lunge 30% ASIR – FC53AIDRmild	1.0000	.5345	.1890	.5531	1.4469	5.292	7	.001
Standard 30% ASIR – FC52AIDRstr	.0000	.5345	.1890	-.4469	.4469	.000	7	1.000
Standard 30% ASIR – FC52AIDRmild	.0000	.5345	.1890	-.4469	.4469	.000	7	1.000
Standard 30% ASIR – FC55AIDRstd	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
Standard 30% ASIR – FC56AIDRstr	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Standard 30% ASIR – FC55AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
Standard 30% ASIR – FC56QDS	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
Standard 30% ASIR – Standard U/ASIR	.3125	.7042	.1760	-.0627	.6877	1.775	15	.096
Standard 30% ASIR – FC52AIDRstd	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
Standard 30% ASIR – FC56AIDRmild	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
Standard 30% ASIR – FC56AIDRstd	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – FC52QDS	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
Standard 30% ASIR – FC53AIDRstr	.7500	.4629	.1637	.3630	1.1370	4.583	7	.003
Standard 30% ASIR – FC53AIDRstd	.7500	.7071	.2500	.1588	1.3412	3.000	7	.020
Standard 30% ASIR – FC53AIDRmild	.8750	.6409	.2266	.3392	1.4108	3.862	7	.006
FC52AIDRstr – FC55AIDRstd	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598
FC52AIDRstr – FC56AIDRstr	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598
FC52AIDRstr – FC55AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC52AIDRstr – FC56QDS	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC52AIDRstr – Standard U/ASIR	.2500	.7071	.2500	-.3412	.8412	1.000	7	.351
FC52AIDRstr – FC52AIDRstd	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC52AIDRstr – FC56AIDRmild	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC52AIDRstr – FC56AIDRstd	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC52AIDRstr – FC52QDS	.5000	.7559	.2673	-.1320	1.1320	1.871	7	.104
FC52AIDRstr – FC53AIDRstr	.7500	.7071	.2500	.1588	1.3412	3.000	7	.020
FC52AIDRstr – FC53AIDRstd	.7500	.8864	.3134	.0089	1.4911	2.393	7	.048
FC52AIDRstr – FC53AIDRmild	.8750	.3536	.1250	.5794	1.1706	7.000	7	.000
FC52AIDRmild – FC55AIDRstd	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598
FC52AIDRmild – FC56AIDRstr	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598
FC52AIDRmild – FC55AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC52AIDRmild – FC56QDS	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC52AIDRmild – Standard U/ASIR	.2500	.7071	.2500	-.3412	.8412	1.000	7	.351
FC52AIDRmild – FC52AIDRstd	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC52AIDRmild – FC56AIDRmild	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC52AIDRmild – FC56AIDRstd	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC52AIDRmild – FC52QDS	.5000	.7559	.2673	-.1320	1.1320	1.871	7	.104
FC52AIDRmild – FC53AIDRstr	.7500	.7071	.2500	.1588	1.3412	3.000	7	.020

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC52AIDRmild – FC53AIDRstd	.7500	.8864	.3134	.0089	1.4911	2.393	7	.048
FC52AIDRmild – FC53AIDRmild	.8750	.3536	.1250	.5794	1.1706	7.000	7	.000
FC55AIDRstd – FC56AIDRstr	.0000	.7559	.2673	-.6320	.6320	.000	7	1.000
FC55AIDRstd – FC55AIDRmild	.0000	.5345	.1890	-.4469	.4469	.000	7	1.000
FC55AIDRstd – FC56QDS	.0000	.5345	.1890	-.4469	.4469	.000	7	1.000
FC55AIDRstd – Standard U/ASIR	.1250	.9910	.3504	-.7035	.9535	.357	7	.732
FC55AIDRstd – FC52AIDRstd	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC55AIDRstd – FC56AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC55AIDRstd – FC56AIDRstd	.2500	.7071	.2500	-.3412	.8412	1.000	7	.351
FC55AIDRstd – FC52QDS	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55AIDRstd – FC53AIDRstr	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
FC55AIDRstd – FC53AIDRstd	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
FC55AIDRstd – FC53AIDRmild	.7500	.7071	.2500	.1588	1.3412	3.000	7	.020
FC56AIDRstr – FC55AIDRmild	.0000	.5345	.1890	-.4469	.4469	.000	7	1.000
FC56AIDRstr – FC56QDS	.0000	.5345	.1890	-.4469	.4469	.000	7	1.000
FC56AIDRstr – Standard U/ASIR	.1250	.9910	.3504	-.7035	.9535	.357	7	.732
FC56AIDRstr – FC52AIDRstd	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598
FC56AIDRstr – FC56AIDRmild	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56AIDRstr – FC56AIDRstd	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC56AIDRstr – FC52QDS	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC56AIDRstr – FC53AIDRstr	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
FC56AIDRstr – FC53AIDRstd	.6250	.7440	.2631	.0030	1.2470	2.376	7	.049
FC56AIDRstr – FC53AIDRmild	.7500	.7071	.2500	.1588	1.3412	3.000	7	.020
FC55AIDRmild – Standard U/ASIR	.1250	.8345	.2950	-.5727	.8227	.424	7	.685
FC55AIDRmild – FC52AIDRstd	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC55AIDRmild – FC56AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC55AIDRmild – FC56AIDRstd	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC55AIDRmild – FC52QDS	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080
FC55AIDRmild – FC53AIDRstr	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
FC55AIDRmild – FC53AIDRstd	.6250	.7440	.2631	.0030	1.2470	2.376	7	.049
FC55AIDRmild – FC53AIDRmild	.7500	.4629	.1637	.3630	1.1370	4.583	7	.003
FC56QDS – Standard U/ASIR	.1250	.8345	.2950	-.5727	.8227	.424	7	.685
FC56QDS – FC52AIDRstd	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC56QDS – FC56AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
FC56QDS – FC56AIDRstd	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
FC56QDS – FC52QDS	.3750	.5175	.1830	-.0577	.8077	2.049	7	.080

Paired Samples Test continue – Vedlegg E

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56QDS – FC53AIDRstr	.6250	.5175	.1830	.1923	1.0577	3.416	7	.011
FC56QDS – FC53AIDRstd	.6250	.7440	.2631	.0030	1.2470	2.376	7	.049
FC56QDS – FC53AIDRmild	.7500	.4629	.1637	.3630	1.1370	4.583	7	.003
Standard U/ASIR – FC52AIDRstd	.0000	.9258	.3273	-.7740	.7740	.000	7	1.000
Standard U/ASIR – FC56AIDRmild	.0000	.9258	.3273	-.7740	.7740	.000	7	1.000
Standard U/ASIR – FC56AIDRstd	.1250	.6409	.2266	-.4108	.6608	.552	7	.598
Standard U/ASIR – FC52QDS	.2500	1.0351	.3660	-.6154	1.1154	.683	7	.516
Standard U/ASIR – FC53AIDRstr	.5000	1.0690	.3780	-.3937	1.3937	1.323	7	.227
Standard U/ASIR – FC53AIDRstd	.5000	1.0690	.3780	-.3937	1.3937	1.323	7	.227
Standard U/ASIR – FC53AIDRmild	.6250	.9161	.3239	-.1409	1.3909	1.930	7	.095

Vedlegg F

Gjennomsnittsverdier for vurderingspunktene under de tre hovedkategoriene, score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner, for hver av rekonstruksjonsteknikkene ved $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy vurdert av radiolog 2.

Gjennomsnittsverdier for radiolog 2: $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy			
	N_rel	Generelt inntrykk	score
FC56QDS	,917	5,000	4,750
FC55QDS	,917	5,000	4,750
FC53QDS	,917	3,333	4,750
FC52QDS	,917	4,333	4,750
FC56AIDRmild	,917	5,000	4,750
FC55AIDRmild	,917	5,000	4,625
FC53AIDRmild	,917	5,000	4,500
FC52AIDRmild	,917	5,000	4,625
FC56AIDRstd	,833	5,000	4,750
FC55AIDRstd	,917	5,000	4,750
FC53AIDRstd	,917	4,333	4,625
FC52AIDRstd	,917	5,000	4,250
FC56AIDRstr	,917	5,000	4,625
FC55AIDRstr	,917	5,000	4,750
FC53AIDRstr	,917	4,333	4,500
FC52AIDRstr	,917	5,000	4,500
Lunge 30% ASIR	,908	4,833	4,750
Standard 30% ASIR	,858	4,833	4,500
Lunge U/ASIR	,858	5,000	4,875
Standard U/ASIR	,908	4,667	4,438

Resultat av Paired samples t-test ved $CTDI_{vol} = 8,5$ mGy for radiolog 2

Paired Samples Test – Vedlegg F

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Lunge U/ASIR – Lunge 30% ASIR	.1250	.3416	.0854	-.0570	.3070	1.464	15	.164
Lunge U/ASIR – FC55AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
Lunge U/ASIR – FC52AIDRmild	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351

Paired Samples Test continue – Vedlegg F

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Lunge U/ASIR – FC53AIDRstd	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
Lunge U/ASIR – FC56AIDRstr	.1250	.3536	.1250	-.1706	.4206	1.000	7	.351
Lunge U/ASIR – FC53AIDRmild	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
Lunge U/ASIR – FC53AIDRstr	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
Lunge U/ASIR – FC52AIDRstr	.2500	.4629	.1637	-.1370	.6370	1.528	7	.170
Lunge U/ASIR – Standard 30% ASIR	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009
Lunge U/ASIR – Standard U/ASIR	.4375	.5123	.1281	.1645	.7105	3.416	15	.004
Lunge U/ASIR – FC52AIDRstd	.5000	.5345	.1890	.0531	.9469	2.646	7	.033
Standard 30% ASIR – FC56QDS	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – FC55QDS	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – FC53QDS	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – FC52QDS	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – FC56AIDRmild	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – FC56AIDRstd	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – FC55AIDRstd	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080

Paired Samples Test continue – Vedlegg F

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Standard 30% ASIR – FC55AIDRstr	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard 30% ASIR – Lunge 30% ASIR	-.2500	.5774	.1443	-.5576	.0576	-1.732	15	.104
Standard 30% ASIR – FC55AIDRmild	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
Standard 30% ASIR – FC52AIDRmild	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
Standard 30% ASIR – FC53AIDRstd	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
Standard 30% ASIR – FC56AIDRstr	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
Standard 30% ASIR – FC53AIDRmild	-.1250	.6409	.2266	-.6608	.4108	-.552	7	.598
Standard 30% ASIR – FC53AIDRstr	-.1250	.8345	.2950	-.8227	.5727	-.424	7	.685
Standard 30% ASIR – FC52AIDRstr	-.1250	.6409	.2266	-.6608	.4108	-.552	7	.598
Standard U/ASIR – FC56QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – FC55QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – FC53QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – FC52QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – FC56AIDRmild	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – FC56AIDRstd	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – FC55AIDRstd	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – FC55AIDRstr	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
Standard U/ASIR – Lunge 30% ASIR	-.3125	.6021	.1505	-.6333	.0083	-2.076	15	.055

Paired Samples Test continue – Vedlegg F

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Standard U/ASIR – FC55AIDRmild	-.3750	.7440	.2631	-.9970	.2470	-1.426	7	.197
Standard U/ASIR – FC52AIDRmild	-.3750	.7440	.2631	-.9970	.2470	-1.426	7	.197
Standard U/ASIR – FC53AIDRstd	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
Standard U/ASIR – FC56AIDRstr	-.3750	.7440	.2631	-.9970	.2470	-1.426	7	.197
Standard U/ASIR – FC53AIDRmild	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
Standard U/ASIR – FC53AIDRstr	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
Standard U/ASIR – FC52AIDRstr	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
FC52AIDRstd – FC56QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – FC55QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – FC53QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – FC52QDS	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – FC56AIDRmild	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – FC56AIDRstd	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – FC55AIDRstd	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – FC55AIDRstr	-.5000	.5345	.1890	-.9469	-.0531	-2.646	7	.033
FC52AIDRstd – Lunge 30% ASIR	-.2500	.8864	.3134	-.9911	.4911	-.798	7	.451
FC52AIDRstd – FC55AIDRmild	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
FC52AIDRstd – FC52AIDRmild	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080

Paired Samples Test continue – Vedlegg F

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC52AIDRstd – FC53AIDRstd	-.3750	.7440	.2631	-.9970	.2470	-1.426	7	.197
FC52AIDRstd – FC56AIDRstr	-.3750	.5175	.1830	-.8077	.0577	-2.049	7	.080
FC52AIDRstd – FC53AIDRmild	-.2500	.4629	.1637	-.6370	.1370	-1.528	7	.170
FC52AIDRstd – FC53AIDRstr	-.2500	.7071	.2500	-.8412	.3412	-1.000	7	.351
FC52AIDRstd – FC52AIDRstr	-.2500	.4629	.1637	-.6370	.1370	-1.528	7	.170

Vedlegg G

Gjennomsnittsverdier for vurderingspunktene under de tre hovedkategoriene, score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner, for hver av rekonstruksjonsteknikkene ved $CTDI_{vol} = 6,8$ mGy.

Gjennomsnittsverdier for $CTDI_{vol} = 6,8$ mGy			
	Generelt inntrykk	Score	N_rel
FC56QDS	4,167	4,250	,867
FC55QDS	4,167	4,188	,867
FC53QDS	3,667	4,063	,825
FC52QDS	3,833	3,938	,825
FC56AIDRmild	4,333	4,188	,917
FC55AIDRmild	4,667	4,313	,825
FC53AIDRmild	4,500	4,250	,867
FC52AIDRmild	4,000	3,938	,825
FC56AIDRstd	4,000	4,250	,875
FC55AIDRstd	4,667	4,313	,867
FC53AIDRstd	4,167	4,188	,742
FC52AIDRstd	4,000	3,938	,825
FC56AIDRstr	4,500	4,375	,917
FC55AIDRstr	4,667	4,313	,867
FC53AIDRstr	4,000	3,875	,825
FC52AIDRstr	4,167	4,063	,825

Resultat av Paired samples t-test ved $CTDI_{vol} = 6,8$ mGy

Paired Samples Test – Vedlegg G

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56AIDRstr – FC55AIDRstr	.0625	.4425	.1106	-.1733	.2983	.565	15	.580
FC56AIDRstr – FC55AIDRstd	.0625	.5737	.1434	-.2432	.3682	.436	15	.669
FC56AIDRstr – FC55AIDRmild	.0625	.2500	.0625	-.0707	.1957	1.000	15	.333
FC56AIDRstr – FC53AIDRmild	.1250	.5000	.1250	-.1414	.3914	1.000	15	.333
FC56AIDRstr – FC56AIDRstd	.1250	.3416	.0854	-.0570	.3070	1.464	15	.164

Paired Samples Test continue – Vedlegg G

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56AIDRstr – FC56QDS	.1250	.5000	.1250	-.1414	.3914	1.000	15	.333
FC56AIDRstr – FC55QDS	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC56AIDRstr – FC53AIDRstd	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC56AIDRstr – FC56AIDRmild	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC56AIDRstr – FC52AIDRstr	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC56AIDRstr – FC53QDS	.3125	.7042	.1760	-.0627	.6877	1.775	15	.096
FC56AIDRstr – FC52AIDRstd	.4375	.5123	.1281	.1645	.7105	3.416	15	.004
FC56AIDRstr – FC52AIDRmild	.4375	.5123	.1281	.1645	.7105	3.416	15	.004
FC56AIDRstr – FC52QDS	.4375	.5123	.1281	.1645	.7105	3.416	15	.004
FC56AIDRstr – FC53AIDRstr	.5000	.5164	.1291	.2248	.7752	3.873	15	.002
FC55AIDRstr – FC52AIDRstr	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC55AIDRstr – FC52AIDRstd	.3750	.7188	.1797	-.0080	.7580	2.087	15	.054
FC55AIDRstr – FC52AIDRmild	.3750	.8062	.2016	-.0546	.8046	1.861	15	.083
FC55AIDRstr – FC52QDS	.3750	.6191	.1548	.0451	.7049	2.423	15	.029
FC55AIDRstr – FC53AIDRstr	.4375	.7274	.1819	.0499	.8251	2.406	15	.029
FC55AIDRstd – FC52AIDRstr	.2500	.6831	.1708	-.1140	.6140	1.464	15	.164
FC55AIDRstd – FC52AIDRstd	.3750	.7188	.1797	-.0080	.7580	2.087	15	.054
FC55AIDRstd – FC52AIDRmild	.3750	.7188	.1797	-.0080	.7580	2.087	15	.054

Paired Samples Test continue – Vedlegg G

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55AIDRstd – FC52QDS	.3750	.7188	.1797	-.0080	.7580	2.087	15	.054
FC55AIDRstd – FC53AIDRstr	.4375	.7274	.1819	.0499	.8251	2.406	15	.029
FC55AIDRmild – FC52AIDRstr	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55AIDRmild – FC52AIDRstd	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009
FC55AIDRmild – FC52AIDRmild	.3750	.6191	.1548	.0451	.7049	2.423	15	.029
FC55AIDRmild – FC52QDS	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009
FC55AIDRmild – FC53AIDRstr	.4375	.5123	.1281	.1645	.7105	3.416	15	.004
FC53AIDRmild – FC52AIDRstr	.1875	.5439	.1360	-.1023	.4773	1.379	15	.188
FC53AIDRmild – FC52AIDRstd	.3125	.7042	.1760	-.0627	.6877	1.775	15	.096
FC53AIDRmild – FC52AIDRmild	.3125	.7932	.1983	-.1102	.7352	1.576	15	.136
FC53AIDRmild – FC52QDS	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC53AIDRmild – FC53AIDRstr	.3750	.6191	.1548	.0451	.7049	2.423	15	.029
FC56AIDRstd – FC52AIDRstr	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC56AIDRstd – FC52AIDRstd	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC56AIDRstd – FC52AIDRmild	.3125	.6021	.1505	-.0083	.6333	2.076	15	.055
FC56AIDRstd – FC52QDS	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC56AIDRstd – FC53AIDRstr	.3750	.5000	.1250	.1086	.6414	3.000	15	.009
FC56QDS – FC52AIDRstr	.1875	.5439	.1360	-.1023	.4773	1.379	15	.188

Paired Samples Test continue – Vedlegg G

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56QDS – FC52AIDRstd	.3125	.6021	.1505	-.0083	.6333	2.076	15	.055
FC56QDS – FC52AIDRmild	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC56QDS – FC52QDS	.3125	.7042	.1760	-.0627	.6877	1.775	15	.096
FC56QDS – FC53AIDRstr	.3750	.7188	.1797	-.0080	.7580	2.087	15	.054
FC55QDS – FC52AIDRstr	.1250	.5000	.1250	-.1414	.3914	1.000	15	.333
FC55QDS – FC52AIDRstd	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC55QDS – FC52AIDRmild	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC55QDS – FC52QDS	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC55QDS – FC53AIDRstr	.3125	.6021	.1505	-.0083	.6333	2.076	15	.055
FC53AIDRstd – FC52AIDRstr	.1250	.5000	.1250	-.1414	.3914	1.000	15	.333
FC53AIDRstd – FC52AIDRstd	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC53AIDRstd – FC52AIDRmild	.2500	.6831	.1708	-.1140	.6140	1.464	15	.164
FC53AIDRstd – FC52QDS	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC53AIDRstd – FC53AIDRstr	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC56AIDRmild – FC52AIDRstr	.1250	.5000	.1250	-.1414	.3914	1.000	15	.333
FC56AIDRmild – FC52AIDRstd	.2500	.5774	.1443	-.0576	.5576	1.732	15	.104
FC56AIDRmild – FC52AIDRmild	.2500	.6831	.1708	-.1140	.6140	1.464	15	.164
FC56AIDRmild – FC52QDS	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041

Paired Samples Test continue – Vedlegg G

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC56AIDRmild – FC53AIDRstr	.3125	.4787	.1197	.0574	.5676	2.611	15	.020
FC53QDS – FC52AIDRstr	.0000	.6325	.1581	-.3370	.3370	.000	15	1.000
FC53QDS – FC52AIDRstd	.1250	.7188	.1797	-.2580	.5080	.696	15	.497
FC53QDS – FC52AIDRmild	.1250	.8062	.2016	-.3046	.5546	.620	15	.544
FC53QDS – FC52QDS	.1250	.5000	.1250	-.1414	.3914	1.000	15	.333
FC53QDS – FC53AIDRstr	.1875	.5439	.1360	-.1023	.4773	1.379	15	.188

Vedlegg H

Gjennomsnittsverdier for vurderingspunktene under de tre hovedkategoriene, score, generelt inntrykk og relativt antall lesjoner, for hver av rekonstruksjonsteknikkene ved lavdoseopptak, CTDI_{vol} mindre enn 1 mGy.

Gjennomsnittsverdier for CTDI_{vol} mindre enn 1 mGy			
	Score	Generelt inntrykk	N _{rel}
FC56AIDRstd	2,969	2,75	0,552
FC55AIDRstd	3,078	3	0,606
FC53AIDRstd	2,703	2,5	0,563
FC52AIDRstd	2,766	2,5	0,631
FC56AIDRstr	2,984	2,875	0,663
FC55AIDRstr	3,094	2,833	0,665
FC53AIDRstr	2,984	2,625	0,552
FC52AIDRstr	3,156	3,042	0,631

Resultat av Paired samples t-test ved CTDI_{vol} mindre enn 1 mGy

Paired Samples Test – Vedlegg H

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC52AIDRstr - FC55AIDRstr	.0625	.6872	.0859	-.1092	.2342	.728	63	.470
FC52AIDRstr - FC55AIDRstd	.0781	.7195	.0899	-.1016	.2578	.869	63	.388
FC52AIDRstr - FC56AIDRstr	.1719	.7249	.0906	-.0092	.3530	1.897	63	.062
FC52AIDRstr - FC53AIDRstr	.1719	.6560	.0820	.0080	.3357	2.096	63	.040
FC52AIDRstr - FC56AIDRstd	.1875	.7099	.0887	.0102	.3648	2.113	63	.039
FC52AIDRstr - FC52AIDRstd	.3906	.6329	.0791	.2325	.5487	4.938	63	.000
FC52AIDRstr - FC53AIDRstd	.4531	.7111	.0889	.2755	.6308	5.098	63	.000
FC55AIDRstr - FC53AIDRstr	.1094	.6202	.0775	-.0456	.2643	1.411	63	.163

Paired Samples Test continue – Vedlegg H

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55AIDRstr - FC56AIDRstd	.1250	.5774	.0722	-.0192	.2692	1.732	63	.088
FC55AIDRstr - FC52AIDRstd	.3281	.5650	.0706	.1870	.4693	4.646	63	.000
FC55AIDRstr - FC53AIDRstd	.3906	.6575	.0822	.2264	.5549	4.753	63	.000
FC55AIDRstd - FC53AIDRstr	.0938	.7064	.0883	-.0827	.2702	1.062	63	.292
FC55AIDRstd - FC56AIDRstd	.1094	.5076	.0635	-.0174	.2362	1.724	63	.090
FC55AIDRstd - FC52AIDRstd	.3125	.6140	.0767	.1591	.4659	4.072	63	.000
FC55AIDRstd - FC53AIDRstd	.3750	.7237	.0905	.1942	.5558	4.145	63	.000
FC56AIDRstr - FC53AIDRstr	.0000	.5909	.0739	-.1476	.1476	.000	63	1.000
FC56AIDRstr - FC56AIDRstd	.0156	.6545	.0818	-.1479	.1791	.191	63	.849
FC56AIDRstr - FC52AIDRstd	.2188	.5765	.0721	.0747	.3628	3.036	63	.003
FC56AIDRstr - FC53AIDRstd	.2813	.6539	.0817	.1179	.4446	3.441	63	.001

Vedlegg I

Resultat av Paired samples t-test for sammenligning av grad av iterativ rekonstruksjon.

Paired Samples Test – Vedlegg I

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR str 8,5 mGy	-.0625	.8539	.2135	-.5175	.3925	-.293	15	.774
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR std 8,5 mGy	.1250	1.0247	.2562	-.4210	.6710	.488	15	.633
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR mild 8,5 mGy	.1875	.9106	.2276	-.2977	.6727	.824	15	.423
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR str 6,8 mGy	.0625	.4425	.1106	-.1733	.2983	.565	15	.580
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR std 6,8 mGy	.0625	.6801	.1700	-.2999	.4249	.368	15	.718
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR mild 6,8 mGy	.0625	.4425	.1106	-.1733	.2983	.565	15	.580
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR str <1mGy	.1875	.8342	.2085	-.2570	.6320	.899	15	.383
FC55 QDS 10,7 mGy - FC55 AIDR std <1mGy	.3125	.6021	.1505	-.0083	.6333	2.076	15	.055
FC55 AIDR mild 10,7 mGy - FC55 AIDR str 8,5 mGy	-.2500	.8563	.2141	-.7063	.2063	-1.168	15	.261
FC55 AIDR mild 10,7 mGy - FC55 AIDR std 8,5 mGy	-.0625	1.0626	.2657	-.6287	.5037	-.235	15	.817
FC55 AIDR mild 10,7 mGy - FC55 AIDR str 6,8 mGy	-.1250	.5000	.1250	-.3914	.1414	-1.000	15	.333
FC55 AIDR mild 10,7 mGy - FC55 AIDR std 6,8 mGy	-.1250	.5000	.1250	-.3914	.1414	-1.000	15	.333
FC55 AIDR mild 10,7 mGy - FC55 AIDR str <1mGy	.0000	.8165	.2041	-.4351	.4351	.000	15	1.000

Paired Samples Test continue – Vedlegg I

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55 AIDR mild 10,7 mGy - FC55 AIDR std <1mGy	.1250	.6191	.1548	-.2049	.4549	.808	15	.432
FC55 QDS 8,5 mGy – FC55 AIDR str 6,8 mGy	.1250	.8062	.2016	-.3046	.5546	.620	15	.544
FC55 QDS 8,5 mGy – FC55 AIDR std 6,8 mGy	.1250	.9574	.2394	-.3852	.6352	.522	15	.609
FC55 QDS 8,5 mGy – FC55 AIDR mild 6,8 mGy	.1250	.8851	.2213	-.3466	.5966	.565	15	.580
FC55 QDS 8,5 mGy – FC55 AIDR str <1mGy	.2500	.7746	.1936	-.1628	.6628	1.291	15	.216
FC55 QDS 8,5 mGy – FC55 AIDR std <1mGy	.3750	.8062	.2016	-.0546	.8046	1.861	15	.083
FC55 AIDR mild 8,5 mGy - FC55 AIDR str 6,8 mGy	-.1250	.8851	.2213	-.5966	.3466	-.565	15	.580
FC55 AIDR mild 8,5 mGy - FC55 AIDR std 6,8 mGy	-.1250	1.0247	.2562	-.6710	.4210	-.488	15	.633
FC55 AIDR mild 8,5 mGy - FC55 AIDR str <1mGy	.0000	.7303	.1826	-.3891	.3891	.000	15	1.000
FC55 AIDR mild 8,5 mGy - FC55 AIDR std <1mGy	.1250	.8062	.2016	-.3046	.5546	.620	15	.544
FC55 QDS 6,8 mGy – FC55 AIDR std <1mGy	.1250	.7188	.1797	-.2580	.5080	.696	15	.497
FC55 QDS 6,8 mGy – FC55 AIDR str <1mGy	.0000	1.0328	.2582	-.5503	.5503	.000	15	1.000
FC55 AIDR mild 6,8 mGy - FC55 AIDR std <1mGy	.2500	.6831	.1708	-.1140	.6140	1.464	15	.164
FC55 AIDR mild 6,8 mGy - FC55 AIDR str <1mGy	.1250	.8851	.2213	-.3466	.5966	.565	15	.580
FC55 QDS 6,8 mGy - FC55 AIDR mild 6,8 mGy	-.1250	.3416	.0854	-.3070	.0570	-1.464	15	.164
FC55 QDS 6,8 mGy - FC55 AIDR std 6,8 mGy	-.1250	.3416	.0854	-.3070	.0570	-1.464	15	.164
FC55 QDS 6,8 mGy - FC55 AIDR str 6,8 mGy	-.1250	.5000	.1250	-.3914	.1414	-1.000	15	.333

Paired Samples Test continue – Vedlegg I

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
FC55 AIDR mild 6,8 mGy - FC55 AIDR std 6,8 mGy	.0000	.5164	.1291	-.2752	.2752	.000	15	1.000
FC55 AIDR mild 6,8 mGy - FC55 AIDR str 6,8 mGy	.0000	.3651	.0913	-.1946	.1946	.000	15	1.000
FC55 QDS 8,5 mGy - FC55 AIDR mild 8,5 mGy	.2500	.4472	.1118	.0117	.4883	2.236	15	.041
FC55 QDS 8,5 mGy - FC55 AIDR std 8,5 mGy	.1875	.4031	.1008	-.0273	.4023	1.861	15	.083
FC55 QDS 8,5 mGy - FC55 AIDR str 8,5 mGy	.0000	.3651	.0913	-.1946	.1946	.000	15	1.000
FC55 AIDR mild 8,5 mGy - FC55 AIDR std 8,5 mGy	-.0625	.4425	.1106	-.2983	.1733	-.565	15	.580
FC55 AIDR mild 8,5 mGy - FC55 AIDR str 8,5 mGy	-.2500	.4472	.1118	-.4883	-.0117	-2.236	15	.041