

CT Thorax lavdose - En sammenligning av et organdosemodulerings program X-CARE og vismut beskyttelse

Forfatter:

Mikael Oseberg, Vanessa Hoang Kim Tran, Hilde Lauvhaug, Hung Thai Phero Nguyen

Høgskolen i Oslo og Akershus, Oslo, Norge

Nøkkelord: radiografi, CT thorax, bildekvalitet, organdosemodulering, Vismut beskyttelse, SNR, CNR

PEER REVIEWED ARTICLE

Abstrakt

Innledning

Computertomografi (CT) er en hyppig utført undersøkelse i Norge. Både mammae og thyroidea er strålefølsomme organer som eksponeres ved en CT thorax undersøkelse. For å få ned inngangsdosen (ESD) til slike strålefølsomme organer kan man enten benytte seg av en organspesifikk adaptiv dose reduksjons protokoll (X-CARE) eller isteden legge vismut beskyttelse over de strålefølsomme organene ved CT-undersøkelsen. I denne studien sammenligner vi huddosen (ESD) over mamma, samt bildekvalitet, ved bruk av disse to metodene ved en CT thorax lavdose undersøkelse?

Material og metode

30 spiral skanninger, hvorav ti standard lavdose, ti med vismut beskyttelse og ti med X-CARE, ble utført på et Alderson fantom, kombinert med Care Dose 4D, på en Siemens SOMATOM Definition Edge 128 CT maskin. ESD ble målt, CTDI_{vol} og Dose-lengde-produkt (DLP) ble hentet ut fra doserapporten.

Den objektive bildekvaliteten ble analysert, og vurdert ved hjelp av tre Region Of Interest (ROI), plassert hhv i luft, i lungeparenkymet og i pleura parietale. Signal til støyforhold (SNR) og kontrast til støyforhold (CNR) ble regnet ut ifra ROI verdiene.

Resultater

ESD til mamma viste dosereduksjon sammenlignet med en standard CT thorax lavdose; hhv 16,5 % dosereduksjon ved bruk av vismut beskyttelse, og 0,44 % ved X-CARE. Det var ingen forskjell i CTDI_{vol} og DLP ved standard lavdose skanningen eller skanningen med vismut beskyttelse. Skanningen med X-CARE ga en økning i CTDI_{vol} og DLP på omtrent 12 %. SNR og CNR i lungeparenkymet og pleura parietale var høyest ved standard lavdose undersøkelsen. Bildestøyen økte 48 % ved vismut og 26,4 % ved X-CARE.

Konklusjon

ESD ble markant redusert ved CT thorax lavdose undersøkelsen med vismut beskyttelse, men ga samtidig en markant økning i bildestøyen. X-CARE reduserte ESD minimalt sammenlignet med standard lavdose skanningen, men ga økt bildestøy. Den mest effektive måten å oppnå en optimal lavdose undersøkelse på, er ved å utføre en standard CT thorax lavdose protokoll.

Abstract

Introduction

Computed tomography (CT) is a frequent examination conducted in Norway. Mammae and thyroid gland are both dose sensitive body organs, which are being exposed during a thoracic CT examination. Therefore, an optimization of protocols is necessary and X-CARE (organ-based tube current modulation) or bismuth protection may be applied during a CT examination. Will the two methods give a difference in the entrance surface dose (ESD) to mamma and the image quality of a low-dose thoracic CT examination?

Materials and methods

Thirty spiral CT scans of which ten was standard low-dose, ten with bismuth shielding and ten with X-CARE was performed on an Alderson phantom, combined with CARE Dose 4D and carried out on a Siemens SOMATOM Definition Edge 128. Measures as ESD, $CTDI_{vol}$ and Dose-length-product (DLP) were obtained from the dose report. The image quality was analysed objectively and assessed using three Region of Interest (ROI), placed in air, lung parenchyma and parietal pleura. Signal to noise ratio (SNR) and contrast to noise ratio (CNR) were calculated from the ROI results.

Results

ESD to the mammary gland demonstrated a dose reduction compared to a standard thoracic CT low dose. Respectively; 16.5 % dose reduction with bismuth shielding and 0.44 % with X-CARE. There was no difference in $CTDI_{vol}$ and DLP between the standard low-dose scans and the scans with bismuth shielding. The CT scans with X-CARE gave an increase in $CTDI_{vol}$ and DLP by approximately 12 %. SNR and CNR in the lung parenchyma and parietal pleura were highest during the standard low-dose scans. Bismuth shielding increased the noise with 48 % and X-CARE with 26,4 %.

Conclusion

ESD was significantly reduced during the CT thoracic low-dose examination using bismuth shielding, however notably the bismut increased the image noise. X-CARE reduced the ESD minimally compared to the CT low-dose scans, and it also increased the image noise. The most efficient way to achieve an optimal thoracic CT examination is to use a standard low-dose protoco

Innledning

I radiologisk diagnostikk er computertomografi (CT) en av de undersøkelsene hvor man blir utsatt for høyest

stråledoser^(1,2). I dag er Norge et av de landene i Europa med flest CT-undersøkelser (150 undersøkelser per 1000 innbyggere, ca. 16 % av alle radiologiske undersøkelser) og antallet CT-undersøkelser i de Nordiske landene har økt de siste 20 årene^(3,4). I 2008 utgjorde CT-undersøkelser 80 % av den totale befolkningsdosen fra medisinsk avbildning, selv om CT bare utgjorde omkring 29 % av alle røntgen undersøkelser i Norge⁽⁴⁾. I tillegg har den forventede levealderen økt og det er flere mennesker som gjennomgår CT-undersøkelser enn tidligere i Norge⁽⁴⁾. Man er derfor bekymret for om dette kan føre til stråleindusert cancer på sikt for pasienter som rutinemessig tar CT undersøkelser⁽⁶⁾. I 2007 kom The International Commission on Radiological Protection (ICRP) med en oppdatert publikasjon om organene og deres ulike vektfactorer (W_T)⁽⁷⁾. Etter denne publikasjonen er mamma, sammen med pulm, rød beinmarg, colon og abdomen de organene i kroppen som er mest strålefølsomme, med en vektfactor på 0,12. Mamma ble oppjustert fra 0,05 til 0,12 i nevnte publikasjon. CT thorax vil alltid eksponere mammae, i skannvolum. Nedre del av glandula thyroidea (med vektfactor $W_T=0,04$) kan også komme med i skannfeltet. Begge organene får en relativ høy stråledose, selv om de sjeldent eller aldri er interesseorganet⁽⁸⁾.

En metode for å redusere inngangsdosen til pasienter er å bruke et organdosemodulerings program. X-CARE (Siemens Healthcare, Forcheim, Germany) er et slikt organdosemodulerings program som reduserer rørstrømmen (mA) anteriort på pasienten, for å beskytte strålefølsomme organer (for eksempel mammae og thyroidea) for direkte bestråling. For at bildekvaliteten ikke skal forringes, økes rørstrømmen tilsvarende lateralt fra, og posteriort på pasienten⁽⁹⁾. Forskjellen mellom X-CARE og andre slike programmer f.eks. ODM (GE Healthcare, Chicago, IL, USA) er at i ODM kan man benytte organdosemoduleringen over bestemte områder i Display Field of View (DFOV), f.eks. bare over mammae . Med Siemens sin X-CARE blir dosemoduleringen brukt igjennom hele DFOV.

Ketelsen *et al.* har gjort en fantomstudie hvor de vurderte stråledose og bildekvalitet ved bruk av X-CARE ved en standard CT thorax protokoll⁽¹⁰⁾. Her ble det konkludert med at dosen til mamma reduseres med 35,2 % og dosen til glandula thyroidea reduseres med 20,1 % ved bruk av X-CARE. Kim *et al.* sammenliknet effekten av organdosemodulerings programmet X-CARE og vismut beskyttelse, med hensyn til bildekvalitet og stråledose til mamma for kvinner som ble undersøkt med CT thorax lavdose undersøkelse⁽¹¹⁾. Kvinnene ble tilfeldig delt inn i fire grupper; en kontrollgruppe (lavdose), en med X-CARE, en med vismut beskyttelse, og den siste gruppen med kombinasjonen av vismut beskyttelse og X-CARE. Her konkluderte de med at det ikke var noen merkbare forskjeller i bildekvaliteten mellom gruppen med X-CARE og kontrollgruppen (lavdose).

Det som har manglet ved tidligere studier er å studere om man kan optimalisere CT-undersøkelsene ved å kombinere forskjellige dosebesparende programmer, som for eksempel organdosemodulering kombinert med en lavdose protokoll. Kim *et al.* brukte ikke automatisk eksponeringskontroll (CARE Dose 4D, Siemens Healthcare, Forcheim, Germany) i sin studie⁽¹¹⁾.

Målet vårt i denne fantomstudien er å se på hvilken metode som er best egnet for å redusere stråledosen ved en CT thorax lavdose undersøkelse, samtidig som bildekvaliteten opprettholdes. Vi sammenligner to dosebesparende tiltak, X-CARE og vismut beskyttelse, ved en allerde CT thorax lavdose undersøkelse. Parameterne vi vurderer er huddose (ESD) over mammae og objektiv bildekvalitet. For å måle huddosen (ESD) vil vi bruke en dosemåler og bildekvaliteten vil bli vurdert, ved å bruke en objektiv bildevurdering.

Materiale og metode.

I denne studien blir det benyttet en allerede optimalisert lavdose CT-thorax protokoll og hvor man sammenligner CT thorax lavdose med vismut beskyttelse og CT thorax lavdose med X-CARE. Siden dette er en fantomstudie, er det ikke søkt om godkjenning fra Regionale komitéer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK).

Fantom og utstyr Det ble brukt et mannlig Alderson Radiation Therapy antropomorf fantom (Radiology Support Devices Inc, Long Beach, CA) ⁽¹⁸⁾. Fantomet representerer en mann på 175 cm og 73,5 kg. Fantomet er laget av et materiale som skal simulere menneskevev, og er snittet aksialt i 2,5 cm tykke snitt og følger ICRU-44 sine standarder for hvordan et fantom skal være oppbygd ⁽¹⁹⁾. ART fantomet har blitt brukt verdensomspennende i 30 år for kvalitetssikring innenfor radiologi, da det er designet for nøyaktighet og brukervennlighet. Dette gjør at Alderson fantomet kan brukes til kvalitetssikring på CT, og man får en dose som er sammenlignbar med dosen ett menneske ville fått ved samme protokoll ⁽¹⁸⁾.

Studien ble utført på en Siemens SOMATOM Definition Edge 128 (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). For å måle stråledosen ble det brukt en Unfors Patient Skin Dosimeter (Unfors, Billdal, Sweden) ⁽²⁰⁾. Denne målte huddosen (ESD), og hadde en feilmargin på $\pm 0,5$ %.

Vismut beskyttelsen var av typen AttenuRad (F& L Medical Products, Vandergrift, PA, USA) med en blyekvivalent på 0,060 mm Pb ⁽²¹⁾. Vismut beskyttelsen ble plassert over ett 1 cm tykt lag med skumgummi, da tidligere studier har vist at det er mest støy rett under vismut beskyttelsen ⁽²²⁾. Skumgummien skal også forhindre hard beam artefakter i interesseområder i thoraxveggen

Gjennomføring av forsøk

Det ble brukt en standard CT thorax lavdoseprotokoll med spiral scann teknikk fra Oslo universitetssykehus ⁽²³⁾. Referanseverdiene var 120 kV og 20 mAs, med en pitch på 0,6 og rotasjonstid på 0,28 sekunder. Detektor kollimeringen var 24×1,2 mm og referanse mAs på 3. Automatisk eksponeringskontroll (CARE Dose 4D) var aktivert i alle seriene. Seriene ble senere rekonstruert til 3 mm tykke snitt med bruk av Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) styrke 4.

Tre ulike serier ble kjørt; Først en CT thorax lavdose (serie 1), deretter en CT thorax lavdose med vismut beskyttelse (serie 2) og til slutt en CT thorax lavdose med X-CARE (serie 3). Målingene ble gjentatt ti ganger for hver serie for å minke måleusikkerheten og for å se at det ikke ble for stor variasjon innad i seriene. Startpunktet (jugulum) og begge laterale sidene ble markert på fantomet med teip, slik at fantomet var i samme posisjon ved hvert skann. Skannlengden er fra apex til øvre abdomen ⁽²³⁾. Lavdose serien ble brukt som en kontroll serie, for å se på forskjellene i huddosen og bildekvaliteten.

Måling av dose

Dosemålerens diode var teipet fast på fantomets venstre mamille gjennom alle tre seriene, se Fig. 1. Dette var på grunn av at mammae har en vektfaktor på 0,12 og er en av de mest strålefølsomme organene i kroppen. På serie 2 ble vismut beskyttelsen plassert over brystet til fantomet og teipet ned på sidene ⁽²¹⁾. Dosemåleren oppga huddosen i mikrogray (μGy). Mellom hvert skann ble dosen registrert og dosemåleren nullstilt. Dose-lengde-produkt (DLP) og CT Dose Index Volume (CTDI_{vol}) ble hentet ut i fra doserapporten til slutt.

Vurdering av bildekvalitet

Bildekvaliteten ble vurdert i PACS (Sectra, Linköping, Sverige). En objektiv bildevurdering ble gjort i lungevindu (WL: 1500/-500) for å få fremstilt de ulike variasjonene av gråtoner i lungene. For å måle signal støy forhold (SNR) og kontrast støy forhold (CNR) ble det plassert tre ROI-er. Da diagnostikken kan bli påvirket av bildekvaliteten, ble det bestemt å plassere ROI markørene i; luft (ROI 1) som en indikator for støy i denne studien, i høyre lungeparenkym (ROI 2) og i høyre pleura parietale (ROI 3), se Fig. 3. Plasseringene av ROI markørene ble gjort etter samtale med en medisinsk fysiker og radiolog. ROI 1 ble plassert i god avstand fra fantomet på alle tre seriene,

fordi det vil bli støy i området rundt vismut beskyttelsen på grunn av herding effekten. ROI 1 og 2 var på 1 cm i diameter og ROI 3 på 0,8 cm i diameter. Disse diameterne ble valgt, fordi en stor ROI markør gir ett bedre gjennomsnitt i CT-tall. Samtidig som den skal dekke et homogent område, da to ulike vevstyper i samme



Figur 1. Alderson-fantomet med PSD måleren på venstre mamille.

ROI markør fører til mer støy i ROI markøren ⁽²⁴⁾. Pleura parietale er et smalt område, derfor var det nødvendig å velge en litt mindre ROI markør, for å ikke få flere strukturer/vevstyper i samme ROI markør.

ROI målingene ble gjort i et snitt rett under carina i alle tre seriene. ART fantomet ble flyttet av bordet etter vismut serien, da det var en pasient som måtte undersøkes mellom serie 2 og 3. Fantomet ble plassert på bordet igjen, i samme posisjon som ved lavdose- og vismut serien. Dette ble gjort ved hjelp av teipen og markørene som var på fantomet. Resultatet av dette ble en endring på 0,2 mm i skannlengde, men det ble likt antall snitt i alle seriene, 119 stykk. I serien med lavdose uten vismut og serien med vismut beskyttelsen ble det gjort ROI målinger i snitt 67 (Fig. 3), under carina. I X-CARE serien målte vi i snitt 68 (Fig. 3), for at de aktuelle snittene skulle se mest mulig like ut.

Samme protokoll ble utført på samme fantom i de tre seriene og skannet ti ganger per serie. Det ble gjort ROI målinger i skann 5, da alle faktorene var like innad i en serie. Gjennomsnittsverdien (S) og standardavvik (SD) ble mål i objektene, lungeparenkym (LP), pleura parietale (PP) og bakgrunn (Luft), og benyttet i utregningen SNR for alle 3 objektene og av CNR i lungeparenkym (LP) og pleura parietale (PP) begge relativt til luft.

CNR ble regnet ut relativt til luft ved hjelp av formlene:

$$CNR_{LP} = \frac{S_{LP} - S_{Luft}}{\sqrt{\frac{(SD_{LP})^2 + (SD_{Luft})^2}{2}}}$$

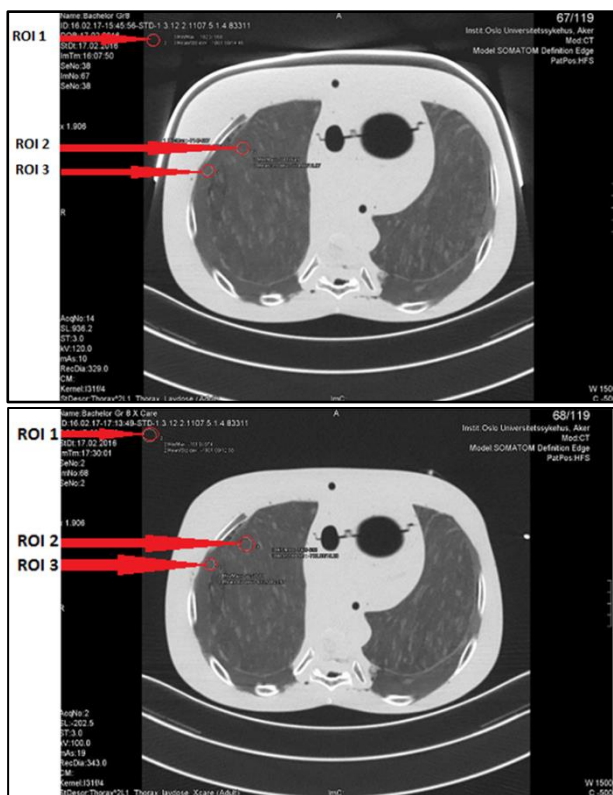
og

$$CNR_{PP} = \frac{S_{LP} - S_{Luft}}{\sqrt{\frac{(SD_{LP})^2 + (SD_{Luft})^2}{2}}}$$

og resultatene er presentert i Tab. 3



Figur 2: Alderson- fantomet med vismut beskyttelsen plassert over PSD måleren.



Figur 3. Topogram, snitt 67 og 68, med vismut beskyttelse. ROI 1 er målt i luft, ROI 2 er målt i lungeparenkym og ROI 3 er målt i pleura parietale.

Statistisk analyse

Gjennomsnitt, median og standardavvik på huddosen er regnet ut for alle de tre seriene. Huddosen ble avlest fra Unfors PSD mellom hvert skann. CTDI_{vol} og DLP ble oppgitt som gjennomsnitt da alle verdiene var like innenfor hver serie. Disse tallene ble hentet ut fra doserapporten etter gjennomførelsen av alle seriene og er presentert i Tab. 1. En ratio (forhold mellom to verdier) for huddosen ble regnet ut for CT lavdose med vismut beskyttelse mot CT lavdose. Deretter ble det regnet ut en ny ratio for CT lavdose med vismut beskyttelse mot CT lavdose med X-CARE. Dette er presentert i Tab. 2.

Resultat

De tre ulike seriene ble vurdert ut ifra resultatene fra huddosen og bildekvaliteten.

Stråledoser

Verdiene for huddosen ble regnet ut som gjennomsnittet av alle ti skann innenfor hver serie og sammenlignet med lavdose serien. Dette er presentert i Tab. 1. Huddosen til mamma ble redusert med 16,5 % ved bruk av vismut beskyttelse sammenlignet med kun lavdose. Når man sammenlignet vismut serien med X-CARE serien, fikk man en dosereduksjon på 16,1 %. I X-CARE serien ble huddosen redusert med 0,44 %, sammenlignet med lavdose serien. Det ble ingen forskjell i tallene for CTDI_{vol} og DLP ved lavdose serien og vismut serien. I X-CARE serien økte CTDI_{vol} med 12 % og DLP med 12,6 %.

Objektiv bildekvalitet

Tallene som den objektive bildekvaliteten baserer seg på, er presentert i Tab. 3. Det ble markante forskjeller i signal-støy forholdet i lungeparenkymet og pleura parietale, når man sammenlignet de ulike seriene.

Tabell 3: Signal (S), Standardavik(SD), SNR og CNR for hver av de tre seriene.

		ROI 1: Luft	ROI 2: Lunge- parenky m	ROI 3: Pleura- parietale
Serie 1	S	-1002	-727	-697
:	SD	9,2	12,9	17,7
Kun Lavdoser	SNR	109	56,4	39,4
	CN		24,5	21,6
	R			
Serie 2	S	-997	-709	-666
:	SD	17,7	13,3	23,8
Lavdoser + Vismut	SNR	56,3	53,3	28,0
	CN		18,4	15,8
	R			
Serie 3	S	-1000	-719	-688
:	SD	12,5	13,9	23,6
Lavdoser + X-Care	SNR	-80,0	51,7	29,2
	CN		21,3	16,5
	R			

Lavdose serien sammenlignet med vismut serien.

Den mest fremtredende forskjellen i signal-støy forholdet var ved sammenligning av lavdose serien med vismut serien. Signal-støy forholdet i lungeparenkymet ble redusert med 49,3 % ved bruk av vismut beskyttelse. For pleura parietale ble det en reduksjon som var tilnærmet lik, 50,4 %. Kontrast-støy forholdet ble redusert med 33,3 % i både lungeparenkymet og pleura parietale, ved bruk av vismut beskyttelse. Støyen i bildet økte derimot med 48 % ved bruk av vismut beskyttelse.

Lavdose serien sammenlignet med X-CARE serien.

Signal-støy forholdet i lungeparenkymet og pleura parietale var lavere i X-CARE serien sammenlignet med lavdose serien. Her ble det en reduksjon i signal-støy forholdet på 27,1 % i lungeparenkymet og 27,2 % i pleura parietale. Kontrast-støy forholdet i bildet ble også redusert i lungeparenkymet og pleura parietale, med 24,2 %. Støyen i bildet økte med 26,4 % i X-CARE serien, sammenlignet med lavdose serien.

Vismut serien sammenlignet med X-CARE serien.

Signal-støy forholdet ble redusert i vismut serien sammenlignet med X-CARE serien. Det ble en reduksjon på 30,4 % i lungeparenkymet og 31,8 % i pleura parietale. Kontrast-støy forholdet økte med 4 % i både lungeparenkymet og pleura parietale ved bruk av X-CARE. Samtidig var støyen i bildet 29,4 % lavere ved bruk av X-CARE.

Diskusjon

Hensikten med denne studien var å se på hvordan X-CARE og vismut beskyttelsen vil påvirke stråledosen og bildekvaliteten ved en CT thorax lavdose undersøkelse. Lavdose serien (serie 1) ble brukt som en kontroll serie, for å se utfallet av variasjonene i stråledosen og bildekvaliteten. De metodene vi brukte i vår studie førte til en reduksjon av huddosen til mammae. Resultatene i denne studien samsvarer med tidligere studier ^(2,10-11) om at det vil bli en reduksjon av huddosen når man benytter seg av enten vismut beskyttelse eller X-CARE, sammen med en lavdose protokoll.

I denne studien viser dosemålingene at huddosen til mammae blir redusert med 16,5 % når vismut beskyttelse blir anvendt. Dette er naturlig, da dioden ble plassert rett under vismut beskyttelsen med skumgummi. Målingen av bildekvaliteten viser at bildestøyen og stråledosen er omvendt proporsjonale, det vil si at bildestøyen øker når dosen går ned og omvendt. Dette var noe som ble forutsett ved bruk av vismut beskyttelse, da den ioniserende strålingen vil bli dempet av vismut beskyttelsen. Majoriteten av støyøkningen forekommer i området rett under vismut beskyttelsen. Dette er på grunn av en herdingseffekt (beam hardening) som gjør at det blir en høyere gjennomsnitt energi rett under vismut beskyttelsen. Våre funn i denne studien med hensyn til bildestøy og bildekvalitet samsvarer også med tidligere studier. Det blir økt støy ved bruk av vismut beskyttelse og en forringelse av bildekvaliteten ^(2,8,11,17,28).

I denne studien ble signal-støy forholdet i lungeparenkymet og pleura parietale redusert med henholdsvis 49,3 % og 50,4 % ved bruk av vismut beskyttelse. Kontrast-støy forholdet ble redusert med 33,3 % både lungeparenkymet og pleura parietale ved benyttelse av vismut beskyttelse.

På grunn av herdingseffekten som vismut beskyttelsen lager og at det blir en økning i bildestøy, er det også flere som anbefaler forsiktighet ved bruk av vismut beskyttelse ^(2,13,17,28). Når dette blir sett i tilknytning med Statens Strålevern sin anbefaling fra 2015 om benyttelse av vismut beskyttelse ved CT undersøkelser, viser denne studien at det fortsatt er fordelaktig å ikke bruke vismutbeskyttelse ved CT thorax lavdose undersøkelser. Dette kommer på bakgrunn av at serien med vismut beskyttelse hadde lavere signal- og kontrast-støy forhold og ga adskillig mer støy i bildet, når man sammenligner med lavdose protokollen.

X-CARE hadde i denne studien en begrenset dosereduksjon på 0,44 %, sammenlignet med lavdose protokollen. Dette er ikke i samme størrelsesorden som det Siemens selv oppgir, de oppgir at X-CARE skal gi en dosereduksjon på opptil 40 %, uten at bildekvaliteten blir forringet ⁽⁸⁾. For at strålefølsomme organer som ligger anteriort på kroppen skal få minimalt med stråledose, reduseres rørstrømmen anteriort når X-CARE blir benyttet. For at bildekvaliteten skal opprettholdes, økes rørstrømmen posteriort og på sidene for å kompensere for reduksjonen som forekommer anteriort ⁽²⁹⁾. Siemens har ikke publisert tall på hvor mye dosen øker posteriort, men i Vollmar et. al sin studie kom

de fram til at det ble en økt dose på 15-20 % posteriort når X-CARE blir brukt ⁽⁷⁾. I denne studien er det derfor tatt utgangspunkt i Vollmar et. al sine tall og unnlatt å måle stråledosen posteriort og lateralt på fantomet.

Målingene av bildekvaliteten viser at det blir en økning i bildestøyen ved anvendelse av X-CARE, men den blir ikke like stor som ved anvendelse av vismut beskyttelse. Økningen i støy ved bruk av X-CARE var på 26,4 %, samtidig som signal-støy forholdet i lungeparenkymet var redusert med 27,1 %. Kontrast-støy forholdet er også redusert med 24,2 % ved bruk av X-CARE.

Organdosemodulerings programmer, som X-CARE er forholdsvis nye. Det er gjort få studier hvor man har sammenlignet huddosen og bildekvaliteten i en CT thorax lavdose undersøkelse når det er blitt brukt X-CARE og vismut beskyttelse i samme studie. I denne studien er derfor resultatene sammenlignet med data hentet ut ifra to tidligere studier. Da man etter litteratursøk i flere databaser (blant annet Pubmed, Cochrane og McMaster plus) fant få artikler som omhandlet sammenligningen av organdosemodulering og vismut beskyttelse ^(9,10).

ART fantomet som ble anvendt bidrar til å styrke resultatene fra denne studien, da det skal være vevsekvivalent med menneskelig vev og en voksen person ⁽¹⁷⁾. Derfor kan resultatene fra denne studien bli implementert i klinisk arbeid når man skal gjøre undersøkelser på voksne personer.

Resultatet fra denne studien viser at det reduksjonene i stråledosene når man benytter seg av vismut beskyttelse og X-CARE ikke er på samme nivå som i andre studier vi har sammenlignet med. I tidligere studier reduserer dosen med 30 % og oppover når vismut beskyttelse ble benyttet og Simenes hevder at X-CARE reduserer dosen opp til 40 %. En av hovedgrunnene til det er at i denne studien har man benyttet seg av en lavdose protokoll, mens i tidligere studier som vi har sammenlignet oss med er det blitt brukt en standard CT protokoll ^(2,7). Derimot fikk Kim et al. i sin studie en reduksjon av huddosen til mammae på 16-28 %, samtidig som støyen økte med 19-40 % i lungevevet, mot 48 % i denne studien hvor de også benyttet seg av en lavdose protokoll ⁽¹⁰⁾. I en lavdose protokoll vil man redusere parameterne, noe som gjør at det blir mer støy i bildet, og man vil ikke se en like stor effekt på dosereduksjon enn hvis man skulle brukt en standard CT protokoll. CT thorax lavdose protokoller gir en effektiv dose på mellom 1 – 3 mSv, mens en standard CT thorax protokoll gir en effektiv dose på 4,7 mSv ^(4-5,27,30-32)

Metodekritikk

ROI markørene ble plassert på øyemål i de valgte snittene og ROI markørene ble målt med linjal for å få en tilnærmet lik omkrets på ROI markørene. Det kan derfor forekomme små variasjoner i verdiene, hvis ROI markørene ikke plasseres på nøyaktig samme sted. Det skal bemerkes at variasjonene i denne studien er så små at det ikke vil påvirke det endelige resultatet.

I tidligere studier er SNR og CNR regnet ut på bakgrunn av ROI målinger i aorta descendens, musculus rector spinae og luft ^(20,21). I denne studien ble det valgt å gjøre målinger i lungeparenkym, pleura parietale og luft, etter samtale med en medisinsk fysiker og radiolog. De mente det var viktigere og se på støyen og kontrasten i lungevevet og pleura parietale. I disse områdene er man avhengig av lite støy og god kontrast for å kunne gjøre en god diagnostisk vurdering.

I denne studien er det ikke inkludert subjektiv bildevurdering. Det ble valgt å bruke en objektiv bildevurdering, da den tar utgangspunkt i matematiske utregninger og formler for å vurdere bildekvaliteten. Den subjektive bildevurderingen baserer seg på mennesker, deres tid og kompetanse, erfaring og problemstilling. For å styrke denne studien kunne man kombinert en subjektiv og objektiv bildevurdering. Man får da ulike synspunkter og et godt innblikk i hva som er akseptabel bildekvalitet ved ulike problemstillinger, fra en radiolog sitt perspektiv.

Da det ble brukt ROI markører, som er et objektivt måleinstrument som måler CT tall i bildet, samsvarer dette med ønske om en objektiv bildevurdering.

Konklusjon

Vi vil anbefale at man fortsetter å følge Statens strålevern sine anbefalinger, om å bruke andre dosebesparende tiltak enn vismut beskyttelse, dersom man ikke har god nok kunnskap om bruken av vismut beskyttelse og CT-maskinen. Samtidig vil ikke X-CARE etter resultatene fra denne studien, være egnet til å kombinere med en lavdoseprotokoll. I fremtiden burde man prøve å finne andre dosebesparende algoritmer man kan kombinere med en lavdose protokoll for å se hva som gir en god dosereduksjon, samtidig som bilde kvaliteten ikke blir forringet. I tillegg vil det være viktig å gjøre tilsvarende studier med en subjektiv bildevurdering. Man kan slik kartlegge hvilke problemstillinger som er ekstra sårbare for den økte støyen som både vismut beskyttelsen og X-CARE medfører. Denne studien er et viktig ledd i jobben med videre optimaliseringsarbeid. Den belyser temaet om organdosemodulering programmer kombinert med andre dosebesparende algoritmer.

Litteraturliste

1. Aspelin, P. & Pettersson, H. Radiologi. Lund: Studentlitteratur; 2008. s.258.
2. Colletti P.M, Micheli O.A, Lee K.H. To shield or not to shield: Application of Bismuth Breast Shields. AJR American Journal of Radiology 2013;200(3): 503-507. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9997>
3. CT-bruken i Norge gir høye stråledoser til befolkningen. Østerås: Statens Strålevern; 2013
4. Strålebruk i Norge. Nyttig bruk og godt strålevern for samfunn, menneske og miljø [internett]. Østerås: 2014
5. Veileder om medisinsk bruk av røntgen- og MR-apparat. Veileder til forskrift om strålevern og bruk av stråling. Veileder nr. 5. Østerås: Statens strålevern, 2005 [revidert september 2014]
6. Hva er CT? Østerås: Statens strålevern; 2014
7. Tack D, Kalra MK, Gevenois PA. Radiation Dose from Multidetector CT. New York: Springer2012 <https://doi.org/10.1007/978-3-642-24535-0>
8. Vollmar S.V, Kalender W.A. Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations European Radiology. 2008, 18(8):1674-1682. <https://doi.org/10.1007/s00330-008-0934-9>
9. X-CARE. Siemens Healthcare, Erlangen, Tyskland. [Sisert 2016, Januar 01]. Tilgjengelig fra: <https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/options-upgrades/clinical-applications/x-care/features>
10. Ketelsen D, et. al. Automated computed tomography dose-saving algorithm to protect radiosensitive tissues: estimation of radiation exposure and image quality considerations. Investigative Radiology. 2012, 47(2):148-52. <https://doi.org/10.1097/RLI.0b013e3182311504>
11. Kim Y.K., Sung Y.M., Choi J.H., Kim E.Y., Kim H.S. Reduced Radiation Exposure of the Female Breast During Low-Dose Chest CT Using Organ-Based Tube Current Modulation and Bismuth Shield: Comparison of Image Quality and Radiation Dose. 2013;200(3):537-544. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9237>
12. Forskrift om strålevern og bruk av stråling (Strålevernsforskriften). Østerås: Statens strålevern, 2014, 2010.
13. Mahesh M, MDCT Physics: The Basics: Technology, Image Quality and Radiation Dose. Philadelphia. Lippincott Williams and Wilkins; 2009.

14. Approaches to Dose Reduction In Computed Tomography. Siemens Healthcare. Erlangen. [Sisert 2016 April 15]. Tilgjengelig fra: <https://www.healthcare.siemens.com/medical-imaging/low-dose/low-dose-information-by-modality/low-dose-in-computed-tomography/computed-tomography-approaches-to-dose-reduction/reduction-advances>
15. Optima CT540 GE. GE Healthcare. [Sisert 2016 April 15]. Tilgjengelig fra: http://www3.gehealthcare.co.uk/en-gb/products/categories/computed_tomography/optima_family
16. AttenuTech. AttenuRad, CT Radiation Shields[internett]. Lutz, Florida [sisert 2016 April 15]. Tilgjengelig fra: <http://www.barrieronline.com/radiation/ct-shields.php>
17. Nordic position statement on the use of bismuth shielding for the purpose of dose reduction in CT scanning. Statens Strålevern. Østerås, 2015
18. Radiology Support Devices, Alderson Phantoms. Long Beach, CA, USA: [sisert 2016 April 15]. Tilgjengelig fra: http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm
19. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Rapport 44. International Commission on Radiation Units & Measurement. Bethesda, USA.
20. Rosalina Instruments. Mumbai, India [Sisert 2016 April 15] Tilgjengelig fra: <http://www.rosalina.in/patient-skin-dose-measurements-in-fluoro-CT.html>
21. AttenuRad CT Breast Shield System (Female Adults). [Sisert 2016 Mars 05] Tilgjengelig fra: http://www.fandlmedicalproducts.com/ct_adult_shield.html
22. Mannudeep K.K., Dang P., Singh S., Saini S., Shepard J.O. In-Plane Shielding for CT: Effect of Off-Centering, Automatic Exposure Control and Shield-to-Surface Distance. Korean Journal of Radiology. 2016; 10(2):156-63. <https://doi.org/10.3348/kjr.2009.10.2.156>
23. Thorax Lavdose Prosedyre, T3 CT, lab 2. Aker sykehus. Oslo universitetssykehus
24. Berstad A.E., Aaløkken M. CT undersøkelser. Muligheter og begrensninger ved bruk av kontrast [internett]. Oslo: Høyskolen i Oslo og Akershus [sisert 2016 April 14]. Tilgjengelig fra: <https://blogg.hioa.no/victdel4/files/2014/12/CT-unders%C3%B8kelser-norsk.pdf>
25. Boos J, Kröpil P, Klee D, Heusch P, Schimmöller L, Schaper J, et al. Evaluation of the impact of organ-specific dose reduction on image quality in pediatric chest computed tomography. Pediatric Radiology. 2014;44(9):1065-9. <https://doi.org/10.1007/s00247-014-2950-z>
26. Schimmöller L, Lanzman R.S, Dietrich S, Boos J, Heusch P, Miese F, et al. Evaluation of automated attenuation-based tube potential selection in combination with organspecific dose reduction for contrast-enhanced chest CT examinations. Clinical Radiology. 2014;69(7):721-726. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2014.02.008>
27. Gilman MD, Kazerooni EA. Appropriate Utilization of a Low Dose Chest CT Nodule Protocol. Group Practice Quality Improvement Project. [Sisert 2016 Mai 06]. Tilgjengelig fra: <http://www.rsna.org/PQI-Projects/Projects/>
28. AAPM Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT scanning. The American Association of Physicists in Medicine, Alexandria, Virginia. 2012 [Oppdatert 2012 Februar 07. Sisert 2016 Mai 06]. Tilgjengelig fra: The American

29. Flash speed. Lowest dose. Siemens Healthcare, Erlangen, Tyskland: Siemens [sitert 2017 Mars 15]. Tilgjengelig fra: http://www.radiology.vcu.edu/docs/CT_Definition_Flash.pdf
30. Kubo T, Ohno Y, Nishino M, et al. Low dose chest CT protocol (50 mAs) as a routine protocol for comprehensive assessment of intrathoracic abnormality. European Journal of Radiology Open. 2016 3:86-94. <https://doi.org/10.1016/j.ejro.2016.04.001>
31. Larke FJ, Kruger RL, Cagnon CH, Flynn MJ, McNitt-Gray MM, Wu X Et al. Estimated Radiation Dose Associated With Low-Dose Chest CT of Average-Size Participants in the National Lung Screening Trial. American Journal of Radiology. 2011;197: 1165-1169. <https://doi.org/10.2214/AJR.11.6533>
32. Ono K, Hiraoka T, Ono A, Komatsu E, Shigenaga T, Takaki H Et al. Low-dose CT scan screening for lung cancer: comparison of images and radiation doses between low-dose CT and follow-up standard diagnostic CT. New York. Springer. 2013; 2:393. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-393>