



Høgskulen på Vestlandet

BRA330 - Bacheloroppgave

BRA330

Predefinert informasjon

Startdato:	24-04-2020 09:00	Termin:	2020 VÅR
Slutt dato:	18-05-2020 14:00	Vurderingsform:	Norsk 6-trinns skala (A-F)
Eksamensform:	Bacheloroppgave	Studiepoeng:	15
SIS-kode:	203 BRA330 1 O 2020 VÅR Bergen		
Intern sensor:	(Anonymisert)		

Deltaker

Kandidatnr.: 313

Informasjon fra deltaker

Antall ord *: 7710

Egenerklæring *: Ja

**Inneholder besvarelsen
konfidensielt
materiale?:** Nei

**Jeg bekrefter at jeg har
registrert
oppgavetittelen på
norsk og engelsk i
StudentWeb og vet at
denne vil stå på
vitnemålet mitt *:** Ja

Gruppe

Gruppenavn: (Anonymisert)

Gruppenummer: 16

**Andre medlemmer i
gruppen:** Deltakeren har innlevert i en enkeltmannsgruppe

Jeg godkjenner avtalen om publisering av bacheloroppgaven min *

Ja

Er bacheloroppgaven skrevet som del av et større forskningsprosjekt ved HVL? *

Nei

Er bacheloroppgaven skrevet ved bedrift/virksomhet i næringsliv eller offentlig sektor? *

Nei



Høgskulen
på Vestlandet

BACHELOROPPGAVE

Effekt av immobiliseringsutstyr på stråledose, støy og bildekvalitet i CT med traumeprotokoll

The effect of immobilisation devices on radiation exposure, noise and image quality in CT with trauma protocol

Kandidatnummer: 313

Bachelor i Radiografi

Fakultet for helse- og sosialvitenskap

Institutt for helse og funksjon

Innleveringsdato: 18.05.20

Antall ord: 7710

Jeg bekrefter at arbeidet er selvstendig utarbeidet, og at referanser/kildehenvisninger til alle kilder som er brukt i arbeidet er oppgitt, jf. Forskrift om studium og eksamen ved Høgskulen på Vestlandet, § 12-1

Sammendrag

Hensikt: Hensikten med denne oppgaven er å belyse om et utvalg traumeunderlag benyttet ved traumer i tilknytning til Haukeland Universitetssykehus (HUS) vil påvirke dose (DLP), støy og bildekvalitet når de blir scannet med samme betingelser og avdelingens traumeprotokoll sammen med et antropomorft helkroppsfantom. Den nye kunnskapen kan bidra til å ta forsvarlige avgjørelser i henhold til ALARA.

Metode: Et antropomorft helkroppsfantom ble skannet i CT-maskinen med tre forskjellige underlag – traumemadrass, vakuummadrass og backboard – og uten underlag. Hvert oppsett ble skannet tre ganger, i henhold til avdelingens traumeprotokoll for CT. Hypoteser ble utarbeidet og testet med paret t-test ved hjelp av SPSS. Paret t-test ble brukt for å undersøke om det fantes statistisk bevis for at opptak med utstyr er signifikant forskjellig fra opptak uten utstyr. To erfarne radiografer vurderte subjektiv bildekvalitet basert på tilstedeværelse av artefakter.

Resultat: Det finnes statistisk bevis for at den testede traumemadrassen påvirker stråledose for opptakene i nakke, thorax, abdomen/bekken sammenlignet med scan uten utstyr. For nakke, økes dosen med 0,74 mGycm. For thorax observeres en dosereduksjon i gjennomsnitt på 3,23 mGycm. For abdomen/bekken observeres en gjennomsnittlig økning i dose på 3,45 mGycm. Støymålinger for traumemadrassen bare gir signifikante forskjeller i støy når dette er målt i hjertet, der det observeres forskjell på 0,78 HU i SD. For vakuummadrassen observeres signifikante forskjeller i dose i thorax og abdomen/bekken-opptakene. Thoraxopptaket gir i gjennomsnitt 34,53 mGycm lavere stråledose enn opptaket uten utstyr. Og abdomen/bekken-opptaket observeres en gjennomsnittlig reduksjon i stråledose på 65,97 mGycm. Videre observeres det signifikante forskjeller i støy ved målinger i hjertet (thoraxopptak) og bekkenområdet (abdomen/bekken-opptak). Støyen økte i gjennomsnitt med 2,10 og 2,12 HU i SD. For backboardet observeres det signifikante forskjeller i dose for thorax, abdomen/bekken-opptaket, dette med en økning i gjennomsnittlig stråledose på 1,47 og 3,83 mGycm. Det finnes ikke statistisk bevis for å kunne si at det er forskjell i støy for noen av opptakene med backboard.

Konklusjon Traumemadrass, vakuummadrass og backboard påvirker dosen signifikant i flere av opptakene, men de observerte doseøkningene er minimale. Opptak med vakuummadrass gav en dosereduksjon og høyere støynivå i thorax/abdomen/bekken-opptak, men det ble ikke observert forskjeller i den subjektive vurderingen av bildekvalitet. Med disse resultatene kan man anta at testet underlag ikke har betydelig påvirkning på stråledose og bildekvalitet. Nye forsøk anbefales likevel, ettersom deler av studiets validitet kan kritiseres.

Abstract

Purpose: The purpose of this thesis is to examine whether a selection of trauma underlay used in trauma related to HUS will affect the exposure (DLP), noise, and image quality when they are scanned according to trauma protocol along with an anthropomorphic whole-body phantom. The new knowledge can help make sound decisions in accordance to ALARA.

Method: An anthropomorphic whole-body phantom was scanned in the CT with different trauma-underlay; a trauma mattress, a vacuum mattress and a backboard and without any underlay. Each setup was scanned three times according to the department's trauma protocol for CT. Hypotheses were established and tested with the paired t-test using SPSS. Paired t-test was used to see if there was statistical evidence that scans with equipment were different from scans without equipment. Two experienced radiographers assessed subjective image quality based on the presence of artifacts.

Results: There is statistical evidence that the trauma mattress tested affects the exposure for neck, thorax and abdomen/pelvic scans compared to scans without equipment. Exposure for neck scans increased by 0,74 mGycm. Thorax scans showed an average dose reduction of 3,23 mGycm. The abdomen/pelvis scan measured an average increase of 3,45 mGycm. Noise measurements for trauma mattress only provided statistical evidence of differences in noise when measured in the heart, on an average of 0,78 HU in SD. For scans with the vacuum mattress there is statistical evidence of differences in exposure in the thorax and abdomen/pelvic scans. Thorax scans show an average of 34,53 mGycm in exposure reduction compared to scans without equipment. Abdomen/pelvic scans show an average exposure reduction of 65,97 mGycm. Noise measurements for the vacuum mattress were statistically significantly different when measured in the heart, and pelvic area. The noise increased on an average by 2,10 and 2,12 HU in SD. When scanning with the backboard we found statistical evidence of differences in exposure for thorax and abdomen/pelvic scans. These were found to be increased by 1,47 and 3,83 mGycm. There is no statistical evidence to suggest that there are differences in noise for any scans with backboard compared to scans without equipment.

Conclusion: The trauma mattress, vacuum mattress and backboard affected the exposure significantly in several of the scans. However, the observed increases in exposure are minimal. Vacuum mattress scans provided a dose reduction and increased noise levels in the thorax/abdomen/pelvic scan, but no differences were observed in the selected image quality assessment. With these results one can assume that using the devices will not noticeably influence exposure and image quality. New experiments are recommended, as parts of the study's validity can be criticized.

Forord

Å utarbeide denne bacheloroppgaven har vært en «berg- og dalbane» fra følelser av mestring og kontroll, til kaos og fortvilelse. Det har likevel vært moro og gitt meg svært verdifull kunnskap og erfaring som prosjektleder i et samarbeid på tvers av ulike profesjoner. Dette er jeg sikker på at jeg vil ha nytte av i fremtidige prosjekter som radiograf, både innen optimalisering, forskning og utviklingsarbeid.

Jeg vil sende en stor takk til alle som har vært involvert. Mona Vestbøstad for tilgjengelighet, positivitet og god veiledning. Super-fysikerne Anette og Silje på HUS for hjelp med innsamling av data, tilstedeværelse og faglige diskusjoner. Radiograf Trond for trivelig samarbeid under eksperiment og diskusjoner rundt temaet. Avdelingsleder for CT og generell røntgen, Guri Bolstad på HUS for muligheten til å utføre eksperimentet på lab. Og ikke minst takk til de ulike instansene for lån av utstyr.

Bergen 18. Mai 2020

Innholdsfortegnelse

SAMMENDRAG	2
ABSTRACT	3
FORORD	4
FIGURER	7
TABELLER	7
FORKORTELSER OG ORDFORKLARINGER	8
1.0 INNLEDNING	9
1.1 BAKGRUNN FOR VALG AV TEMA.....	9
1.2 RADIOGRAFIFAGLIG OG SAMFUNNMESSIG RELEVANS	10
1.3 TIDLIGERE FORSKNING	11
1.4 PROBLEMSTILLING	12
1.5 HENSIKT	12
1.6 HYPOTESER	13
1.7 AVGRENSNINGER	13
2.0 TEORI	14
2.1 COMPUTERTOMOGRAFI	14
<i>Sentrale Dosebegreper i CT</i>	14
<i>Faktorer som påvirker dosen i CT</i>	15
<i>Automatisk rørstrømsmodulering og CARE kV</i>	16
<i>Artefakter og subjektiv bildekvalitet</i>	17
<i>Støy som mål på objektiv bildekvalitet</i>	18
2.2 UNDERLAG SETT I FORBINDELSE MED TRAUME	19
3.0 METODE	20
3.1 KVANTITATIV METODE.....	20
3.2 UTVALG	20
3.3 INNHENTNING AV DATA	22
<i>Utstyr og deltakere</i>	22
<i>Støymålinger</i>	24
<i>Dosemålinger</i>	26
<i>Subjektiv bildekvalitet basert på artefakter</i>	27
3.4 DATAANALYSE	27
<i>Analyse av Støy- og dosemålinger</i>	27
<i>Vurdering av subjektiv bildekvalitet</i>	28
3.5 VALIDITET OG RELIABILITET	28
3.6 FORSKNINGSETIKK	28
4.0 RESULTAT	29

4.1	DESKRIPTIV STATISTIKK OG ANALYSER FOR STØY	29
4.2	DESKRIPTIV STATISTIKK OG ANALYSER FOR DLP	31
4.3	SUBJEKTIV VURDERING AV BILDEKVALITET	34
5.0	DISKUSJON	35
5.1	UNDERLAGENES EFFEKT PÅ DOSE OG BILDEKVALITET I HODEOPPTAK	35
5.2	UNDERLAGENES EFFEKT PÅ DOSE OG BILDEKVALITET FOR NAKKEOPPTAK	36
5.3	UNDERLAGENES EFFEKT PÅ DOSE OG BILDEKVALITET FOR THORAX-OPPTAK	37
5.4	UNDERLAGENES EFFEKT PÅ DOSE OG BILDEKVALITET FOR ABDOMEN/BEKKEN-OPPTAK	37
5.5	METODEKRITIKK, STYRKER OG SVAKHETER VED OPPGAVEN	38
	<i>Begrensninger</i>	<i>38</i>
	<i>Gjennomføring av eksperiment.....</i>	<i>38</i>
	<i>Støydata</i>	<i>38</i>
	<i>Dosedata</i>	<i>39</i>
	<i>Subjektiv bildekvalitet</i>	<i>39</i>
5.7	HYPOTESER	39
5.6	VALIDITET OG TVERRFAGLIG DISKUSJON	40
6.0	KONKLUSJON	41
7.0	REFERANSER	42
8.0	VEDLEGG	45
8.1	VEDLEGG 1: UTKLIPP FRA EXCEL AV STØYMÅLINGER.....	45
8.2	VEDLEGG 2: UTKLIPP FRA EXCEL AV DLP MÅLINGER.....	46
8.3	VEDLEGG 3: UTKLIPP FRA SPSS-ANALYSER AV AV DOSE OG STØY	47
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 4, for SD i HU Hode.....</i>	<i>47</i>
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 5, for SD i HU i nakke.....</i>	<i>47</i>
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 6, for SD i HU i hjerte.....</i>	<i>48</i>
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 7, for SD i HU i Lever.....</i>	<i>48</i>
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 8, for SD i HU i bekken.....</i>	<i>49</i>
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 10, for DLP i Nakke</i>	<i>49</i>
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 11, for DLP i Thorax.....</i>	<i>50</i>
	<i>Statistisk analyse tilhørende Tabell 12, for DLP i Abdomen/bekken</i>	<i>50</i>
8.4	VEDLEGG 4: SKJEMA TILSENDT RADIOGRAF FOR VURDERING AV SUBJEKTIV BILDEKVALITET	51
8.5	VEDLEGG 5: RADIOLOGISK AVDELING, HUS TRAUMEPROSEDYRE	52

Figurer

Figur 1: Illustrasjon av det testede utvalget.....	21
Figur 2: CT-maskinen brukt i forsøket.....	22
Figur 3: Helkroppsphantom brukt i forsøket.....	23
Figur 4: Illustrert plassering av ROI i de ulike organene.....	25
Figur 5: Illustrert støymåling i samme bildesnitt i fire ulike oppsett.....	25
Figur 6: Estimert CTDI _{vol} gjennom nakken for de ulike oppsettene.....	33
Figur 7: Estimert CTDI _{vol} gjennom thorax, abdomen og bekken for de ulike oppsettene.....	33

Tabeller

Tabell 1: Oversikt over det testede utvalgets navn og produsent.....	21
Tabell 2: Eksponering- og rekonstruksjonsparametre brukt i forsøket.....	23
Tabell 3: Skala for gradering av artefakter og bildekvalitet.....	27
Tabell 4: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i hode.....	29
Tabell 5: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i nakke.....	29
Tabell 6: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i hjerte.....	30
Tabell 7: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i lever.....	30
Tabell 8: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i bekken.....	30
Tabell 9: Deskriptiv statistikk og analyse for dosemålinger for hode.....	31
Tabell 10: Deskriptiv statistikk og analyse for dosemålinger i nakke.....	31
Tabell 11: Deskriptiv statistikk og analyse for dosemålinger i thorax.....	32
Tabell 12: Deskriptiv statistikk og analyse for dosemålinger i abdomen/bekken.....	32
Tabell 13: Skala for gradering av artefakter og bildekvalitet.....	34
Tabell 14: Subjektiv bildekvalitet basert på tilstedeværelse av artefakter vurdert av to radiografer...34	

Forkortelser og ordforklaringer

ALARA – as low as reasonably achievable

Backboard/spineboard – Engelsk term. også brukt på norsk om type traumeunderlag.

CT – Computed tomography

CTDI – Computed tomography dose index

DLP – Dose-lengde-produkt [mGycm]

FOV- Field of view

HU – Hounsfield Unit, også omtalt som CT-tall

HUS – Haukeland universitetssykehus

sFOV – scan Field of View

kVp – Kilo Voltage Peak

SD – standard deviation (standardavvik)

ROI- region of interest

1.0 INNLEDNING

Denne bacheloroppgaven, som er den avsluttende oppgaven til den treårige utdannelsen «Bachelor i Radiografi», undersøker effekten av et utvalg underlag benyttet ved traume på støy, dose og bildekvalitet når benyttet ved CT-undersøkelser.

1.1 Bakgrunn for valg av tema

Gjennom studiets løp får vi studenter god innføring i en rekke radiograffaglige temaer. Dette kan være alt fra, anatomi, fysiologi, pasientomsorg, apparatlære og strålefysikk. Et av undertemaene som interesserer meg særlig er stråledose knyttet til bildekvalitet og faktorer som spiller inn. Dette fordi en av våre oppgaver som fremtidige radiografer er å spare pasientene for unødvendige doser samtidig sikre at bildene vi tar er av diagnostisk kvalitet. I veileder om «Medisinsk bruk av røntgen- og MR-apparatur» (Widmark et al., 2018, s. 120-121) fremkommer radiografens ansvar for strålevern til pasient og optimalisering av røntgenundersøkelser.

Den grunnleggende ideen for oppgaven kom etter en observasjon i praksis. Vi fikk inn et traume på CT med ukjent skadeomfang. Pasienten var godt innpakket i det som viser seg å være en vakuummadrass. Pasienten blir deretter scannet med madrassen tettpakket rundt seg, fra og med hodet til og med bekkenet. I ettertid fikk dette meg til å lure på om madrassen ville gi høyere dose til pasienten og/eller forringe bildekvaliteten, og i så fall, i hvilken grad? Etter å ha diskutert problemstillingen med radiografer på Haukeland Universitetssykehus (HUS) var det noe usikkerhet angående effekten ved bruk av vakuummadrass som underlag i CT-maskinen. På grunn av tidligere erfaringer, der artefakter ble observert, har de konsekvent fjernet vakuummadrassene før CT-undersøkelse. Deres antakelser bygget på observasjoner og de hadde ikke tidligere foretatt systematiske undersøkelser som belyste temaet. Radiografene var imidlertid interessert i å vite om det kunne være forskjeller ved bruk av ulike underlag og om den traumemadrassen som vanligvis benyttes som underlag i mottak kunne ha innvirkning på stråledose og bildekvalitet.

Videre interesserer det meg hvordan et traume blir håndtert på lab. Alle i teamet er fokuserte på sine oppgaver, leger som radiografer, bioingeniører og sykepleiere. Undersøkelsen bør skje raskt, men også gi et tilfredsstillende diagnostisk resultat.

Håndtering av traumeforløpet er noe som krever trening og gode rutiner (Barleycorn & Lee, 2018). Videre er det radiografens ansvar å tilse at pasienten ikke skannes med unødvendige objekter/utstyr som kan gi utilsiktet stråledose og degradert bildekvalitet, som i verste fall kan føre til feildiagnostisering. Det er viktig å ha tilegnet seg kunnskap om egenskapene til aktuell modalitet og eventuelle tilleggsutstyr, slik at man kan utnytte disse i en traumeundersøkelse på CT. I tillegg er det viktig at prosedyrer er oppdatert, kjent og lett tilgjengelig slik at man unngår at undersøkelsen tar unødvendig lang tid der tidlig avdekking av skadeomfang kan være avgjørende. Det kan derfor være interessant å finne ut hvordan ulikt underlag benyttet ved traumer og i mottak kan påvirke stråledose og bildekvalitet i CT.

I utredning om det var mulig å gjennomføre et eksperiment med kroppsfantom og ulike underlag ved gjennomføring av standard traumeundersøkelse på CT, opplevde jeg positiv diskusjon og tilbakemeldinger på mine ideer både fra avdelingsleder, fysikere, radiografer, utstyrsleverandør og lærere. Det ble bevilget både utstyr og tid til prosjektplanlegging. Dette var en avgjørende faktor for at jeg kunne gå videre med ideen.

1.2 Radiografifaglig og samfunnsmessig relevans

I forskrift om nasjonal retningslinje for radiografutdanningen (Kunnskapsdepartementet, 2019) heter det i kapittel 3, § 8 at kandidaten «[skal kunne] anvende faglig kunnskap innen fysikk og apparatlære til å vurdere berettigelsen av å optimalisere en bildediagnostisk undersøkelse» og «[kunne] vurdere teknisk og diagnostisk bildekvalitet.» § 9 angir at kandidaten «[skal ha] innsikt i og kan bidra til kunnskapsutvikling innen fagområdet medisinsk avbildning og bildebehandling». Videre heter det i § 21 om Forskning, fagutvikling og innovasjon at kandidaten «[skal kunne] planlegge og gjennomføre relevante prosjekter, samt dokumentere og formidle faglig kunnskap» og «kjenner til nytenkning og innovasjonsprosesser, og kan bidra til tjenesteinnovasjon og systematiske og kvalitetsforbedrende arbeidsprosesser.»

I strålevernforskriften (2016, § 5) står følgende om berettigelse og optimalisering: «All strålebruk skal være berettiget. Dette innebærer at fordelene skal være større enn ulempene strålingen medfører. [...] Strålebruken skal være optimalisert. Dette innebærer at eksponering for ioniserende stråling skal holdes så lav som praktisk mulig, teknologisk

kunnskap, sosiale og økonomiske forhold tatt i betraktning». De overnevnte sitatene fra lovverk og forskrifter understreker radiograffaglig relevans for denne oppgavens tema og diskusjon.

Når det gjelder samfunnsmessig relevans kan man knytte *strålevernforskriftens* § 5 (2016) opp mot denne oppgaven. Dette fantomstudiet utsetter ikke pasienter for unødvendig stråling og kan gi nyttig kunnskap om effekten ved bruk av forskjellige underlag knyttet til traume i en CT-undersøkelse.

1.3 Tidligere forskning

Det ble ikke funnet mye forskning på temaet, men følgende tre studier har relevante funn sett i sammenheng med hva som ønskes undersøkt i dette studiet.

Studien til Stokkeland et al. (2017) hadde til hensikt å undersøke hva effekten av vakuumadrasser med plastventil har på artefakter, stråledose og støy på CT sammenlignet med et «trauma transfer board» og flere backboard som til vanlig ble benyttet i deres praksis ved traume. De brukte et antropomorft fantom og avdelingens traumeprotokoll, skannet dette først uten immobiliserings-utstyr, for deretter å skanne med tre forskjellige vakuumadrasser, to forskjellige backboard og et «trauma transfer board». Resultatene viste en liten økning i dose i testet utstyr sammenlignet med «trauma transfer board» og at det var variasjon i bildestøyen, men at den var liten. De fikk konstatert at plastventilene på vakuummadrassen ikke ga artefakter. Madrassene de testet resulterte ikke i en betydelig økning i dose eller betydelig mengde artefakter som kunne påvirke den kliniske vurderingen. De konkluderte med at det var mulig å beholde noen av vakuummadrassene de testet under skanning i CT hvis man ønsket å spare tid og unngå sekundær forverring av en mulig ryggskade.

Studiet til Hemmes, Jeukens, Kemerink, Brink & Poeze (2016) har som hensikt å undersøke effekten av ulike immobiliseringsprodukter og kombinasjoner av disse på stråletransmisjon og støy, som mål for objektiv bildekvalitet. De benyttet et 16 cm CTDI hodefantom sammen med de ulike oppsettene. Det ble gjort undersøkelser både for konvensjonell røntgen og CT. I CT ble det brukt faste eksponeringsparametre. Funnet relevant for min studie er resultatet

for vakuummadrass og backboard. De viser til at det finnes signifikante forskjeller i stråletransmisjon og støy, basert på hvilket utstyr som blir scannet. Backboard uten tilleggsutstyr kom best ut både for stråletransmisjon og støy i CT.

Den siste artikkelen med tema relevant for min oppgave er av Euler, Stieltjes & Schindera (2017). Målet med studien var å evaluere bildekvalitet og stråledose ved polytraume på CT ved bruk av immobiliseringsprodukter, for å vurdere om disse kan beholdes for å bedre arbeidsflyten i deres praksis. Det ble brukt et antropomorft fantom og et leverfantom med automatisk rørstrømsmodulering med ulike referanseverdier for kV og mAs, testet ved fire forskjellige oppsett. Ett uten immobiliseringsutstyr, to med to ulike vakummadrasser og ett med backboard. Kvalitative og kvantitative bildekvalitetsparametre ble hentet ut, og stråledosen vurdert. Ut fra dette konkluderer studien med at immobiliseringsproduktene kan beholdes. Dette forsvares av relativ lav påvirkning på dose og støy. Det ble kommentert i studien at ventilens plassering på vakuummadrassen må vurderes, da denne kan gi beam hardening-artefakter som kan påvirke bildekvaliteten og den diagnostiske vurderingen.

1.4 Problemstilling

Hvilken effekt har traumeunderlag på stråledose, støy og bildekvalitet når de blir scannet i CT med et antropomorft helkroppsfantom?

1.5 Hensikt

Hensikten med oppgaven er å belyse om et utvalg traumeunderlag benyttet ved traumer i tilknytning til HUS vil påvirke dose, støy (målt som standardavvik) og bildekvalitet når de blir scannet med avdelingens traumeprotokoll sammen med et antropomorft helkroppsfantom. Den nye kunnskapen kan bidra til å ta forsvarlige avgjørelser i henhold til ALARA, om utstyret kan beholdes under CT-undersøkelsen.

1.6 Hypoteser

Ifølge Thrane (2018) blir hypoteser ofte brukt i kvantitativ forskning. Hypotesene benevnes som H_0 og H_1 . H_1 står for den alternative hypotesen som vi tror på og kan gjerne være underbygget av sunn fornuft, teori eller tidligere forskning. Nullhypotesen H_0 sier det motsatte av H_1 . I denne oppgaven er det utarbeidet fire hypoteser basert på problemstillingen. For å skille dem er de benevnt A) H_0 , A) H_1 og B) H_0 og B) H_1 .

A) H_0 : Det er ingen sammenheng mellom traumeunderlag og stråledose.

A) H_1 : Traumeunderlag påvirker stråledose.

B) H_0 : Det er ingen sammenheng mellom traumeunderlag og støy.

B) H_1 : Traumeunderlag påvirker støy.

1.7 Avgrensninger

Optimalt sett skulle man ha testet langt mer utstyr og kombinasjoner av utstyr da det finnes mange forskjellige produkter innenfor samme produktkategori. Med tanke på studiens omfang og tid til rådighet for gjennomføring av eksperimentet, ble tre forskjellige underlag testet. Traumemadrass ble valgt ettersom denne er hyppig i bruk i mottak ved sykehuset. Vakuummadrass og backboard ble valgt da de er sannsynlig å bli brukt ved traumer i tilknytning HUS. For å studere eventuelle forskjeller i stråledose er det valgt å se på doselengde produkt (DLP [mGycm]) som estimat for total mengde ioniserende stråling gitt av maskinen i et opptak. Beregning av effektiv dose ville også kunne beskrevet risikoen forbundet med ioniserende stråling (Seeram, 2016, s. 467), men er ikke valgt fordi oppgaven fokuserer på underlagenes effekt på gitt stråledose og bildekvalitet.

2.0 TEORI

2.1 Computertomografi

Siden CT-maskinen først ble demonstrert i 1973 av Sir Godfrey Hounsfield, har teknologien og maskinen utviklet seg og revolusjonert mange bildediagnostiske prosedyrer og blitt et av de viktigste diagnostiske verktøyene vi har i dag. Maskinen har gjort flere risikofylte intervensjoner unødvendig da den i stor grad demonstrerte strukturer som konvensjonell metode ikke kunne. (Graham, Cloke & Vosper, 2012, s. 279; Seeram, 2016, s. ix).

En stor fordel med å benytte CT-undersøkelser i dag, ikke minst ved traumer, er at den kan gi hurtig avklaring på skadeomfang/problemstilling. Dette fører til at man raskt kan ta fatt på eventuell videre behandling, eksempelvis øyeblikkelig operasjon (Seeram, 2016, s. 395).

Likevel må man huske på at maskinen benytter seg av ioniserende stråling for å produsere bildene. As Low As Reasonably Achievable (ALARA) er et begrep mye brukt i radiologien, som betyr at all stråleeksponering skal holdes så lav som praktisk mulig (Widmark et al., 2018, s. 40). Eksponering for denne strålingen kan potensielt skade celler i kroppen, og omtales som stokastiske eller deterministiske effekter. Stokastiske effekter, som kreft eller leukemi, kan opptre lenge etter stråleeksponeringen. Sjansen for at stokastiske effekter opptrer øker med økt dose. De deterministiske effektene er de som oppstår umiddelbart etter eksponering og kan være hudskader. Disse effektene er forbundet med eksponering for høy dose og er lite sannsynlig at oppstår ved en CT-undersøkelse (Seeram, 2016, s. 204-205).

Sentrale Dosebegreper i CT

Sentrale begreper om dose i CT er «computed tomography dose index» (CTDI, uttrykt i mGy), DLP (uttrykt i mGycm) og effektiv dose (uttrykt i mSv). $CTDI_{vol}$ representerer gjennomsnittlig absorbert dose i ett snitt og er et estimat beregnet av maskinen (Mahesh, 2009, s. 98). For å finne $CTDI_{vol}$ må man finne $CTDI_w$ (vektet), som er kalkulert dose med hensyn til ulik absorpsjon gjennom et volum. Videre må man kjenne verdi for pitch. Seeram (2016, s. 470) definerer pitch som «forholdet mellom bordbevegelse per rotasjon (i millimeter) til den totale «stråleknippebredden» (i millimeter)». dette gjør at vi kan beregne $CTDI_{vol}$ med følgende formel: $CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch$ (Seeram, 2016, s. 211).

Imens $CTDI_{vol}$ er gjennomsnittlig dose i et snitt, er DLP dosen for et volum. Denne finner vi med formelen $CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \times \text{Skanlengde (cm)}$. Om det er benyttet dosemodulering blir regnestykket noe annerledes da man må ta gjennomsnittlig $CTDI_{vol}$ for aktuelt område for så å multiplisere dette med skanlengden (cm).

For å kunne gi et estimat på risikoen forbundet med absorbert dose benyttes «effektiv dose», som tar hensyn til de ulike organenes sensitivitet for stråling. Det er ulike metoder for å komme frem til dette estimatet. Widmark et al. skriver i veileder 5 (2018, s. 97-98) at man kan bruke en rekke dataprogrammer for å kalkulere organdoser og effektiv dose. Mahesh (2009, s. 102-104), beskriver en noe enklere metode der den effektive dosen kan estimeres ut ifra DLP og en vektfaktor som beskriver strålesensitiviteten til organene som er skannet.

Faktorer som påvirker dosen i CT

Seeram (2016, s. 213) beskriver flere faktorer som påvirker dosen i CT, og at man kan skille mellom faktorene som direkte påvirker dosen og de som indirekte påvirker dosen. De som har direkte påvirkning på dosen, og som radiografen har kontroll over, kan være eksponeringsparameterne kilovolt (kV), milliamperesekund (mAs), eksponeringstid og pitch. Siden røntgenrørets «output» er omtrent proporsjonal til kVp^2 vil dosen økes med en faktor 4 dersom kVp dobles. Høyere rørspenning gir dermed høyere dose. Den største bidragsyteren til dose er likevel rørstrømmen, mA, som viser til mengde fotoner som blir produsert i røntgenrøret. mA og mAs har et lineært forhold til dose. Dosen vil dermed øke også om rørstrømmen økes. Pitch påvirker dosen inverst proporsjonalt. Det vil si at stråledosen vil minke med høyere pitch og er også noe radiografen kan styre. Riktig pasientposisjonering i gantry er også sentralt for at maskinen skal beregne riktig dose ved automatisk rørstrømsmodulering (AEC). Feilposisjonering kan i verste fall føre til høyere dose eller forringet bildekvalitet. Videre kan andre maskinrelaterte faktorer som påvirker dose være filter (bowtie), vidde på strålekneppet, snittykkelse og AEC. Andre variable som indirekte kan påvirke dosen kan for eksempel være iterative rekonstruksjoner, pasientstørrelse med mer (Mahesh, 2009, s. 105-117; Seeram, 2016, s. 214-217).

Automatisk rørstrømsmodulering og CARE kV

Automatisk rørstrømsmodulering (hos Siemens kjent som CARE Dose 4D) er i dag vanlig i de fleste CT-maskiner. Hensikten med denne teknikken er å gi konstant bildekvalitet gjennom hele opptaket på tross av ulik størrelse på pasienter og attenuasjonsforskjeller i vev.

(Mahesh, 2009, s. 120-121)

Eksempelvis vet vi at attenuasjonen av røntgenstrålene øker ved økt vevstykkelse og at intensiteten halveres for hver fjerde cm ekstra vev. For å få lik intensitet og dermed konstant bildekvalitet må mA doubles (Seeram, 2016, s. 217). Den automatiske rørstrømsmoduleringen utfører kalkuleringen automatisk i to plan, i x-y retningen og z-retningen. For å modulere rørstrømmen i disse retningene kreves informasjon om attenuasjonskarakteristikken til pasienten. Dette beregnes først og fremst på bakgrunn av to innledende oversiktsbildene, hos Siemens kalt Topogram. I tillegg benytter maskinen seg av data fra den foregående 180° rotasjonen til å modulere rørstrømmen (Seeram, 2016, s. 217-218).

AEC tilstreber konstant bildekvalitet gjennom skannet, men radiografen må likevel definere grad bildekvalitet som ønskes. Dette gjøres ved å sette, «Quality reference mAs» (siemens).

I Siemens' programvare har man i tillegg til å benytte CARE Dose 4D muligheten til å benytte CARE kV. Care kV bidrar til dosereduksjon ved å automatisk regulere rørspenningen i opptaket. Denne teknikken tilstreber å holde «contrast-to-noise»-forholdet konstant gjennom skannet. Den benytter seg av informasjon fra topogrammet og brukerdefinert organ karakteristikk. Valgt organ karakteristikk bestemmer hvilke organ dosen er optimalisert for, og påvirke valg av eksponeringsparametre (Grant & Schmidt, 2011).

Artefakter og subjektiv bildekvalitet

I CT-bilder kan det oppstå artefakter, som er en feilaktig representasjon av vevstrukturene som er avbildet. Artefakter er avvik mellom de rekonstruerte CT-tallene i bildet og den faktiske attenuasjonskoeffisienten i objektet (Mahesh, 2009, s. 73; Seeram, 2016, s. 465).

Mahesh (2009) skriver at de vanligste artefaktene kan klassifiseres som enten «streak artifacts», «rings and band artifacts», «partial volum artifacts», «photon starvation artifacts» eller pasient-induserte artefakter.

Streak-artefaktene kan sees som enten hvite eller sorte intense streker på tvers av bildet og er et resultat av uoverensstemmelser i individuelle målinger som blir overført til rekonstruksjonsprosessen og videre til bildet. Artefaktene mistolkes sjeldent som patologi, men kan i større mengder degradere bildekvaliteten og gjøre bildet uleselig (Mahesh, 2009, s. 73-74).

Ring- og bandartefakten fremtrer i bildet som enten hele eller delvis sirkulære strukturer, og skyldes defekter i detektorelementene. Om artefaktene bare sees delvis kan den mistolkes som vevstrukturer som igjen kan føre til feiltolkning av bildet (Mahesh, 2009, s. 74).

«Partial volume artifacts» opptrer hyppigst i tykkere snitt, og sees ofte som skyggeartefakter. Artefaktene oppstår når et objekt befinner seg delvis i scanplanet, og kan unngås ved å benytte tynnere snitt. «Partial volume averaging»-artefakter oppstår av samme årsak, men vises ved at materialet blir gjengitt feil fordi to materialer med ulik attenuasjon befinner seg i samme voksel, som vil gi en blandet gjengivelse av de to materialene.

«Photon starvation artifacts» kan ifølge Mahesh (2009) opptre ved skanning av overvektige pasienter der protokollen ikke er tilpasset. Artefaktene skyldes at fotonene ikke klarer å trenge gjennom pasienten og nå detektor. I bildet vises dette som støy i senter av pasienten. Photon starvation kan også forårsake strekartefakter, eksempelvis hvis skulderområdet skannes med uniform rørstrøm. Mahesh (2009) skriver at disse artefaktene kan unngås om man benytter automatisk rørstrømsmodulering og tilpasset filtrering.

Pasientinduserte artefakter beskrives av Mahesh (2009, s.75) som den mest vanlige typen artefakter i forbindelse med CT-bilder. Dette kan være bevegelsesartefakter som pusting, hjerteslag, tarmbevegelser og ellers urolige pasienter av ulike årsaker.

«Beam hardening»-artefakter kan sees som streker eller mørke partier i områder der strukturer som bein med høy attenuasjon befinner seg. Ettersom fotonene har varierende energinivå vil fotonene med lavest energi bli absorbert, og den gjennomsnittlige energien som går gjennom blir høyere/hardere. Dette kan typisk sees i hode- og skulderregionen.

Videre kan det forekomme metallartefakter, som skyldes metall i skanfeltet. Dette kan være alt fra stenter, proteser, klips, øredobber og andre metallholdige objekter, både i og utenpå pasienten. De observerte artefaktene skyldes ofte spredt stråling, «photon starvation», eller beam hardening (Mahesh, 2009).

Overnevnte artefakter kan potensielt degradere bildekvaliteten (Mahesh, 2009, s. 78). Det er derfor viktig at både radiografer og radiologer har gode kunnskaper om mulige årsaker og konsekvenser, for å forhindre at bildekvaliteten degraderes unødvendig, og at det ikke tas feil av artefakt og anatomi/patologi. Kunnskaper om artefaktene gjør at man kan vurdere subjektivt hvordan bildekvaliteten påvirkes.

Støy som mål på objektiv bildekvalitet

Støy er tilfeldige variasjoner i CT-tall (Hounsfield units, HU) målt i et homogent fantom og måles som standardavviket av CT-tall i et område definert av en «region of interest» (ROI). Det målte standardavviket er et metrisk mål som definerer bildekvaliteten objektivt. Støyen påvirkes i stor grad av valgt rørstrøm (mA) og rørspenning (kV), rekonstruksjonsalgoritmer og snittykkelse (Mahesh, 2009, s. 66; Seeram, 2016, s. 188-189, 470). Eksempelvis vil tykkere snitt gi mindre støy, høyere rørspenning gir mindre støy. Et undereksponert opptak vil kunne gi mer støy, som gir bildet et karakteristisk «salt og pepper»-lignende utseende (Romans, 2011, s. 68). Høyere standardavvik gir større variasjon i CT-tallet, som igjen fører til dårligere bildekvalitet om man måler i et homogent område (Mahesh, 2009; Romans, 2011, s. 36)

2.2 Underlag sett i forbindelse med traume

Det finnes en rekke leverandører med produkter for transport og stabilisering av pasienter der skadeomfanget er ukjent eller spinalsuspekt. Et backboard, eller spineboard som det også blir omtalt som, er en hard, flat konstruksjon med mange håndtak, som har fordelen ved at den er enkel å håndtere ved evakueringer av pasienten. Det bør imidlertid ikke brukes på transport over lengre tid, ifølge Skinner & Driscoll (2013), da det kan gi trykksår og ikke er behagelig å ligge på. Scoopbåre er et annet underlag som kan benyttes ved spinalsuspekterte traumer. Denne beveger pasienten minimalt, da man «scooper» opp pasienten uten å måtte snu pasienten på siden først. For lengre transport skriver Jeppesen et al. (2014) at man bør benytte vakuummadrass eller ambulansébåre. Vakuummadrassen fungerer ved at pasienten først legges på madrassen, før luften suges ut, slik at madrassen former seg etter pasienten, og skal være mer komfortabel samtidig som den stabiliserer pasienten (Ferno-Norden, 2019). Her også finnes det mange varianter, merker og produsenter. Norsk luftambulans har i samarbeid med produsent, utviklet «RedVac», som blir mye brukt ved evakuering av pasienter via luftambulans. Denne informasjonen fremkom i samtale med leverandør for produktet.

I mottak ved HUS bruker de traumemadrasser, som er mykere enn et backboard. Disse brukes til å immobilisere og forflytte pasienter intrahospitalt og har blitt brukt under CT-undersøkelser.

3.0 METODE

I metodekapittelet beskrives metoden for hvordan resultatet er fremkommet. Dette inkluderer aktuelle måleinstrumenter, utstyr, og hvordan innhenting av data og analyse av datamaterialet er utført.

3.1 Kvantitativ metode

Grønmo og Dalland (referert i Dragset & Ellingsen (2009, s. 102) sier at «kvantitativ metode brukes for å få breddekunnskap, finne årsakssammenhenger og for å teste hypoteser som kan overføres til personer eller situasjoner». Ramlaul (2010, s. 77-78) skriver at data anses å være kvantitative hvis de er tall, som gir muligheten for statistiske analyser. Basert på overnevnte påstander virker oppgavens problemstilling og tilhørende hypoteser best å bli besvart ved bruk av kvantitativ metode. Andre fordeler ved kvantitativ metode beskrives av Ramlaul (2010) som at den er objektiv, og at uavhengige og avhengige variabler er tydelige og presist definert. Videre skal innsamlede data gi gode muligheter for høy reliabilitet, gitt at utstyr er kalibrert og i orden. Høy representativitet, som avhenger av utvalgsstørrelse, gjør at studier med denne metoden lettere kan sammenlignes med andre.

For å komme frem til resultatet er det valgt å benytte et eksperimentelt design. De ulike underlagene vi ønsker å teste står for de uavhengige variablene, mens stråledose og støy representerer de avhengige variablene. Innsamlet data gir mulighet for deskriptiv statistikk og statistiske analyser.

For å kunne måle subjektiv bildekvalitet ble bildekvalitet operasjonalisert til fire påstander ved hjelp av en likert-skala.

3.2 Utvalg

Utvalget er et bekvemmelighetsutvalg og ikke tilfeldig. Dette på grunn av studiets omfang, hvilket utstyr som var tilgjengelig, hvilket utstyr som det var sannsynlig at pasienter ankom sykehuset med, og utstyr brukt på sykehus ved traumer. Tiden vi hadde til rådighet for å undersøke madrassene spilte inn for utvalgets størrelse. Vi valgte dermed en traumemadrass lånt fra mottak ved HUS, et backboard lånt fra teknisk systemansvarlig for akuttmedisinsk kommunikasjonsentral (AMK) Helse Bergen, og en vakuummadrass sendt

fra leverandør Emergency Care AS. I Tabell 1 presenteres utvalget og produsent som ble brukt i denne oppgaven. Figur 1 viser illustrativt utvalget som ble brukt.

Tabell 1: Oversikt over det testede utvalgets navn og produsent.

Omtalt som	Navn på produkt	Produsent
Traumemadrass	CM TraumaMattress	Comfort Medical, Landskrona, Sverige
Vakuummadrass	RedVac VM9001x04	Kohlbrat & Bunz, Radstadt, Østeriket.
Backboard	Spineboard Millennia	Ferno International, Wilmington, Ohio, USA



Figur 1: illustrasjon av det testede utvalget. Fra venstre: traumemadrass, vakuummadrass og Backboard/spineboard (bilde av backboard gjengitt med tillatelse fra Ferno-Norden)

Undersøkelsen vil bare si noe om effekten akkurat dette utstyret har når det blir scannet under samme betingelser. Resultatene kan ikke benyttes for å generalisere alle produkter av vakuummadrasser, backboard eller traumemadrasser, da det finnes flere varianter av de forskjellige underlagene. Oppgaven vil altså bare belyse effekten akkurat disse tre produktene gir under samme forhold.

3.3 Innhentning av data

Etter at forsøket fikk grønt lys av seksjonsleder for CT ved HUS, startet planleggingsarbeidet. To fysikere for røntgendiagnostikk, fagradiograf for traume, samt undertegnede og min veileder, møttes for å gå gjennom den grunnleggende ideen, der mulige løsninger ble diskutert.

I forkant av gjennomføringen av eksperimentet tilbydde fysikerne ved HUS å være behjelpelig med å overføre bilder og data fra eksperimentet til en ekstern harddisk. Ettersom dette er en fantomstudie uten sensitive opplysninger, kunne dataene bearbeides videre fra egen datamaskin hjemme.

Utstyr og deltakere

Siemens Definition Flash måleinstrument

Ekspertimentet ble utført på en Siemens Definition flash (Siemens healthcare, Forchheim, Tyskland) som er en 128-snitts CT-maskin. Denne maskinen er lik den HUS har i mottak hvor de skanner reelle traumepasienter. Resultatene er derfor representative for hva vi kan forvente å se i akuttmottaket. Maskinen ble kalibrert rett før eksperimentstart.



Figur 2: CT-maskinen brukt i forsøket

Helkroppsfantom

Det ble benyttet et antropomorft helkroppsfantom av typen PBU-50 (Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan). Fantomet egner seg til å utføre eksperiment på da det har anatomi med HU-verdier nærliggende en ekte menneskekropp, og ikke utsetter mennesker for unødvendig stråling. Størrelsen på fantomet tilsvarer en person på 50 kg som er 165 cm høy. PBU-50 har hjerte, nyrer, lever, lunger og lungekar, men mangler flere organer. Hjernestrukturer samt de fleste andre indre organer finnes ikke i denne versjonen.



Figur 3: Helkroppsfantom brukt i forsøket

Protokoll

Avdelingens helkroppsprøtoll for traume ble benyttet, med prosedyre for aktuell maskin (Helse Bergen, 2020). Noen justeringer ble gjort siden det ikke var aktuelt med kontrast og seinserier. Opptak for thorax, abdomen og bekken ble derfor kjørt i én skan. Vi rekonstruerte bare aksiale-snitt for alle opptak. Eksponering og rekonstruksjonsparametere er presentert i tabell 2. Vedlegg nr. 5 viser den originale prosedyren.

Tabell 2: Eksponering- og rekonstruksjonsparametere brukt i forsøket.

Opptak av kroppsdel:	Hode	Nakke	Thorax, abdomen & bekken
Eksponeringsparametre			
CARE Dose av/på	av	på	på
CARE kV av/på	av	på	på
Quality ref.mAs	390	195	230
Ref. kV	120	120	120
Rekonstruksjoner			
Snittykkelse/inkrement Kernel og iterativt nivå	5/5mm J37f	2/2mm i70h	3/3mm i31f admire2, og 3/3mm B70f

Radiograf

For å få opptakene så like som mulig var det hensiktsmessig å la samme person planlegge opptakene for alle oppsett. Fagradiograf for traume har best erfaring med både apparatur og protokoll, og ble derfor den ansvarlige.

Fysiker

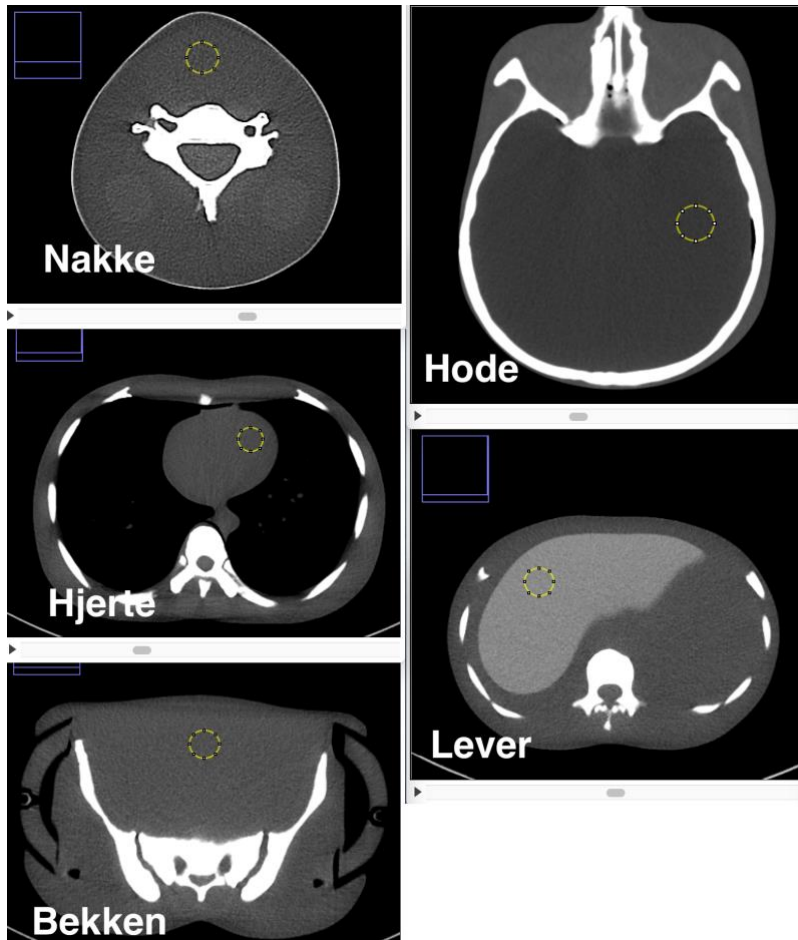
En fysiker innen røntgendiagnostikk fra HUS deltok under eksperimentet og hjalp til med forflytning og kontroll av utførelse. I etterkant organiserte fysiker bildeopptakene, og bistod i tolkning av resultatene.

Utførelse av eksperiment

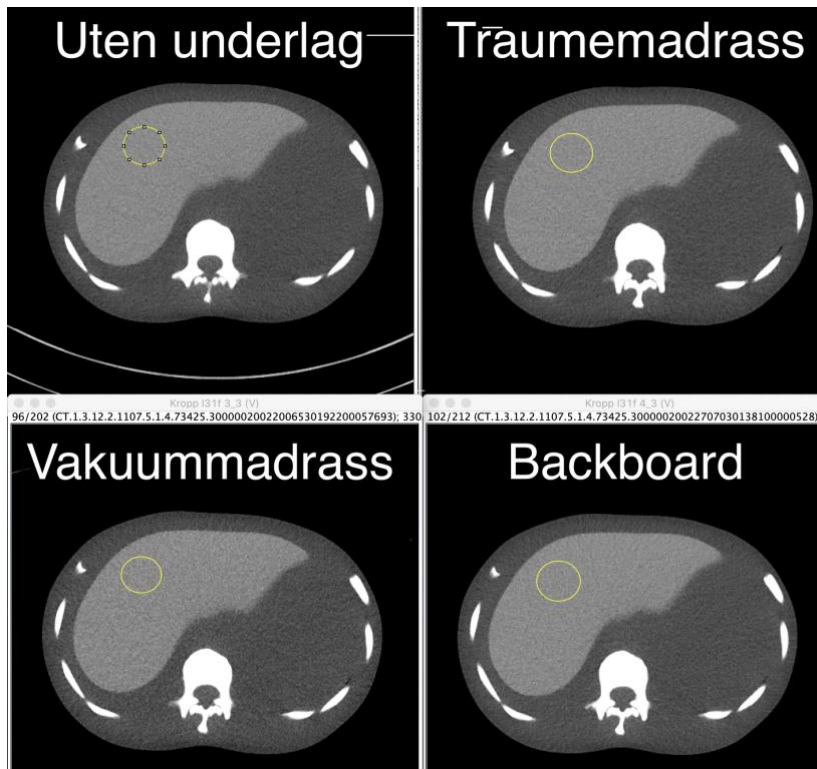
For å sikre isosentrisk posisjonering av Kyoto i gantry ble det markert kryss på fantomet som laserlyset ble stilt inn etter. Det ble kjørt totalt fire ulike oppsett. Ett oppsett uten underlag med Kyoto alene i maskinen, ett med Kyoto og traumemadrassen, ett med Kyoto og vakuummadrassen, og ett med Kyoto og backboard. Hode- og nakkeopptakene ble kjørt med armene nede langs kroppen. Thorax-abdomen-bekkeneseriene ble kjørt med hendene over hodet, i henhold til prosedyren. Veileder, fysiker og radiograf bidro med forflytning av fantom til de ulike oppsettene.

Støymålinger

Støymålingene ble utført i programmet ImageJ. (Rasband, 1997-2018). Bare bildeserier rekonstruert til i31f ble brukt for støymåling i kroppsopptaket. Støyen ble målt i fem tilsynelatende homogene områder i fantomet: Hode, nakke, hjerte, lever og bekken. Dette illustreres i Figur 4. For å kunne måle støy i samme snitt i fantomet måtte bildeseriene visuelt samkjøres, ettersom plassering av fantomet ikke ble identisk. Deretter ble en ROI av samme størrelse lagt i samme område, før støymålingene ble avlest (Figur 5).



Figur 4: Illustrert plassering av ROI i de ulike organene.



Figur 5: Illustrert støy måling i samme bildesnitt i fire ulike oppsett

Gjennomsnitt og standardavvik for støy ble beregnet i excel for de tre opptakene, for hvert oppsett, se Vedlegg 1. Standardavviket ble beregnet med følgende formel:

$$SD = \sqrt{\frac{(x1 - x(\text{mean}))^2 + (x2 - x(\text{mean}))^2 + (x3 - x(\text{mean}))^2}{n - 1}}$$

SD er det beregnede standardavviket i de tre målingene, x1, x2 og x3 er målt støyverdi i henholdsvis opptak 1, 2 og 3, x(mean) er gjennomsnittlig målt støyverdi i de tre opptakene, og n er antall opptak.

Dosemålinger

Mappen med bildene som fysikerne hentet ut, inneholdt også flere Excel dokumenter med CTDI_{vol}-data for hvert snitt i alle opptak og serier. Ettersom det var vanskelig å legge sFOV i identisk posisjon for hvert opptak, ville ikke bildeopptakene starte på eksakt samme anatomiske sted. For å kunne hente ut en sammenlignbar DLP fra hode, nakke, thorax, abdomen og bekken, måtte bildene derfor først samkjøres, for så å finne det første og siste snittet i alle opptakene. 12 bilder var oppe på skjermen samtidig, tre opptak hver, for fire ulike oppsett. Serien som startet senest ble så brukt som startposisjon. Deretter ble resterende bilder matchet visuelt med startposisjonsbildet for så å notere snittnummeret for å kunne finne det igjen i Excel-filene. Det samme ble gjort for det siste bildet i hver serie.

Etter å ha markert start- og slutt-snittene i alle excel-ark, var det like mange snitt for alle opptak i thorax og abdomen/bekken-serien, og like mange snitt for nakke-seriene. Ettersom det er brukt CARE Dose 4D og CARE kV ville gitt stråledose variere gjennom de forskjellige snittene, det ble derfor nødvendig å regne gjennomsnittlig CTDI_{vol} for å kunne beregne DLP. Snittykkelsen for thorax/abdomen/bekken-opptakene var 3 mm, og for å finne skanlengden må antall snitt ganges med størrelsen på snittene. Skanlengden ønskes i cm, da DLP er oppgitt i mGycm. Formelen ble dermed 0,3 cm x antall snitt. Deretter ble skanlengden ganget med gjennomsnittlig CTDI_{vol} hvor svaret gav oss DLP (mGycm). Samme prosess ble gjennomført for nakkeserien, bortsett fra at snittykkelsen her var 2 mm.

Uthenting av DLP fra hode-opptakene var noe enklere. Ettersom protokollen har faste eksponeringsparametere ga den samme dose til alle hode-opptak. CTDI_{vol} var følgelig lik i alle snitt, på alle opptak, og med tenkt lik skanlengde vil dette gi samme DLP for alle opptak. For

å gi et illustrativt bilde på hvordan stråledosen (CTDI_{vol}) varierte gjennom de forskjellige scannene ble det utarbeidet et CTDI-plot ved hjelp av excel. Ettersom det ikke forventes store variasjoner for de tre opptakene per oppsett er det data fra annethvert skan benyttet for å illustrere variasjonene.

Doserapporten som følger med bildeserien ble ikke brukt, ettersom skanlengden varierte mellom opptakene. Alle data ble så samlet i et excel-ark hvor beskrivende statistikk ble fremstilt, se vedlegg nr.2. CTDI_{vol}-data utgjør 48 excel-ark og kan fremskaffes på forespørsel.

Subjektiv bildekvalitet basert på artefakter

For å vurdere subjektiv bildekvalitet er det benyttet en lignende vurderingsmetode som Stokkeland et al. (2017) gjorde i sin studie. Med denne vurderer man den subjektive bildekvaliteten basert på tilstedeværelse av artefakter med en tallverdi som vist i Tabell 3. Det ble ikke disponert radiologer for å vurdere denne oppgaven, men to radiografer med 10 års erfaring i yrket. Ingen av radiografene deltok på selve eksperimentet og er blindet for hvilket underlag som er benyttet i hvert opptak. Radiografene hadde ikke tilgang på diagnostisk skjerm. Vurderingen ble gjort for de fire ulike oppsettene med en tallverdi for hvert område: hode, nakke, thorax og abdomen/bekken. Videre hadde radiografen mulighet til å komme med ytterligere kommentarer. Se vedlegg nr. 4 for utsendt vurderingsskjema.

Tabell 3: Skala for gradering av artefakter og bildekvalitet

1	Ingen artefakter til stede
2	Artefakter til stede, men påvirker ikke klinisk vurdering
3	Artefakter til stede som påvirker klinisk vurdering
4	Artefakter til stede i den grad at undersøkelsen er uegnet for klinisk vurdering

3.4 Dataanalyse

Analyse av Støy- og dosemålinger

Programmet SPSS (build: 1.0.0.1347) ble benyttet for analyse av data. For å teste hypotesene ble parett t-test benyttet. Kent State University Libraries (2020) beskriver at testen vil fortelle om det er statistisk bevis for at den gjennomsnittlige differansen mellom de to observasjonene som sammenlignes er signifikant. Resultatet gir en p-verdi, som må være mindre enn 0,05 for at resultatet skal være statistisk signifikant. Det vil si at resultater

med som gir $p < 0,05$ gir grunnlag for å forkaste nullhypotesen, da det er mindre en 5% sjanse for at nullhypotesen er sann. Når resultatene gir $p > 0,05$, kan nullhypotesen ikke forkastes, da det ikke finnes statistisk bevis for at differansen ikke er tilfeldig (Dahlum, 2015).

P-verdi, gjennomsnitt av målinger per oppsett, standardavvik mellom målinger per oppsett og differanse i støy og dose er presentert i fortløpende tabeller i resultatdelen.

Vurdering av subjektiv bildekvalitet

I oppgaven er det valgt å se på om radiografene observerer forskjeller i bildekvalitet mellom de representative opptakene og opptak uten utstyr. Om forskjeller ikke observeres tolkes dette som at underlagene ikke forårsaker artefakter som forringer bildekvaliteten.

3.5 Validitet og reliabilitet

Pripp (2019) skriver i sin artikkel om validitet at om vi gjentar en måling med like betingelser og får samme svar, viser det til høy reliabilitet. For at en måling skal være god må den i tillegg ha høy validitet. Målinger som måler det det har til hensikt å måle gir høy validitet. Artikkelen beskriver videre viktigheten av å rutinemessig sjekke måleinstrumentenes validitet. Om instrumentet gir reliable med ikke valide målinger, måler man systematisk feil.

For å kunne vurdere reliabiliteten i det innsamlede datamaterialet har hvert oppsett blitt scannet 3 ganger med like betingelser. I forkant av eksperimentet ble CT-maskinen kalibrert for å gi mest mulig valide målinger. Det ble i tillegg passet på at fantomet lå isosentrisk for hvert oppsett.

3.6 Forskningsetikk

Det ble i forkant av eksperimentet bekreftet at taushetsplikten også dekker arbeid med bachelor i sykehus. Ettersom dette er en fantomstudie som ikke involverer reelle pasienter var det ikke nødvendig med samtykkeskjema.

4.0 RESULTAT

Resultatet viser funn og analyse av funn.

4.1 Deskriptiv statistikk og analyser for støy

Hver tabell inneholder gjennomsnitt og standardavvik i støy for de tre målingene per oppsett. Analysen med paret t-test viser gjennomsnitts-differansen mellom opptak uten utstyr og opptakene med ulike underlag og tilhørende p-verdi. P-verdien gir sannsynlighet for tilfeldige forskjeller mellom ulike underlag sammenlignet med opptak uten utstyr. Der p-verdi er markert grønn er differansen statistisk signifikant.

Tabell 4: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i hode.

Deskriptiv statistikk - Hode			Analyse	
	Gjennomsnitt [HU]	SD [HU] ±	Differanse i SD [HU]	P-verdi
Uten utstyr	3,39	0,075	-	-
Traumemadrass	3,95	0,17	0,56	0,052
Vakuummadrass	3,77	0,23	0,38	0,058
Backboard	3,87	0,16	0,48	0,064

Resultatene for hode (Tabell 4) viser at hverken traumemadrass, vakuummadrass eller backboard har en p-verdi < 0,05 og er dermed ikke statistisk signifikant for støymålinger i hodet selv om det observeres en differanse opp til 0,56 HU i SD.

Tabell 5: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i nakke.

Deskriptiv statistikk - Nakke			Analyse	
	Gjennomsnitt [HU]	SD [HU] ±	Differanse i SD [HU]	P-verdi
Uten utstyr	14,80	0,89	-	-
Traumemadrass	15,30	1,09	0,49	0,248
Vakuummadrass	15,58	0,79	0,77	0,324
Backboard	15,05	0,96	0,25	0,821

Resultatet for støymålinger i nakke (tabell 5) gir en p-verdi > 0,05 for alle sammenlignede målinger og kan ikke regnes som statistisk signifikant, selv om det observeres en differanse opp til 0,77 HU i SD.

Tabell 6: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i hjerte.

Deskriptiv statistikk - Hjerte			Analyse	
	Gjennomsnitt [HU]	SD [HU] ±	Differanse i SD [HU]	P-verdi
Uten utstyr	6,60	0,30	-	-
Traumemadrass	7,38	0,51	0,78	0,024
Vakuummadrass	8,71	0,16	2,10	0,006
Backboard	6,79	0,13	0,18	0,290

Resultatet for støymålinger i hjertet (Tabell 6) viser at p-verdi for traumemadrass og vakuummadrass er < 0,05 og differansen regnes statistisk signifikant. P-verdi for backboard er > 0,05 og er ikke statistisk signifikant.

Tabell 7: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i lever.

Deskriptiv statistikk - Lever			Analyse	
	Gjennomsnitt [HU]	SD [HU] ±	Differanse i SD [HU]	P-verdi
Uten utstyr	10,16	0,28	-	-
Traumemadrass	10,32	0,44	0,16	0,457
Vakuummadrass	11,72	0,53	1,55	0,070
Backboard	10,29	0,35	0,13	0,744

Resultatet for støymålinger i lever (Tabell 7) viser at p-verdier er > 0,05. Differansen regnes derfor ikke som signifikant, selv om det observeres en differanse opp mot 1,55 HU i SD.

Tabell 8: Deskriptiv statistikk og analyse for støymålinger i bekken.

Deskriptiv statistikk - Bekken			Analyse	
	Gjennomsnitt [HU]	SD [HU] ±	Differanse i SD [HU]	P-verdi
Uten utstyr	9,79	0,10	-	-
Traumemadrass	9,96	0,26	0,16	0,464
Vakuummadrass	12,00	0,21	2,21	0,006
Backboard	10,08	0,34	0,29	0,219

Resultatet for støymålinger i bekkenet (tabell 8) viser at p-verdi for differansen mellom vakuummadrass og «uten utstyr» kan regnes som statistisk signifikant da p-verdi < 0,05. Målingene av traumemadrass og backboard gir p-verdi > 0,05 og kan ikke regnes som statistisk signifikant.

4.2 Deskriptiv statistikk og analyser for DLP

Tabellene under viser resultat for beskrivende statistikk og statistisk analyse av dosemålinger for de ulike kroppsdelene. Den beskrivende statistikken gir oss gjennomsnittet for de tre målingene per oppsett og standardavviket av dette. Analysen gir gjennomsnittsdifferansen mellom gjennomsnittet av de testede underlagene og gjennomsnitt for målinger uten underlag. P-verdi angir om observerte forskjeller kan sies å være statistisk signifikante.

Tabell 9: DLP for hode

Deskriptiv statistikk – Hode			Analyse	
	Gjennomsnitt DLP [mGycm]	SD ± [mGycm]	Differanse i dose [mGycm]	P-verdi
Uten utstyr	1086,78	0	-	-
Traumemadrass	1086,78	0	0	x
Vakuummadrass	1086,78	0	0	x
Backboard	1086,78	0	0	x

Resultatet for dosemålingene for hode forteller oss at det er ingen forskjell i dose for noen av oppsettene. Ettersom dosene er konstante og det ikke observeres standardavvik, kan ikke p-verdien regnes.

Tabell 10: Deskriptiv statistikk og analyse for dosemålinger i nakke.

Deskriptiv statistikk – Nakke DLP			Analyse	
	Gjennomsnitt DLP [mGycm]	SD ± [mGycm]	Differanse i dose [mGycm]	P-verdi
Uten utstyr	163,58	3,90	-	-
Traumemadrass	164,31	4,05	0,74	0,040
Vakuummadrass	163,79	0,32	0,21	0,929
Backboard	161,86	0,40	-1,72	0,561

Resultatet for dosemålinger i nakken (Tabell 10) forteller oss at forskjellene mellom dose for traumemadrass og uten utstyr er statistisk signifikant da $p < 0,05$. Forskjellene for vakuummadrass og backboard er ikke statistisk signifikante.

Tabell 11: Deskriptiv statistikk og analyse for dosemålinger i thorax

Deskriptiv statistikk – thorax -DLP			Analyse	
	Gjennomsnitt DLP [mGycm]	SD ± [mGycm]	Differanse i dose [mGycm]	P-verdi
Uten utstyr	106,48	0,16	-	-
Traumemadrass	103,24	1,00	-3,23	0,031
Vakuummadrass	71,95	0,81	-34,53	< 0,001
Backboard	107,95	0,28	1,47	0,003

Alle p-verdier for differansen i dose i thorax (Tabell 11) er statistisk signifikante da $p < 0,05$ for alle analyser. Det observeres forskjeller i dose opp til 34,53mGycm.

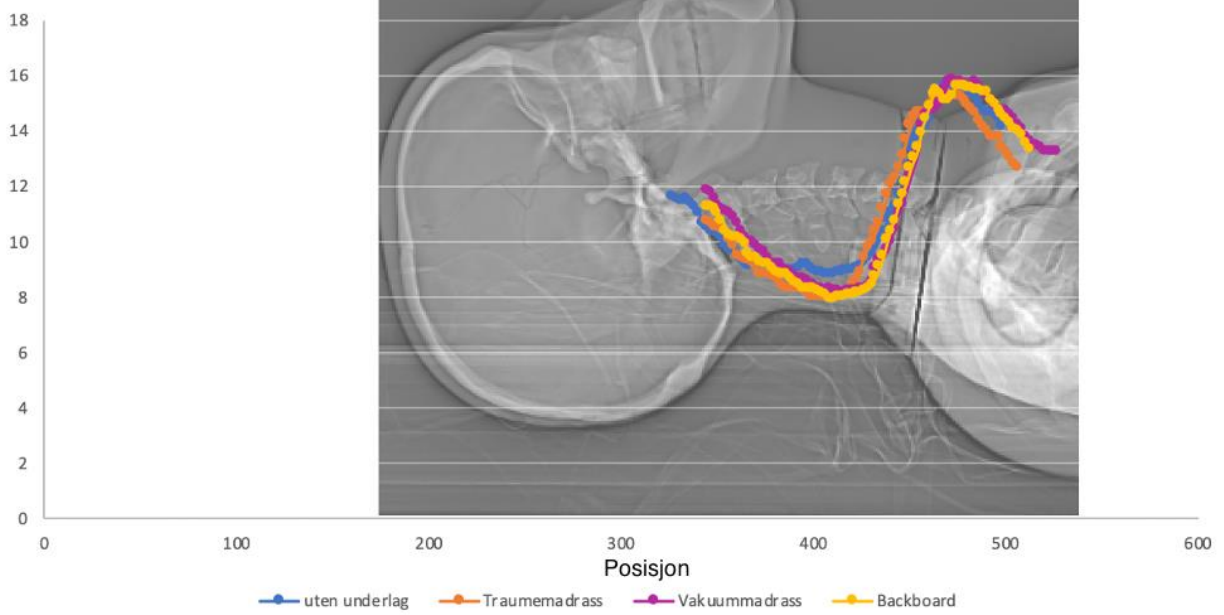
Tabell 12: Deskriptiv statistikk og analyse for dosemålinger i abdomen/bekken.

Deskriptiv statistikk – abdomen/bekken -DLP			Analyse	
	Gjennomsnitt DLP [mGycm]	SD ± [mGycm]	Differanse i dose [mGycm]	P-verdi
Uten utstyr	199,38	0,83	-	-
Traumemadrass	202,83	0,69	3,45	0,022
Vakuummadrass	133,41	0,26	-65,97	< 0,001
Backboard	203,22	0,28	3,83	0,008

Alle p-verdier for differanse i dose i abdomen/bekken (tabell 12) er statistisk signifikante da $p < 0,05$ for alle analyser. Det observeres forskjeller opp til 65,97 mGycm.

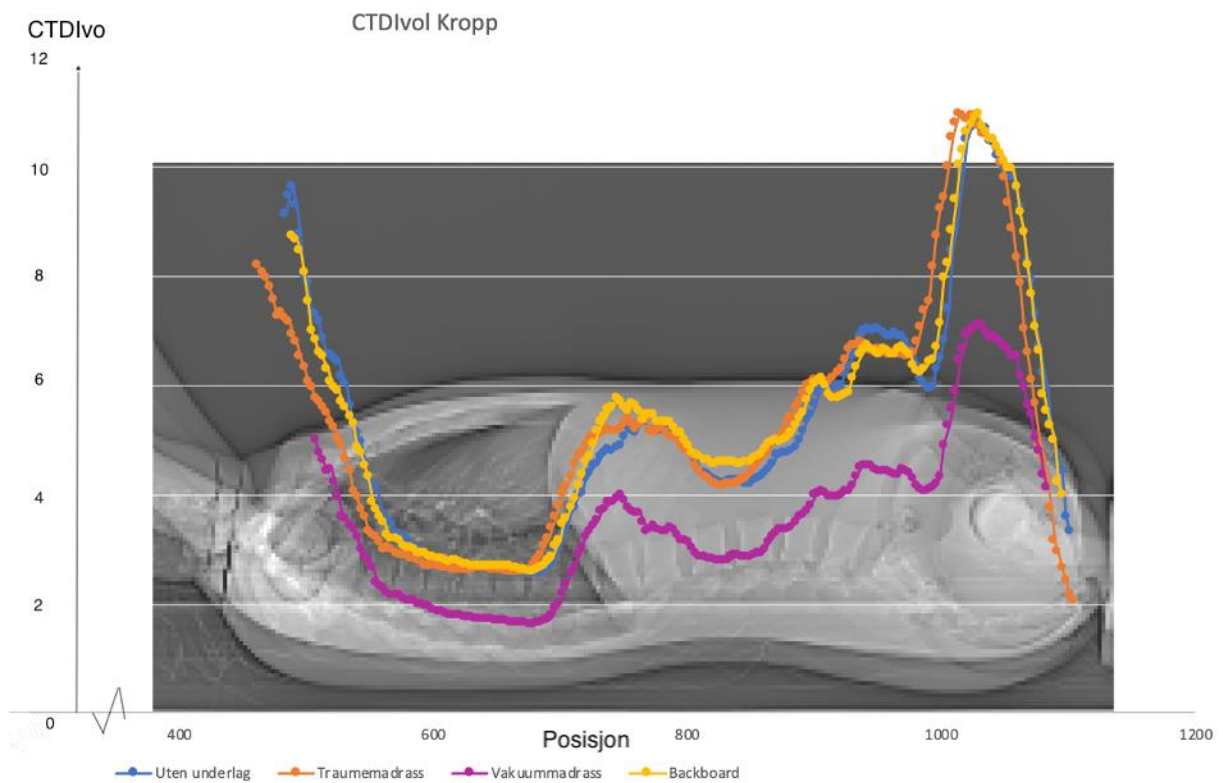
Figur 6 Illustrerer variasjonen i $CTDI_{vol}$ gjennom de forskjellige opptakene for nakken hvor det er brukt AEC. Illustrasjonen har brukt data fra opptak nummer to i alle oppsett.

CTDIvol nakke



Figur 6: Estimert CTDI_{vol} gjennom nakken for de ulike oppsettene.

Figur 7 illustrerer variasjonen i CTDI_{vol} gjennom thorax, abdomen og bekken for de forskjellige oppsettene. Også her er data fra opptak nummer to fra hvert oppsett benyttet.



Figur 7: Estimert CTDI_{vol} gjennom thorax, abdomen og bekken for de ulike oppsettene.

4.3 Subjektiv vurdering av bildekvalitet

Resultatene for radiografenes vurdering av bildekvalitet basert på tilstedeværelse av artefakter fremkommer av Tabell 14. I Tabell 13 repeteres graderingsskalaen som vurderingen er basert på.

Tabell 13: Skala for gradering av artefakter og bildekvalitet

1	Ingen artefakter til stede
2	Artefakter til stede, men påvirker ikke klinisk vurdering
3	Artefakter til stede, som påvirker klinisk vurdering
4	Artefakter til stede, i den grad at undersøkelsen er uegnet for klinisk vurdering

Tabell 14: Subjektiv bildekvalitet basert på tilstedeværelse av artefakter vurdert av to radiografer.

Subjektiv bildekvalitet				
Område skannet	Uten underlag	Traumeunderlag	Vakuummadrass	Backboard
Hode	2 / 1	2 / 1	2 / 1	3 / 1
Nakke	2 / 1	2 / 1	2 / 1	2 / 1
Thorax	2 / 1	2 / 1	2 / 1	2 / 1
abdomen	2 / 1	2 / 1	2 / 1	2 / 1

Kommentar fra radiograf nr1:

Å bedømme artefakter på fantombilder er svært vanskelig, da bildene vil uansett inneholde en del artefakter grunnet fantomets oppbygging. Jeg har forsøkt å legge til grunn for vurderingen artefakter som åpenbart stammer fra objekter utenfor fantomet. Og selv om fantomet er aldri så komplekst, så er det noe helt annet enn å se på faktiske organer. I tillegg har jeg ikke hatt anledning til å se på bildene på diagnostisk skjerm, så det er en sjanse for at vurderingen ville endret seg noe da.

Kommentar fra radiograf nr 2:

Har jobbet mest med ortopedi. Har derfor hatt mest fokus på knokler, men selvfølgelig annet lett differensiert vev i tillegg. Har ikke jobbet med Kyoto-fantom før. Har brukt ImageJ og microdicom til å se på bildene. Ikke kliniske skjermer. Har hatt 4 matchende serier oppe på likt og sammenlignet. Samt sett på hver serie for seg. Alle bildene har hatt litt artefakter rundt hode/hals ved hjernestammen som jeg anser som helt naturlig. Samt artefakter over lungebildene som kommer fra skuldrene som jeg også anser som naturlig.

Resultatet i Tabell 14 forstås som at radiografene observerte få eller ingen forskjeller i bildekvalitet mellom de ulike oppsettene.

5.0 DISKUSJON

Dette kapittelet svarer på problemstillingen: «Hvilken effekt har traumeunderlag på stråledose, støy og bildekvalitet når de blir scannet i CT med et antropomorft helkroppsfantom?». Funn diskuteres opp mot tidligere forskning og teori. Svar på hypotese og metodekritikk oppsummeres til slutt.

5.1 Underlagenes effekt på dose og bildekvalitet i hodeopptak

Ved å studere resultat i Tabell 9, ser vi at maskinen har gitt samme dose (mGycm) for alle opptak. Siden det i protokollen er oppført faste eksponeringsparametre, er ikke funnene overaskende, gitt at man skanner eksakt samme antall snitt for hvert opptak. Ettersom det ikke brukes CARE Dose 4D eller CARE kV, vil ikke maskinen kompensere for tapt bildekvalitet som gir oss en gylden mulighet til å se på hvordan de ulike underlagene påvirker stråletransmisjonen uttrykt i støy.

I tabell 4 ser vi at alle p-verdier er over 0,05. Dette vil si at det ikke finnes statistisk bevis for at det eksisterer forskjeller i støy mellom det testede utstyret og opptak uten utstyr. Altså kan observerte forskjeller ha skjedd på grunn av lav reliabilitet i målingene trolig forårsaket av for få målinger og feilplassering av ROI. De marginale forskjellene observeres som en differanse på opptil 0,56 HU i SD for traumemadrassen, 0,48 HU i SD for backboard og 0,38 HU i SD for vakuummadrass.

Euler et al (2017) konkluderer med at immobiliseringsunderlagene de testet (to vakuummadrasser og et backboard) kan benyttes ved traume i CT uten at det påvirker dose og bildekvalitet i særlig grad. De presiserer at man må være obs på plasseringen av ventilen, da denne kunne resultere i beam-hardening artefakter som forringer bildekvaliteten. Tolker man resultatet fra min studie, hvor det hverken observeres signifikante forskjeller i støy eller subjektiv vurdert bildekvalitet, ser det ikke ut til at ventilen på den testede vakuummadrassen har påvirket bildekvaliteten i den grad Euler et al. (2017) beskriver. I studiet til Stokkeland et al. (2017) finner de at vakuummadrasser med plastventiler ikke gir artefakter, som kan se ut til å korrelere med våre resultater.

Radiograf 1 observerer forskjell i bildekvalitet for skan av hode med backboard og mener dette kan påvirke den kliniske vurderingen. Støymålingen viser imidlertid ikke variasjoner som kan forklare dette. ROI for å beregne støy er begrenset til et mindre område i hode og har trolig ikke vært plassert der artefaktene er observert. Dette kan muligens forklare forskjellen mellom støymåling og subjektiv vurdering, men ettersom det ikke er gitt begrunnelse for vurderingen er det vanskelig å si om det er dette eller andre årsaker.

5.2 Underlagenes effekt på dose og bildekvalitet for nakkeopptak

For nakkeopptakene er det benyttet dosemodulering i henhold til protokollen. Ifølge analysen i Tabell 10 er det bare traumemadrassens data som kan sies å være statistisk signifikant forskjellig fra opptak uten utstyr. Hvis man studerer tallene, ser man at standardavviket er relativt høyt for traumemadrassen (4,05mGycm). Legger man til standardavviket på gjennomsnittsdosen, vil verdien for gjennomsnittsdose for opptak uten utstyr ligge innenfor definert standardavvik. Det er derfor underlig at traumemadrassens resultat blir analysert som signifikant forskjellig fra opptak uten underlag når de i teorien kunne målt det samme. Høyest observerte gjennomsnittlige forskjell for ble målt for backboard, i gjennomsnitt 1,75 mGycm lavere stråledose. Differansen er lav og ikke statistisk signifikant. Dette kan tyde på at underlagene ikke påvirker stråletransmisjonen i betydelig grad.

Støymålingene og analysen for nakkeopptak i tabell 5 viser at det ikke finnes statistisk bevis for å si at målinger med utstyr er forskjellig fra målinger uten utstyr. Resultat for støy sett i sammenheng med lite dosepåvirkning styrker antagelsene om at underlagene ikke påvirker stråletransmisjonen i særlig grad

Videre i Tabell 14 ser vi at radiografene hver for seg har vurdert alle nakkeopptakene likt. Der radiograf 1 vurderte alle opptak til at det observeres artefakter, men at de ikke påvirker klinisk vurdering. Radiograf 2 vurderte alle seriene til å ikke ha artefakter. Dette tolkes som at det ikke ble observert tydelige forskjeller i bildekvalitet mellom noen av bildeopptakene for nakke.

5.3 Underlagenes effekt på dose og bildekvalitet for thorax-opptak

Vi ser i Tabell 11 at datamaterialet gir grunnlag for å kunne si at forskjellene i DLP er signifikante mellom alle de testede underlagene og opptak uten underlag. Den som skiller seg mest ut er vakuummadrassen som i gjennomsnitt gir 34,53mGycm mindre i dose enn opptak uten utstyr. Videre observeres traumemadrassen å gi 3,23mGycm mindre i dose, mens backboardet øker dosen i gjennomsnitt med 1,47mGycm. Det var forventet å finne forskjeller ettersom CARE Dose 4D kompenserer for økt volum med høyere rørstrøm for å få lik bildekvalitet. Dette tilsier at dosen skulle vært høyere når vi legger til ekstra volum, noe som ikke stemmer for vakuummadrass og traumemadrass. Dette kan tyde på at underlagene ikke har påvirket stråletransmisjonen i betydelig grad eller mer sannsynlig at validiteten er svekket.

Når vi studerer støymålingene målt i hjertet i Tabell 6 observeres det signifikante forskjeller i støy ved vakuummadrass og traumemadrass. I teorien burde støymålingene være tilnærmet likt opptak uten utstyr ettersom CARE Dose 4D og CARE kV er benyttet med samme quality reference-mAs. Den større negative forskjellen observert for vakuummadrassen gir grunnlag for å stille spørsmål til validitet, og om innsamlet datamateriale har hatt de samme betingelsene. Dersom fantomet er feilsentrert, for nærme detektor, kan variasjonene forklares med at maskinen feiltolker fantomet til å være mindre enn det er som beskrevet av Seeram (2016, s 217)

I Tabell 14 ser vi at tross variasjoner, særlig for vakuummadrass i både støy og dose, har radiografene vurdert bildekvaliteten likt for alle opptak i thorax. Radiograf 1 gir verdien 2 for alle opptak, mens radiograf 2 gir verdien 1. Dette tolkes igjen som at det ikke observeres forskjeller i bildekvalitet blant de ulike oppsettene.

5.4 Underlagenes effekt på dose og bildekvalitet for abdomen/bekken-opptak

Dose-data for abdomen/bekken-opptaket (Tabell 12) viser også signifikante forskjeller for alle testede underlag. Variasjonene for traumemadrassen og backboardet er forholdsvis små, men økt, i gjennomsnitt med 3,45 og 3,83 mGycm. Vakuummadrassen skiller seg igjen ut med 65,97 mGycm lavere dose.

Ser vi på støymålingene i lever (Tabell 7) og bekken (Tabell 8) er det bare ett opptak i bekken som viser signifikante forskjeller, dette for vakuummadrassen. I studiet til Hemmnes et al (2016) kom backboardet best ut med tanke på støy og dose. Når det gjelder støy ser det ut til at det er traumemadrassen som skiller seg minst ut fra opptak uten utstyr, tett etterfulgt av backboardet, selv om disse forskjellene ikke er signifikante.

Igjen har ikke radiografene observert forskjeller i bildekvalitet mellom opptakene. Den observerte objektive forskjellen i støy for vakuummadrassen, ser ikke ut til å ha påvirket den subjektive vurderingen for bildekvalitet. Om bildekvaliteten for vakuummadrassen har god nok diagnostisk kvalitet vil dette gagne en eventuell pasient ettersom pasienten blir eksponert for mindre ioniserende stråling.

5.5 Metodekritikk, styrker og svakheter ved oppgaven

Begrensninger

Tiden vi hadde til rådighet for å utføre eksperimentet avgjorde utvalgsstørrelsen. Et større utvalg av underlag med forskjellige kombinasjoner kunne gjort undersøkelsen mer representativ for brukte kombinasjoner av utstyr på HUS. Dette er en fantomstudie der effekten ikke kan sammenlignes direkte med effekten utstyret har på reelle pasienter. Videre er subjektiv vurdering av artefakter gjort på ikke-diagnostiske skjermer, som kan spille inn på vurderingene.

Gjennomføring av eksperiment

Det var utfordringer knyttet til isosentrisk posisjonering av kyoto når fantomet var pakket inn i vakuummadrassen. Markeringene på fantomet ble dekket av vakuummadrassen, som gjorde at sentrering ble vanskelig. Det ble forsøkt å brette ned kantene på madrassen for å få tilgang til sentreringpunktene, som kan ha ført til unøyaktigheter.

Støydata

Det var også utfordringer forbundet med innsamling av støy-data. I følge Seeram (2016, s 187) bør støy måles i et homogent fantom for å gi et riktig bilde av støy. Utfordringene var størst for måling i nakkeregionen, der det var vanskelig å finne et snitt hvor et område var homogent. Dette kan gjenspeile seg i standardavviket for de tre målingene, som er det

største sammenlignet med hode, hjerte og bekken. Videre ble det bare tatt én måling for hvert scan. Selv om vi ser tendenser, kunne reliabiliteten blitt høyere med flere mer systematiske målinger.

For å finne samme snitt i alle opptakene ble det orientert etter anatomi, ettersom fantomet skiftet posisjon i z-retningen for hvert oppsett. Dette kan ha ført til at det er en liten variasjon i anatomi som er med på snittet, som også kan ha påvirket støymålingene, ettersom målingene ble utført i et antropomorft helkroppsfantom og ikke i et homogent CTDI_{vol}-kroppsfantom.

Dosedata

Det ble valgt å sammenligne DLP som mål på dose i dette prosjektet, ettersom like mange snitt for hvert opptak ble tatt med i undersøkelsen. Videre er start- og sluttposisjon koordinert slik at det starter og slutter i samme anatomiske område i alle serier. Det som kan kritiseres er at startposisjonen ble bestemt av bildeopptaket som startet lengst inn i den anatomiske kroppsdelen som undersøktes, og sluttposisjon bestemt av det opptaket som sluttet tidligst. Dette vil med andre ord gjøre at det er usammenlignbart for alt annet enn akkurat det som er skannet, og vil ikke tilsvare dose gitt til ekte pasient med komposisjon tilsvarende fantomets.

Subjektiv bildekvalitet

En radiografs arbeidsroller innbefatter ikke å tolke bilder, men ansvar for at bildematerialet er av diagnostisk bildekvalitet. Derfor må radiografen kjenne til de faktorer som kan degradere denne, som for eksempel artefakter beskrevet i «Nasjonal retningslinje for radiografutdanningen» (2019 kap. 3, § 8). Om resultatet ville blitt annerledes om en radiolog hadde vurdert bildene vites ikke, men bør tas i betraktning. I tillegg er det ikke benyttet diagnostisk skjerm, som også kan spille inn for vurderingen.

5.7 Hypoteser

- A) H_0 : Det er ingen sammenheng mellom traumeunderlag og stråledose.
- A) H_1 : Traumeunderlag påvirker stråledose.
- B) H_0 : Det er ingen sammenheng mellom traumeunderlag og støy.

B) H_1 : Traumeunderlag påvirker støy.

Det finnes statistiske bevis for at traumeunderlagene påvirker dose i thorax/abdomen/bekken-opptakene. Dermed kan A) H_0 -hypotesen forkastes, basert på den statistiske analysen gjort i dette forsøket.

Det er også observert statistisk signifikante forskjeller i støy slik at B) H_0 også kan forkastes.

5.6 Validitet og tverrfaglig diskusjon

Resultatene, spesielt opptak med vakuummadrass, sår tvil om validiteten på deler av oppgaven. Det er naturlig å anta at siden man legger til ekstra volum (underlagene) vil dosen bli høyere, ettersom AEC var aktivert og røntgenstrålene får mer volum å trenge igjennom. Alternativt påvirker ikke underlagene stråletransmisjonen og gitt dose blir tilnærmet uendret. Observasjonene var at stråledosen minket. I samarbeid med fysikerne ble det forsøkt å finne mulige årsaker til fenomenet. En teori baserte seg på at hvis sentreringen var feil i henhold til betingelser om isosentrisk posisjonering, kan maskinen ha tolket fantomet som mindre enn det er, og gitt tilsvarende lavere dose. Etter å ha sjekket bordhøyden for de ulike oppsettene, observeres det ulik bordhøyde. Ettersom det er ulik tykkelse på underlagene kan dette forsvares og ikke nødvendigvis være årsak til dosereduksjon. En annen teori gikk ut på at valgt organkarakteristikk kunne være forskjellig mellom oppsettene. Dette kan påvirke valgt rørstrøm og rørspenning i skannet som beskrevet tidligere. En fysiker og en radiograf sjekket maskininnstillingene og fant ingen forskjeller i organkarakteristikk, quality reference mAs eller reference kV. Det konkluderes derfor med at årsaken trolig har vært unøyaktigheter ved sentrering av fantomet for opptak med vakuummadrass.

6.0 KONKLUSJON

Vi finner at alle testede underlag påvirker dosen statistisk signifikant i forhold til skann uten underlag, i flere opptak. Det skal likevel bemerkes at den største observerte doseøkningen er 3,83 mGycm for backboard i abdomen/bekken-opptaket, som ikke er av stor betydning. Den største forskjellen er observert ved bruk av vakuummadrass i thorax/abdomen/bekken-opptak, som viste lavere dose og økt støy. Tross økt støy, vurderes bildekvalitet subjektivt til ikke å være forskjellig fra de andre opptakene.

Oppgaven egner seg ikke til sammenligning med andre studier da validiteten kan kritiseres. Nye forsøk bør foretas for å være sikker på at observert effekt av underlagene på dose og bildekvalitet er neglisjerbar. Hypotesene er styrket basert på resultatet fra denne oppgaven.

7.0 REFERANSER

- Barleycorn, D. & Lee, G. A. (2018). How effective is trauma simulation as an educational process for healthcare providers within the trauma networks? A systematic review. *International Emergency Nursing, 40*, 37-45.
<https://doi.org/10.1016/j.ienj.2018.03.007>
- Helse Bergen, Haukeland Universitetssykehus, Radiologisk avdeling (2020). CT X02 Traume helkropp. Hentet 29.04.2020 fra:
<https://ek.helse-bergen.no/docs/pub/DOK32173.pdf>
- Dahlum, S. (2015). Hypotesetesting. I *Store norske leksikon*. Hentet 29.april 2020 fra:
<https://snl.no/hypotesetesting?fbclid=IwAR09SdbiHj8ApZ7VqTV49YFyC5UpaHVVGA4FTbqQriHSCE6GSv2VZOuTXRk>
- Drageset, S. & Ellingsen, S. (2009). Forståelse av kvantitativ helseforskning - en introduksjon og oversikt. *Nordisk Tidsskrift for Helseforskning, 5*(2), 100-113.
<https://doi.org/10.7557/14.244>
- Euler, A., Stieltjes, B. & Schindera, S. T. (2017). Automatic tube current modulation for whole-body polytrauma CT with immobilization devices: is there an increase in radiation dose and degradation of image quality? *Emerg Radiol, 24*(1), 31-37.
<https://doi.org/10.1007/s10140-016-1442-x>
- Ferno Norden. (u.å). Spineboard Millennia. Hentet 01.04.202 fra:
<https://www.fernonorden.no/no/produkter/stabilisering-fiksering/spineboard-millennia-41-cm-pins-oransje>
- Ferno Norden. (u.å). Vakuummadrasser. Hentet fra 01.04.2020 fra:
<https://www.fernonorden.no/no/produkter/stabilisering-fiksering/vakuummadrasser?ScrollPos=0>
- Forskrift om nasjonal retningslinje for radiografutdanning (2019). Forskrift om nasjonal retningslinje for radiografutdanning.(FOR-2019-03-15-415) Hentet fra:
https://lovdata.no/dokument/SF/forskrift/2019-03-15-415#KAPITTEL_5
- Graham, D. T., Cloke, P. & Vosper, M. (2012). *Principles And Applications of Radiological Physics* (6. utg.). London, UK: Elsevier.
- Grant, K. & Schmidt, B. (2011) CARE kV, Automated Dose-Optimized Selection of X-ray Tube voltage. Siemens medical Solutions, USA.

- Hemmes, B., Jeukens, C. R., Kemerink, G. J., Brink, P. R. & Poeze, M. (2016). Effect of spinal immobilisation devices on radiation exposure in conventional radiography and computed tomography. *Emerg Radiol*, 23(2), 147-153.
<https://doi.org/10.1007/s10140-015-1371-0>
- Jeppesen, E., Hyldemo, P. K., Asbjørnsen, H., Dolven, T., Hansen, T., Kornhall, D., ... Brommeland, T. (2014). Stabilisering av columna fra skadested til avklaring. I *Helsebiblioteket*. Hentet 15. desember 2019 fra
<https://www.helsebiblioteket.no/fagprosedyrer/ferdige/stabilisering-av-columna-fra-skadested-til-avklaring>.
- Kyoto Kagaku. (u.å). Whole Body Phantom "PBU-50". Hentet 30.04.2020 fra:
https://www.kyotokagaku.com/lineup/pdf/ph-2_catalog.pdf
- Kent State University Libraries. (2020, 24. mars). SPSS tutorials: Paired Samples T Test. Hentet 29.04.2020 fra:
<https://libguides.library.kent.edu/SPSS/PairedSamplestest>
- Mahesh, M. (2009). *MDCT physics : the basics, technology, image quality and radiation dose*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Pripp, A. H. (2019). Validitet. *Tidsskrift for Den norske legeforening*, 138(13).
<https://doi.org/10.4045/tidsskr.18.0398>
- Ramlaul, A. & Forew, P. H. (2010). *Medical Imaging and Radiotherapy Research E-Book: Skills and Strategies*. United Kingdom: Churchill Livingstone.
- Rasband, W. S. (1997-2018). ImageJ. National Institutes of Health. Bethesda, Maryland, USA. Hentet fra <https://imagej.nih.gov/ij/>
- Romans, L. E. (2011). *Computed Tomography for Technologists : A comprehensive text*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Seeram, E. (2016). *Computed tomography : physical principles, clinical applications, and quality control* (4. utg.). St. Louis, Missouri: Elsevier.
- Siemens Healthcare as. (2020) Somatom Definition flash. Erlangen, Forchheim, Tyskland. Hentet: <https://www.siemens-healthineers.com/no/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash>
- Stokkeland, P. J., Andersen, E., Bjørndal, M. M., Mikalsen, A. M., Aslaksen, S. & Hyldmo, P. k. (2017). Maintaining immobilisation devices on trauma patients during CT: a feasibility

- study. *Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, 25.
<https://doi.org/10.1186/s13049-017-0428-3>
- Skinner, D. V. & Driscoll, P. (2013). *ABC of Major Trauma* (4. utg.) United Kingdom: Bmj Books.
- Strålevernforskriften. (2016). Forskrift om strålevern og bruk av stråling (FOR-2016-12-16-1659). Hentet fra https://lovdata.no/dokument/SF/forskrift/2016-12-16-1659#KAPITTEL_2
- Thrane, C. (2018). *Kvantitativ metode : en praktisk tilnærming*. Oslo: Cappelen Damm akademisk.
- Widmark, A., Friberg, E. G., Heikkilä, I. E., Wikan, K., Saxebøl, G., Ormberg, I. w. & Kofstadmoen, H. (2018). Veileder om medisinsk bruk av røntgen- ogMR-apparatur. *Veileder til forskrift om strålevern og stråling*. (Veileder nr 5, Østerås). I: Statens strålevern.

8.0 VEDLEGG

8.1 Vedlegg 1: Utklipp fra Excel av Støymålinger

Støymålinger

Oppsett/ opptak	Kyoto alene	Kyoto+ traumemadrass	Kyoto + Vakuummadrass	Kyoto + spineboard
Hode	3,442	3,756	3,996	3,699
	3,304	4,073	3,534	4,008
	3,424	4,026	3,774	3,913
Gj. snitt	3,39	3,95	3,77	3,87
Std. avvik	0,075	0,17	0,23	0,16
Nakke	15,772	16,522	16,028	14,541
	14,564	14,448	14,666	14,458
	14,069	14,919	16,031	16,157
Gj.snitt	14,8017	15,30	15,58	15,05
Std. avvik	0,88	1,09	0,79	0,96
Hjerte	6,788	7,679	8,888	6,759
	6,268	6,797	8,651	6,682
	6,771	7,676	8,592	6,934
Gj.snitt	6,61	7,38	8,71	6,79
Std.avvik	0,30	0,50	0,16	0,13
Lever	10,015	10,465	11,519	10,653
	10,487	10,675	11,316	9,945
	9,985	9,829	12,314	10,283
Gj.snitt	10,162	10,323	11,716	10,294
Std. avvik	0,281	0,441	0,527	0,354
Bekken	9,674	10,09	12,219	9,818
	9,851	9,66	11,804	9,957
	9,851	10,118	11,988	10,463
Gj.snitt	9,79	9,96	12,00	10,08

Std.avvik 0,10 0,26 0,21 0,34

8.2 Vedlegg 2: Utklipp fra Excel av DLP målinger

opptak	DLP mGycm			
	Kyoto alene	Kyoto + traume	k + RedVac	K + spineb.
HODE	1086,783	1086,783	1086,783	1086,783
	1086,783	1086,783	1086,783	1086,783
	1086,783	1086,783	1086,783	1086,783
gj.snitt	1086,783	1086,783	1086,783	1086,783
std.avvik	0	0	0	0
NAKKE	159,0993	159,6445	163,5122	162,3189
	165,3843	166,4232	163,7179	161,6709
	166,248342	166,8758	164,1396	161,5886
gj.snitt	163,577314	164,3145	163,7899	161,859467
std. Avvik	3,90206342	4,05066497	0,31983697	0,4000032
	kyoto	traume	vak	spine
Thorax	106,41491	104,324506	71,04282	107,733
	106,353124	102,347376	71,60918	107,8463
	106,662051	103,057907	72,18584	108,2685
gj.snitt	106,476695	103,243263	71,6126133	107,949267
std.avvik	0,16346858	1,00151314	0,57151773	0,28220855
Abdomen/bekken	199,3812	202,0689	133,621	203,0883
	200,2153	203,4282	133,4872	203,5311
	198,5574	202,9957	133,1215	203,0265
gj.snitt	199,384633	202,830933	133,4099	203,2153
std.avvik	0,82895533	0,69446754	0,2585663	0,27523088
sammenlagt	1556,22164	1557,1717	1455,59541	1559,80703

8.3 Vedlegg 3: Utklipp fra SPSS-analyser av av dose og støy

Statistisk analyse tilhørende Tabell 4, for SD i HU Hode

T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	traume	3.95167	3	.171074	.098770
	uten	3.39000	3	.075020	.043313
Pair 2	vac	3.76667	3	.231018	.133378
	uten	3.39000	3	.075020	.043313
Pair 3	back	3.87333	3	.158273	.091379
	uten	3.39000	3	.075020	.043313

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	traume & uten	3	-.704	.502
Pair 2	vac & uten	3	.925	.249
Pair 3	back & uten	3	-.813	.396

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	traume - uten	.561667	.230166	.132886	-.010097	1.133430	4.227	2	.052
Pair 2	vac - uten	.376667	.164163	.094779	-.031136	.784469	3.974	2	.058
Pair 3	back - uten	.483333	.223554	.129069	-.072005	1.038672	3.745	2	.064

T-TEST PATRS=Natra Navak Nabac WTH Naut Naut Naut (PATRD)

Statistisk analyse tilhørende Tabell 5, for SD i HU i nakke.

→ T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	Natra	15.2963	3	1.08727	.62774
	Naut	14.8017	3	.87602	.50577
Pair 2	Navak	15.5750	3	.78722	.45450
	Naut	14.8017	3	.87602	.50577
Pair 3	Nabac	15.0520	3	.95786	.55302
	Naut	14.8017	3	.87602	.50577

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	Natra & Naut	3	.875	.321
Pair 2	Navak & Naut	3	.233	.850
Pair 3	Nabac & Naut	3	-.694	.512

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	Natra - Naut	.49467	.53121	.30669	-.82494	1.81427	1.613	2	.248
Pair 2	Navak - Naut	.77333	1.03229	.59599	-1.79102	3.33769	1.298	2	.324
Pair 3	Nabac - Naut	.25033	1.68795	.97454	-3.94276	4.44343	.257	2	.821

Statistisk analyse tilhørende Tabell 6, for SD i HU i hjerte

➔ T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	Hjtra	7.3840	3	.50836	.29350
	Hjut	6.6090	3	.29544	.17057
Pair 2	Hjvac	8.7103	3	.15667	.09045
	Hjut	6.6090	3	.29544	.17057
Pair 3	Hjbac	6.7917	3	.12914	.07456
	Hjut	6.6090	3	.29544	.17057

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	Hjtra & Hjut	3	1.000	.016
Pair 2	Hjvac & Hjut	3	.355	.769
Pair 3	Hjbac & Hjut	3	.716	.492

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	Hjtra - Hjut	.77500	.21316	.12307	.24549	1.30451	6.297	2	.024
Pair 2	Hjvac - Hjut	2.10133	.28100	.16224	1.40328	2.79938	12.952	2	.006
Pair 3	Hjbac - Hjut	.18267	.22215	.12826	-.36919	.73453	1.424	2	.290

Statistisk analyse tilhørende Tabell 7, for SD i HU i Lever

➔ T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	letra	10.3230	3	.44051	.25433
	leut	10.1623	3	.28157	.16256
Pair 2	levac	11.7163	3	.52745	.30452
	leut	10.1623	3	.28157	.16256
Pair 3	leback	10.2937	3	.35412	.20445
	leut	10.1623	3	.28157	.16256

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	letra & leut	3	.729	.480
Pair 2	levac & leut	3	-.697	.509
Pair 3	leback & leut	3	-.824	.384

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	letra - leut	.16067	.30392	.17547	-.59432	.91565	.916	2	.457
Pair 2	levac - leut	1.55400	.75125	.43373	-.31221	3.42021	3.583	2	.070
Pair 3	leback - leut	.13133	.60740	.35068	-1.37753	1.64020	.375	2	.744

Statistisk analyse tilhørende Tabell 8, for SD i HU i bekken

➔ T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	betra	9.9560	3	.25673	.14822
	But	9.7920	3	.10219	.05900
Pair 2	bevac	12.0037	3	.20794	.12006
	But	9.7920	3	.10219	.05900
Pair 3	beback	10.0793	3	.33946	.19598
	But	9.7920	3	.10219	.05900

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	betra & But	3	-.452	.701
Pair 2	bevac & But	3	-.897	.292
Pair 3	beback & But	3	.667	.535

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	betra - But	.16400	.31634	.18264	-.62182	.94982	.898	2	.464
Pair 2	bevac - But	2.21167	.30298	.17493	1.45902	2.96431	12.643	2	.006
Pair 3	beback - But	.28733	.28181	.16270	-.41272	.98739	1.766	2	.219

Statistisk analyse tilhørende Tabell 10, for DLP i Nakke

T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	natra	164.3145	3	4.05066	2.33865
	naut	163.5773	3	3.90206	2.25286
Pair 2	navac	163.7899	3	.31984	.18466
	naut	163.5773	3	3.90206	2.25286
Pair 3	naback	161.8595	3	.40000	.23094
	naut	163.5773	3	3.90206	2.25286

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	natra & naut	3	.998	.035
Pair 2	navac & naut	3	.820	.388
Pair 3	naback & naut	3	-1.000	.005

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	natra - naut	.73719	.26451	.15271	.08011	1.39426	4.827	2	.040
Pair 2	navac - naut	.21259	3.64430	2.10404	-8.84035	9.26552	.101	2	.929
Pair 3	naback - naut	-1.71785	4.30206	2.48379	-12.40475	8.96905	-.692	2	.561

Statistisk analyse tilhørende Tabell 11, for DLP i Thorax

♦ T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	thotra	103.2433	3	1.00151	.57822
	thout	106.4767	3	.16347	.09438
Pair 2	thovac	71.9459	3	.81027	.46781
	thout	106.4767	3	.16347	.09438
Pair 3	thoback	107.9493	3	.28221	.16293
	thout	106.4767	3	.16347	.09438

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	thotra & thout	3	.029	.981
Pair 2	thovac & thout	3	.069	.956
Pair 3	thoback & thout	3	.924	.250

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	thotra - thout	-3.23343	1.01005	.58315	-5.74254	-.72432	-5.545	2	.031
Pair 2	thovac - thout	-34.53075	.81544	.47080	-36.55642	-32.50508	-73.346	2	.000
Pair 3	thoback - thout	1.47257	.14528	.08388	1.11168	1.83347	17.556	2	.003

Statistisk analyse tilhørende Tabell 12, for DLP i Abdomen/bekken

➔ T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	abtra	202.8309	3	.69447	.40095
	abut	199.3846	3	.82896	.47860
Pair 2	abvac	133.4099	3	.25857	.14928
	abut	199.3846	3	.82896	.47860
Pair 3	abback	203.2153	3	.27523	.15890
	abut	199.3846	3	.82896	.47860

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	abtra & abut	3	.315	.796
Pair 2	abvac & abut	3	.705	.502
Pair 3	abback & abut	3	.918	.259

Paired Samples Test

		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	abtra - abut	3.44630	.89834	.51865	1.21471	5.67789	6.645	2	.022
Pair 2	abvac - abut	-65.97473	.67228	.38814	-67.64478	-64.30469	-169.976	2	.000
Pair 3	abback - abut	3.83067	.58650	.33861	2.37373	5.28760	11.313	2	.008

8.4 Vedlegg 4: Skjema tilsendt radiograf for vurdering av subjektiv bildekvalitet

Subjektiv bildekvalitet basert på tilstedeværelse av artefakter

Vi har skannet Kyoto med ulike underlag sett i forbindelse med traume.

Du vil bli presentert for 4 bildeserier hvor hode, nakke, thorax abdomen er med.

Vi ønsker å se etter tilstedeværelsen av artefakter og i hvor stor grad de kan påvirke den diagnostiske vurderingen. Graderingen vurderes på en skala fra 1-4

1 =	Ingen artefakter til stede
2 =	Artefakter til stede, men påvirker ikke klinisk vurdering
3 =	Artefakter til stede, som påvirker klinisk vurdering
4 =	Artefakter til stede, i den grad at undersøkelsen er uegnet for klinisk vurdering

Sett inn tallverdi fra 1-4 under i tabell:

	Oppsett 1	Oppsett 2	Oppsett 3	Oppsett 4
Hode				
Nakke				
Thorax i31f og B70F				
Abdomen i31f				

Yrke: ____



Erfaring i antall år: ____

Kommentar:

8.5 Vedlegg 5: Radiologisk avdeling, HUS traumeprosedyre

CT X02 Traume helkropp	Versjon: 9.04
-------------------------------	------------------

Kommentarer: Hvis det er bestilt CT Ansikt i tillegg, er det nok med å blende ut serien gjennom Cervical columna til også å dekke ansiktet. Pass på å begynne høyt nok, da orbita gjerne ligger høyere enn ytre øregang.
--

Scan informasjon			
Leie: rygg, føtter først, armene over hodet.	Teknikk		
	Siemens AS+	Siemens Flash	Toshiba Prime
Oversiktsbilde 2:	fra lungetopp til gjennom bekkenet		
Serie 1: Delay 65sek Fra over lungetopp gjennom bekkenet. Få med begge clavícula med AC ledd 	Rekonstruksjoner: Axial: 3/3 i31f safire 1 Axial: 3/3 B70 Axial: 5/5 i30 safire 1 Cor: 4/4 i30f safire 1 Sag: 4/4 i30f safire 1 Cor: 2/2 B70f Sag: 2/2 B70f Eksponeringsparametre: Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 240 Ref. kV: 120	Rekonstruksjoner: Axial: 3/3 i31f admire2 Axial: 3/3 B70f Cor: 3/3 i31f admire2 Sag: 3/3 i31f admire2 Cor: 3/3 B70f Sag: 3/3 B70f Axial: 1/0.7 i31f admire2 Eksponeringsparametre: Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 230 Ref. kV: 120	Rekonstruksjoner: Ax1: 5/5 body FC18 aidr3d Ax2: 3/3 lung FC52 aidr3d MultiView1: Sag: 4/4 Body FC18 aidr3D Cor: 4/4 body FC18 aidr3D MultiView2: Sag: 2/2 Bone FC30/UE0 aidr3D Cor: 2/2 Bone FC30/UE0 aidr3D Volume1: 1.0/0.8 Body std FC18 Aidr3D Volume2: 1.0/0.8 Bone Sharp FC30/UE0 Aidr3D Eksponeringsparametre: kV: 120, rot: 0.5s mA: sureExp 3D quality HP: std Kollimering: 0.5x80
	Fra diafragma til gjennom bekkenet		
Serie2: Delay minimum 5 min. 	Oversikt urinveier. Seinserie urinveier kjøres ved behov og etter beskjed fra radiolog.		


Interne referanser

Dok.id: D32173

Ref.nr: 02.20.5.6.4.7-02

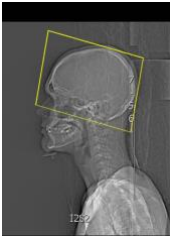
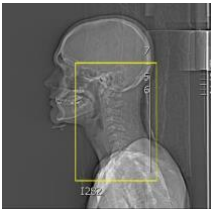
Uoffisiell utskrift er kun gyldig på utskriftsdato

Side 2 av 3

 HELSE BERGEN Haukeland universitetssjukehus	CT X02 Traume helkropp
Kategori: Kjerneaktiviteter - Pasientundersøkelser / diagnostikk	Gyldig fra/til: 20.01.2020/20.01.2021
Organisatorisk plassering: HVRHF - Helse Bergen HF - Radiologisk avdeling	Versjon: 9.04
Godkjenner: Bolstad, Guri Margrete	Prosedyre
Dok. ansvarlig: Trond Bergesen	Dok.id: D32173

Protokoll: X02_TRAUME HELKROPP		Kommentar
NCRP kode: CT Hode og hals og CT Toraks, abdomen og bekken IV		Splittes på modalitet, velg rett «Requested procedure»
Indikasjon	Traume std. utredning.	
Forberedelse	Fjerne løse gjenstander, smykker, elektroder, høreapparater, tannproteser osv. Ikke bruk backboard oppå traumemadrass. Grønn pvk	For kvinner i fertil alder , se prosedyre. Se retningslinjer for intravenøs kontrast nederst i dokumentet.

Intravenøs kontrast	Kontrastprotokoll	Kommentarer
Jodbasert: 350mg/ml 130ml + 30 ml NaCl	Splitbolus : 100 + 30 ml , 5 ml/sek	Ikke intravenøs kontrast på hode/nakke/ansikt. Ingen po. kontrast.

Scan informasjon			
Leie: rygg, beina først, armene langs siden.	Teknikk		
	Siemens AS+	Siemens FLASH	Toshiba Prime
Oversiktsbilde 1:	Fra toppen av craniet til gjennom cervical columna		
Serie 1: Caput, ingen delay Fra skallebasis til gjennom hele kraniet 	Rekonstruksjoner: Axial: 5/5 H30s Axial: 3/3 H60s Axial: 2/1 H30s (for ref.) Cor/sag må lages manuelt av serien: "tynne snitt for reformat" Eksponeringsparametre: Care dose 4D: off Care kV: off Q-ref mAs: 500 Ref. kV: 120	Rekonstruksjoner: Axial: 5/5 J37s Axial: 5/5 J70h v.sharp Sag/Cor: 4/4 J37 Sag/cor: 4/4 J70 v.sharp Axial: 1/0.7 J37 Eksponeringsparametre: Care dose 4D: off Care kV: off Q-ref mAs: 390 Ref. kV: 120	Rekonstruksjoner: Axial: 5/5 Brain FC26 aird std Axial: 3/3 Bone FC30/UE0 Cor: 4/4 Brain FC26/FC30 Sag: 4/4 Brain FC26/FC30 Eksponeringsparametre: kV: 120, rot: 1s mA: 280 HP: WW Kollimering: 0.5x80
Serie 2: nakke, ingen delay Fra over orbita til gjennom TH1 	Rekonstruksjoner: Axial: 2/2 B50s Cor: 2/2 B50s Sag: 2/2 B50s Eksponeringsparametre: Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 210 Ref. kV: 120	Rekonstruksjoner: Axial: 2/2 i70h Cor: 2/2 i70h Sag: 2/2 i70j Eksponeringsparametre: Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 195 Ref. kV: 120	Rekonstruksjoner: Axial: 2/2 Bone FC30/UE0 Cor: 2/2 Bone FC30/UE0 Sag: 2/2 Bone FC30/UE0 Eksponeringsparametre: kV: 120, rot: 0.5s mA: SureExp3D SD:7.5 HP: std Kollimering: 0.5x80

Ref.nr: 02.20.5.6.4.7-02

Uoffisiell utskrift er kun gyldig på utskriftsdato

Side 1 av 3

CT X02 Traume helkropp	Versjon: 9.04
-------------------------------	------------------

[02.20.1.9-18](#)
[02.20.3.1.1-01](#)

Traumealarm, arbeidsflyt
 Intravenøs og intraarteriell kontrastmiddelhåndtering