



# Høgskulen på Vestlandet

## Bacheloroppgave

BRA330-O-2022-VÅR-FLOWassign

### Predefinert informasjon

<b>Startdato:</b>	09-05-2022 09:00	<b>Termin:</b>	2022 VÅR
<b>Sluttdato:</b>	16-05-2022 14:00	<b>Vurderingsform:</b>	Norsk 6-trinns skala (A-F)
<b>Eksamensform:</b>	Bacheloroppgave		
<b>Flowkode:</b>	203 BRA330 1 O 2022 VÅR		
<b>Intern sensor:</b>	(Anonymisert)		

### Deltaker

<b>Kandidatnr.:</b>	319
---------------------	-----

### Informasjon fra deltaker

<b>Antall ord *:</b>	6791
----------------------	------

Egenerklæring \*:  Ja

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

Jeg godkjenner autalen 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



# BACHELOROPPGAVE

«Armposisjonering og dens påvirkning på  
stråledose og bildekvalitet ved CT thorax»

*«Arm positioning and its impact on radiation dose  
and image quality in chest CT»*

**Kandidatnr. 319**

Bachelor i radiografi

Fakultet for helse- og sosialfag

Veileder: Ivan Maximov

16.05.2022

## Sammendrag

**Introduksjon:** I praksis har man observert at pasienter scannes på CT med armene ned i enkelte tilfeller. Forskning viser til at dette fører til økt stråledose og redusert bildekvalitet. Hvordan påvirkes stråledose og bildekvalitet dersom pasientens armer plasseres ned langs siden ved CT thorax?

**Metode:** Ved kvantitativ metode, med eksperiment på CT, gjennomførte man scanning av fantom med to armposisjoner ved 10 forskjellige Q-ref. mAs-innstillinger. Man dokumenterte oppgitte verdier for DLP og CTDIvol. Man rekonstruerte bildemateriale og hentet inn medianverdier og standardavvik i et utvalg snitt i aksialt bildemateriale, for å kalkulere SNR.

**Resultater:** Det ble observert statistisk signifikant økning i DLP ( $P < 0,001$ ) og CTDIvol ( $P < 0,001$ ). Gjennomsnittlig økning i DLP fra posisjon A til B var 22 %. Det ble beregnet statistisk signifikant nedgang i SNR mellom datasett for de to armposisjonene ( $P < 0,04$ ).

**Diskusjon:** På tross av et godt utvalg forskning rundt påvirkningen av armposisjon på dose og bildekvalitet, virker det ikke til at radiografer flest har kunnskap om i hvilken grad armposisjon påvirker dette. Det har i det minste ikke blitt diskutert i praksissammenheng. Dette eksperimentet er begrenset av en god del tekniske faktorer ved CT-scanneren, og resultatene må sees i lys av det.

**Konklusjon:** Armposisjonering ned langs siden har negativ innvirkning på både stråledose og bildekvalitet.

## Abstract

**Introduction:** In a CT clinical practice placement setting, patients being scanned with their arms down along the torso has been observed. research indicated that this leads to increased radiation dose and reduced image quality. How is radiation dose and image quality impacted by placing the patient's arms along their sides in chest CT?

**Methods:** By quantitative methods and an experiment with CT, we carried out scans of a phantom with two different arm placements at 10 different values of Q-ref. mAs. Values of DLP and CTDIvol was documented. Image data was reconstructed, and mean values and SD in a selection slices of axial image material was acquired, for calculation of SNR.

**Results:** A statistically significant increase in DLP ( $P < 0,001$ ) and CTDIvol ( $P < 0,001$ ) was observed. Average increase of DLP from position A to B was 22 %. A statistically significant decrease in SNR for the two data sets was calculated for the two arm placements ( $P < 0,04$ ).

**Discussion:** Despite a good selection of research surrounding the impact of arm positioning on radiation dose and image quality, it does not seem that most radiographers are aware of the degree of impact. At least it has not been discussed during practice placements. This experiment is limited due to several technical factors related to our CT scanner, which need to be considered along with the results.

**Conclusion:** Positioning arms down along the torso has a negative impact on both radiation dose and image quality.

# Innhold

## Innhold

Sammendrag .....	2
Abstract .....	3
Innhold .....	4
Oversikt: Figurer .....	6
Oversikt: Tabeller .....	7
Definisjoner .....	8
1 Introduksjon .....	9
1.1 Bakgrunn .....	9
1.2 Radiograffaglig relevans .....	10
1.3 Tidligere forskning .....	10
1.4 Formål og problemstilling .....	11
2 Teori.....	13
2.1 Stråledose og bildekvalitet .....	13
2.2 Stråledose og bildekvalitet: påvirkende faktorer.....	14
2.2.1 Rørspenning .....	14
2.2.2 Strålefiltrering .....	14
2.2.3 Rørstrøm.....	14
2.2.4 Rørstrømsmodulering .....	15

2.2.5 Pitch.....	15
2.2.6 Scanlengde og scantid .....	16
2.2.7 Slice-tykkelse og detektorkonfigurasjon .....	16
2.2.8 Rekonstruksjon.....	16
2.2.9 Pasientstørrelse.....	17
3 Metode .....	18
3.1 Valg av metode.....	18
3.2 Utstyr .....	18
3.3 Protokoll og parametere .....	20
3.4 Fremgangsmåte.....	21
3.5 Dataanalyse .....	25
3.6 Hypoteser .....	26
3.7 Etske aspekter .....	27
4 Resultater .....	28
4.1 Eksperimentets gjennomføring.....	28
4.2 Bildekvalitet.....	30
4.3 Stråledose.....	31
5 Diskusjon .....	34
5.1 Bildekvalitet.....	34
5.2 Stråledose.....	35
5.3 Metodekritikk.....	36

5.4 Forslag til fremtidige studier .....	37
6 Konklusjon .....	38
7 Referanser .....	39
Vedlegg 1: Protokoll fra EK Helse Bergen.....	42
Vedlegg 2: Datasett (side 43 - 45) .....	43

## Oversikt: Figurer

**Figur 1, side 19:** Siemens SOMATOM Perspective CT-scanner tilhørende Høgskulen på Vestlandet, campus Bergen (Bergen 30. april 2022).

**Figur 2, side 22:** Fantomet Kyoto avbildet på CT-bordet i posisjon A (a; med armene opp over hodet) og B (b; med armene ned langs siden) (Bergen, 30. april 2022).

**Figur 3, side 24:** Skjermdump av utvalgte snitt i i31s-bildemateriale, og deres respektive ROI-plasseringer (vist som grønne sirkler med fire røde punkter rundt). ROI-plasseringer og størrelser i snitt 20 (øverst t.v.), snitt 40 (øverst t.h.), snitt 60 (midterst t.v.), snitt 80 (midterst t.h.) og snitt 100 (nederst) ble kopiert til korresponderende snitt i i70s-bildemateriale.

**Figur 4, side 27:** Skjermdump av regler for bruk av radiografilab ved Høgskulen på Vestlandet (Radiografilab, u.å.).

**Figur 5, side 28:** Anteroposteriort topogram i forkant av scan i a) posisjon A (t.v.) og b) posisjon B (t.h.).

**Figur 6, side 29:** Eff. mAs (y-akse) plottet mot Q-ref. mAs (x-akse), for posisjon A og B. Det sees jevn stigning for hvert datapunkt i begge posisjoner, med utflating på de siste to til tre datapunktene for posisjon B.

**Figur 7, side 31:** Linjediagram over SNR-nivå for posisjon A og B fra aksialt bildemateriale med rekonstruksjonsalgoritme i31s. SNR på y-akse, Q-ref. mAs på x-akse.

**Figur 8, side 31:** Linjediagram over SNR-nivå for posisjon A og B fra aksialt bildemateriale med rekonstruksjonsalgoritme i70s. SNR på y-akse, Q-ref. mAs på x-akse.

### Oversikt: Tabeller

**Tabell 1, side 29:** Scantid og Eff. mAs for alle Q-ref. mAs-innstillinger og pasientposisjoner.

**Tabell 2, side 30:** Resultat fra ensidig t-test for parvise utvalg basert på SNR-utvalgene i eksperimentet. Rekonstruksjonsalgoritme er spesifisert i tabellens venstre kolonne.

**Tabell 3, side 32:** Noterte verdier for DLP og CTDIvol for hver Q-ref. mAs man scannet med.

**Tabell 4, side 32:** DLP-verdi for posisjon A og posisjon B ved de forskjellige Q-ref. mAs-innstillingene, med utregnet prosent økning fra posisjon A til B.

**Tabell 5, side 33:** Resultat fra ensidig t-test for parvise utvalg basert på DLP-utvalget og CTDIvol-utvalget i eksperimentet.



## Definisjoner

CareDose 4D – en produsentspesifikk rørstrømsmodulering fra Siemens.

CT – *Computed Tomography*, en modalitet som brukes i bildediagnostikk.

CTDIvol – *CT Dose Index Volume*, en dosestørrelse som brukes ved CT.

DLP – *Dose-length-product* (eng. *dose-length product*), en dosestørrelse som brukes ved CT.  
Et produkt av CTDIvol og scanlengden.

kV/kVp – kilovolt/kilovolt peak, enheten som brukes for rørspenning ved CT.

mAs – milliampère-sekund, en enhet for rørstrøm ved CT.

Q-ref. mAs – *Quality reference mAs*, en scanparameter som brukes ved Siemens CT scannere ved bruk av CareDose 4D.

SD – standardavvik, et mål for spredningen av verdiene i et datasett.

SNR – *signal-støy-forhold* (eng. *signal-to-noise ratio*), et forholdstall som beskriver forholdet mellom mengden signal og støy i et bilde ved radiografiske undersøkelser.

# 1 Introduksjon

## 1.1 Bakgrunn

2020 ble et annerledes år for mennesker over hele verden da COVID-19 pandemien begynte å spre seg for alvor. Det nyoppdagede viruset SARS-CoV-2 (*severe acute respiratory syndrome coronavirus 2*) ble identifisert i januar 2020 (*Fakta om koronaviruset og sykdommen, 2022*), men sykdommen som senere ble kjent som COVID-19 ble først rapportert i Kina i desember 2019 (Inui et al., 2020). COVID-19 forårsaker med varierende hyppighet de samme symptomene som andre luftveisinfectionsjoner (*Fakta om koronaviruset og sykdommen, 2022*), men hos enkelte fører det til alvorlig sykdom (*Fakta om koronaviruset og sykdommen, 2022*). Da sykdommen ble erklært som pandemi i mars 2020 (Inui et al., 2020), stengte en rekke land – Norge inkludert – ned sine samfunn til fordel for redusert smittespredning. Per 11. mai 2022 rapporterer Folkehelseinstituttet at 3061 mennesker i Norge har mistet livet som følge av COVID-19 siden februar 2020 (*Statistikk om koronavirus og covid-19, 2022*).

Pandemien har preget studiehverdagen, og ikke minst praksisopplevelsen til radiografstudenter. Det er en sterk opplevelse å være vitne til at bevisstløse pasienter i isolat kommer til undersøkelse ved Computed Tomography – best kjent som CT – i løpet av sin tid som inneliggende COVID-19-pasient.

Forskning med CT-scan har bekreftet forekomsten av forandringer i lunger og luftveier hos dem smittet med SARS-CoV-2, også en andel av dem uten symptomer (Inui et al., 2020).

Pandemien har bidratt til å vekke en nysgjerrighet for lungehelse, og for hvordan undersøkelser av lungene blir gjort, hos enkelte av oss. I praksisperiodene har det blitt observert at bevisstløse pasienter med og uten smitte, og i enkelte tilfeller også dem med redusert fleksibilitet i skuldrene, gjennomfører sine undersøkelser på CT med armene ned langs siden av kroppen. Dette viker fra det som regnes som best mulig pasientposisjon for undersøkelser i området thorax, abdomen og bekken. Prosedyrer i bruk ved Haukeland Universitetssjukehus (HUS) spesifiserer at ønsket pasientposisjon inkluderer å ha armene over hodet ved både thorax-protokoll (Bergesen & Wagner-Larsen, 2021) og protokoller for

abdomen og bekken (Reitan & Toon, 2022).

## 1.2 Radiograffaglig relevans

Å være klar over hvilke pasientposisjoner som gir best mulig strålevern ved en CT-undersøkelse, er svært relevant for yrkesaktive radiografer. I samme grad er det relevant å vite hvilke stråledoser vi fremprovoserer ved mindre optimale pasientposisjoneringer. I og med at strålingen vi bruker har skadepotensiale, plikter vi etter de fire prinsipper innen medisinsk etikk (Ursin, 2021) å bruke tiltakene vi har til rådighet for å redusere strålemengden i den grad vi kan mens vi opprettholder nytteverdien for pasienten. Dette er også lovfestet i form av krav om optimalisering gjennom strålevernloven (Strålevernloven, 2000, § 13) og strålevernforskriften (Strålevernforskriften, 2016, § 40). Vi kan også kjenne dette igjen i radiografenes yrkesetiske retningslinjer, hvor det er fastslått at «Radiografen utsetter ikke pasienten for unødig risiko hverken i diagnostisk, terapeutisk eller forskningsmessig sammenheng» (Norsk Radiografforbund, 2015, punkt 1.7). Samtidig kan det sees på som å utsette pasienten for risiko dersom man gjennomfører undersøkelser på en slik måte at bildekvaliteten blir lav.

## 1.3 Tidligere forskning

Ebrahimian et al. publiserte i 2021 en artikkel om deres retrospektive kvantitative studie hvor de blant annet undersøkte hvordan overdreven scanning, feil sentrering og posisjonering av pasienter med mistenkt eller påvist COVID-19 pneumoni påvirket stråledoser ved CT thorax (Ebrahimian et al., 2021). Avvikene de studerte inkluderte tilfeller hvor pasienten ble scannet med armene ned langs siden. Ved tre av fire deltakerklinikker, var størrelsesspesifikt doseestimat (SSDE, mGy) høyere hos dem scannet med armene ned ( $P < 0,041$ ). Ved to av fire klinikker var SSDE og DLP signifikant forhøyet hos pasienter scannet med armene ned sammenlignet med armene opp. Utvalget deres besto av bildemateriale rekonstruert med standard bløtvevsalgoritmer, både iterative og FBP. Det varierte mellom klinikkene om rørstrømsmodulering ble brukt. Studien konkluderte med disse avvikene – deriblant scanning med armene ned langs siden – er knyttet til økt stråledose, og dessuten

lavere bildekvalitet (Ebrahimian et al., 2021).

En studie av Ryu et al. publisert i 2018 tar for seg CT thorax av barn, og hvordan stråledose til pasienter påvirkes av armposisjon, medisinsk utstyr som havner i strålefeltet, feilsentrering og fysiske forskjeller mellom pasientene (Ryu et al., 2018). Denne studien konkluderte med at medisinsk utstyr i strålefeltet, og å ha armene ned langs siden, førte til økt stråledose.

Karlo et al. publiserte i 2011 en studie hvor de tar for seg påvirkningen armposisjon har på bildekvalitet og stråledose ved multitraumepasienter som undersøkes i thorax og abdomen (Karlo et al., 2011). Denne studien undersøkte tre armposisjoner; begge armene opp, begge armene langs siden, og armene foldet over en pute på magen. Det ble funnet statistisk signifikant forskjell i bildestøy mellom de to første posisjonene og første og tredje posisjon, men ikke mellom andre og tredje posisjon. Samme forskjell ble funnet i forhold til dose.

I 2014 publiserte Kahn et al. sin artikkel om helkropps-CT ved multitraume, en retrospektiv kvantitativ studie, hvor de undersøkte effekten av forskjellige armposisjoner på bildekvalitet i abdominalområdet (Kahn et al., 2014). De tok for seg seks forskjellige armposisjoner; én og begge armer ned langs siden av kroppen, én og begge armene krysset foran øvre abdomen, og én eller begge armene krysset foran bekkenet. Disse ble sammenlignet med en kontrollgruppe hvor begge armer var plassert over hodet. Oppfølgingsundersøkelser ble brukt for å se om man hadde oversett noe på grunn av tapt bildekvalitet. De fant en statistisk signifikant forskjell i bildekvalitet i de fleste organer, ved alle seks armposisjoner ( $P < 0,05$ ). Dårligst bildekvalitet fant de hos pasientgruppen med begge armer ned langs siden. De fant at å ta én arm opp over hodet førte til statistisk signifikant bedring i bildekvalitet ( $P < 0,05$ ), og at å plassere begge armer opp gav statistisk signifikant bedring i bildekvalitet sammenlignet med alle andre posisjoner i studien. De konkluderer med at å scanne med armene ned gav signifikant reduksjon i abdominal bildekvalitet, og at artefakter potensielt kan dekke over livsviktige funn hos denne pasientgruppen (Kahn et al., 2014).

## 1.4 Formål og problemstilling

I dette prosjektet planla man å kvantifisere forskjellen i stråledose og bildekvalitet ved to armposisjoner ved en standard CT-undersøkelse av lungene. Man var særlig interessert i å

undersøke om endring i armposisjon førte til overskridelse av nasjonale referanseverdier for CT thorax-undersøkelser (*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier, 2020*), og om bildekvaliteten ble påvirket i signifikant grad. Tidligere forskning virker ikke til å ha undersøkt dette med fantomstudier. Derfor ønsker man i dette prosjektet å konkret sammenligne resultater fra to scan med så like parametere og forutsetninger som mulig under omstendighetene.

Man har derfor arbeidet for å besvare følgende problemstilling: Hvordan påvirkes stråledose og bildekvalitet dersom pasientens armer plasseres ned langs siden ved CT thorax?

Stråledosen vil defineres som CTDI<sub>vol</sub> og DLP. Bildekvalitet vil vurderes ut fra signal-støyforholdet (SNR) i bildematerialet.

## 2 Teori

### 2.1 Stråledose og bildekvalitet

CT bruker samme type stråling som ved konvensjonell røntgen (Romans, 2019, side 4), men i mye høyere doser (Romans, 2019, side 180). Røntgenstråling er en form for ioniserende stråling, og har potensielt skadelig biologisk effekt (Occupational Safety and Health Administration, u.å.). Ioniserende stråling har høy energi, og kan føre til skader på DNA i cellene den interagerer med (*Biological Effects of Ionizing Radiation*, u.å.). Dersom disse skadene ikke blir reparert, eller cellen ikke dør av skaden, kan det føre til muterte celler som danner kreft (*Biological Effects of Ionizing Radiation*, u.å.). Det påstås at risikoen ved bildemedisinsk stråling av yngre pasienter er to til tre ganger høyere enn for voksne pasienter (Mahesh, 2009, side 112). Yngre celler er mer strålefølsomme, og hos mennesker undersøkt ved CT i barndommen, har det blitt oppdaget en statistisk signifikant økning i antall kreftrelaterte dødsfall (Romans, 2019, side 181). På grunn av den mulige skaden vi kan påføre pasientene våre, jobber vi etter ALARA-prinsippet – «as low as reasonably achievable» – når det gjelder medisinsk bruk av stråling (Lampignano & Kendrick, 2018, side 61). Direktoratet for strålevern og atomsikkerhet utarbeider nasjonale referanseverdier for et utvalg radiologiske undersøkelser med jevne mellomrom, som et verktøy for å avdekke avvikende stråledoser (*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier*, 2020). Referanseverdiene oppgis i konseptene CT Dose Index Volume (CTDIvol) og Dose-Lengde Produkt (DLP) for CT som modalitet. CTDIvol er en globalt anerkjent dosestørrelse, og en akseptert indikator på hvilken dose pasienten får ved en undersøkelse på CT (Mahesh, 2009, side 100). DLP er et produkt av CTDIvol og scanlengden (Mahesh, 2009, side 100).

Bildekvalitet hånd i hånd med stråledose, (Romans, 2019, side 73) og påvirkes av en rekke faktorer, som omtales i teorikapittelet. Bildekvalitet i seg selv baseres på i hvilken grad bildematerialet representerer virkeligheten (Romans, 2019, side 63), men det kommer som ofte an på enkelttilfellene hvor detaljerte bilder man har behov for, og kvaliteten bedømmes delvis subjektivt (Romans, 2019, side 63). Et objektivt mål på bildekvalitet som ofte brukes, er signal-støy-forholdet (SNR). Det sier seg selv at med lav bildekvalitet, kan man gå glipp av viktig anatomi og patologi, som åpenbart kan ha store, skadelige konsekvenser for pasienten. Derfor er det viktig at man heller ikke gir for liten stråledose (Romans, 2019, side

171). Vi er avhengige av en viss stråledose for i det hele tatt å kunne få dannet bildene vi er ute etter, og detektorene i CT-maskinen må få tilstrekkelig signal (Romans, 2019, side 17).

## 2.2 Stråledose og bildekvalitet: påvirkende faktorer

Svært mange ting kan spille inn på både pasientens stråledose, og samtidig bildekvaliteten ved et CT-scan.

### 2.2.1 Rørspenning

Rørspenning, oppgitt i kilovolt (kV) eller kilovolt peak (kVp), bestemmer intensiteten på strålingen man sender mot pasienten. Denne egenskapen ved strålingen bestemmer i hvilken grad strålingen kan penetrere pasienten (Mahesh, 2009, side 107). Dersom rørspenningen dobles, kan stråledose til pasienten potensielt firedobles (Mahesh, 2009, side 107). I forhold til bildekvalitet, kan økt rørspenning redusere støynivå i bildet, men samtidig redusere kontrast (Mahesh, 2009, side 107).

### 2.2.2 Strålefiltrering

Når røntgenstrålingen dannes, dannes det et helt spekter av stråleenergier, som er hvor for mange foretrekker å snakke om kVp fremfor kV. Rørspenningen oppgis for at man skal vite hva som er den høyeste stråleintensiteten i eksponeringen. De laveste intensitetene bidrar mye til stråledose til pasienten, og da særlig hud (Mahesh, 2009, side 107), men bidrar lite til bildekvaliteten. På grunn av dette, er gjerne spesielt formede filtere lagt til i maskineriet. Disse bidrar til å øke gjennomsnittlig stråleintensitet ved å filtrere bort den lavenergetiske strålingen (Mahesh, 2009, side 107), og dermed redusere stråledosen.

### 2.2.3 Rørstrøm

Rørstrøm, oppgitt i milliampère (mA) eller milliampère-sekund (mAs), påvirker både

bildekvalitet og dose. mAs er et produkt av rørstrøm og scantid i sekunder. Rørstrømmen bestemmer strålekvantiteten som produseres i røntgenrøret og sendes mot pasient og detektorer (Mahesh, 2009, side 105). Dersom rørstrømmen økes, økes stråledose til pasienten lineært (Mahesh, 2009, side 105). Samtidig vil en lav rørstrøm føre til et kornete og støyfullt bilde, og dermed redusere bildekvaliteten (Mahesh, 2009, side 106). Begrepet effektiv mAs (Eff. mAs) brukes av enkelte maskinprodusenter, deriblant Siemens, om forholdet mellom mAs og pitch (Mahesh, 2009, side 106).

#### 2.2.4 Rørstrømsmodulering

I moderne tider har det blitt mulig å la maskinvaren variere rørstrømmen gjennom et scan, fremfor å bruke samme verdi for mA gjennom hele scanområdet (Mahesh, 2009, side 108). Dette blir gjort for å redusere stråledosen, og er i bruk ved mange typer undersøkelser. De forskjellige produsentene har forskjellige varianter av denne teknikken for sine CT-scannere (Mahesh, 2009, side 108).

Siemens' CT-scannere bruker et system de har kalt «CareDose 4D» til dette. I dette systemet blir topogrammet som tas – vanligvis anteroposteriort (AP) eller lateralt – i forkant av ethvert CT-scan, brukt til å vurdere nivået av attenuasjon på de forskjellige punktene rundt og på langs av pasienten (Mahesh, 2009, side 134). Basert på dette forutsier systemet hvilken rørstrøm som trengs for å oppnå et gitt nivå av bildekvalitet (Mahesh, 2009, side 134).

Quality reference mAs (Q-ref. mAs) er et parameter spesifikt for Siemens' maskinvare (Rego et al., u.å.). Denne parameteren stilles inn av brukeren for å indikere hvilket nivå av bildekvalitet man ønsker. Systemet vil tilpasse seg, og sikte seg inn på å oppnå bildekvaliteten som teoretisk ville blitt oppnådd med konstant rørstrøm for en gjennomsnittlig pasient (Rego et al., u.å.).

#### 2.2.5 Pitch

Pitch er, i forbindelse med CT, forholdet mellom mengden bordbevegelse per rotasjon, og



kollimeringen (Mahesh, 2009, side 107). Ved undersøkelser som krever høy romlig oppløsning i bildematerialet, brukes pitch lavere enn 1 (Mahesh, 2009, side 107). Lav pitch forbindes med høye stråledoser og lave mengder støy, mens høy pitch forbindes med lavere stråledoser og høyere mengder støy (Mahesh, 2009, side 107).

### 2.2.6 Scanlengde og scantid

Scanlengde og scantid har et lineært forhold til stråledose. Øker lengden, eller volumet, man skanner, øker dosen. Øker man eksponeringstiden, vil dosen også øke (Mahesh, 2009, side 113).

### 2.2.7 Slice-tykkelse og detektorkonfigurasjon

Slice-tykkelse og detektorkonfigurasjon definerer hvor stor andel av pasienten som scannes på én og samme tid (Mahesh, 2009, side 108). Dersom man kan dekke et større område av gangen, kan man redusere scantiden, og dermed redusere stråledosen. Dosen vil være større desto smalere strålefelt man har, og desto færre detektorelementer som brukes av gangen (Mahesh, 2009, side 110).

### 2.2.8 Rekonstruksjon

Rekonstruksjonsalgoritmer i forbindelse med CT, er veldig enkelt forklart programvarens forskjellige metoder for å tolke rådata fra et scan, og sette det sammen til bildedata (Romans, 2019, side 24). Når datamaskinen har gjennomført metoden sin, vil hver pixel ha fått tildelt en verdi i HU, som representerer tettheten i den bestemte posisjonen i scanobjektet (Romans, 2019, side 26).

Tradisjonelt sett har bildemateriale blitt rekonstruert med såkalte filtrerte tilbakeprosjeksjonsalgoritmer (FBP) (Romans, 2019, side 27). Med disse algoritmene dannes bildematerialet basert på genererte attenuasjonsprofiler for alle de forskjellige innfallsvinklene strålingen får i løpet av scanningen, samtidig som statistisk støy fjernes fra

bildet (Romans, 2019, side 27).

En nyere rekonstruksjonsmetode er adaptive statistiske iterative rekonstruksjonsalgoritmer (ASIR) (Romans, 2019, side 28). Denne metoden har mange varianter, men hver algoritme starter med et bilde som antas å være riktig, og som justeres etter hvert som det sammenlignes gjentatte ganger (iterativt) med rådata fra scannet (Romans, 2019, side 28). Det som er interessant for dette prosjektet er at iterative rekonstruksjonsalgoritmer kan redusere bildestøy og altså øke bildekvaliteten, samtidig som det tillater oss å redusere stråledose til pasienten (Romans, 2019, side 28). Eksempler på iterative rekonstruksjonsalgoritmer er i31s og i70s. Disse er henholdsvis en middels myk algoritme (medium smooth+), og en veldig skarp algoritme (very sharp) (Völgyes et al., 2017). Mykere algoritmer har som egenskap at de «glatter ut» bildet, og reduserer bildestøy på bekostning av skarphet (Mahesh, 2009, side 61). Skarpe algoritmer gjør som navnet tilsier, og gjør bildet skarpere, men her går det ut over bildestøyen, som øker (Mahesh, 2009, side 61).

Hvordan bildematerialet rekonstrueres påvirker ikke stråledosen direkte (Mahesh, 2009, side 111). Men hvilke scanparametere man bruker, påvirker hvilke rekonstruksjoner man kan gjøre, og disse parameterne påvirker som beskrevet stråledosen. Detektorkonfigurasjonen begrenser hvor tynne snitt man kan lage rekonstruksjoner av, fordi man er begrenset til bredden av detektorelementene som er brukt. Vanlig praksis er å scanne med en smal konfigurasjon, fordi dette gir muligheten til å rekonstruere i høyere oppløsning og bildekvalitet (Mahesh, 2009, side 111). Det samme scannet gir da også redusert støy når man rekonstruerer med tykkere snitt enn bredden på detektorkonfigurasjonen (Mahesh, 2009, side 111).

### 2.2.9 Pasientstørrelse

Størrelsen til pasienten avgjør hvor mye vev som må gjennomtrenges av strålingen for å nå detektorelementene. Større pasienter krever ofte bruk av kraftigere rørstrøm og/eller rørspenning (Mahesh, 2009, side 112). Verdien for CTDIvol vil ikke nødvendigvis være representativ for den reelle stråledosen i disse tilfellene (Mahesh, 2009, side 112).

## 3 Metode

### 3.1 Valg av metode

I kvantitativ forskning hentes det inn informasjon om et fenomen i form av verdier. Disse metodene brukes til å teste hypoteser om årsak og virkning, gjerne i eksperimenter (Grønmo, 2021). Det er vanlig å beskrive stråledosenivåer i form av tallverdier, og det samme gjøres med objektiv vurdering av bildekvalitet.

Eksperimentell metode i forskningen innebærer en undersøkelse av virkningen et tiltak har på noe, ved å manipulere betingelser i eksperimentet (Svartdal, 2019). Store Norske Leksikon oppgir at det er vanlig i et eksperiment å sammenligne situasjoner med og uten det interessante tiltaket, for å teste den gjeldende hypotesen (Svartdal, 2019).

I forbindelse med vår problemstilling, har vi valgt å utforske ved hjelp av kvantitativ forskningsmetode, med et eksperiment. Man har vært ute etter å finne et mål på hvilken virkning en utradisjonell armposisjonering har på stråledose og bildekvalitet, og dette virker til å stemme godt overens med teori om både kvantitativ og eksperimentell metode.

### 3.2 Utstyr

Til gjennomføring av eksperimentet har man brukt CT-laben ved Høgskulen på Vestlandet (HVL), campus Bergen. Her har studenter har tilgang til en Siemens SOMATOM Perspective 64-slice multidetektor CT-scanner fra 2014 (se figur 1, side 19).



Figur 1: Siemens SOMATOM Perspective CT-scanner tilhørende Høgskulen på Vestlandet, campus Bergen (Bergen 30. april 2022).

Fantomet som ble brukt har radiologisk absorpsjon og Hounsfield Unit-verdier tilnærmet likt menneskelig vev, og store ledd har bevegelighet tilnærmet menneskelig evne (*Whole Body Phantom «PBU-50»*, 2020). Fantomet har ikke egenskaper som tillater å administrere kontrastmiddel. Fantomet har en høyde på omtrent 165 cm, og vekt på ca. 50 kilogram (*Whole Body Phantom «PBU-50»*, 2020), og er avbildet i figur 2 (side 22).

Generelt utstyr tilgjengelig på lab har også blitt brukt. Til immobilisering av fantomets armer har det vært brukt teip og en sandsekk. Til posisjonering av fantomet har man brukt hodestøtte. Til forflytning av fantomet har det blitt brukt bære, laken og sklibrett.

Videre i prosessen har man tatt i bruk programvaren RadiAnt versjon 2021.2 for 64 bits operativsystem (Medixant, u.å.) til å hente ut data fra bildematerialet. Valg av programvare

ble tatt i en periode hvor det fortsatt var usikkerhet rundt hvilke deler av prosjektet som kom til å bli bundet til hjemmekontor i forbindelse med pandemien. Behandling og organisering av datasettet har blitt gjort i Microsoft Excel (*Microsoft Excel Spreadsheet Software*, u.å.). Lagring av all data har blitt gjort på privat datamaskin med operativsystemet Windows 10 Home versjon 21H2 (*Windows 10 Home*, u.å.) og ekstern harddisk.

### 3.3 Protokoll og parametere

- Rørspenning: 110 kV
- Rørstrøm: Q-ref. mAs 75, 80, 85, 90, 95, 100, 105, 110, 115 og 120
- CareDose 4D/rørstrømsmodulering: Ja
- Pitch: 1,3\* (1,25) (1,2)
- Bordbevegelse per rotasjon: 25\* (24) (23)
- Rotasjonstid: 0,6
- Slicetykkelse: 3,0 mm
- Detektorkonfigurasjon: 32 x 0,6 mm

\*Disse parameterne ble justert i forbindelse med systemkrav som oppsto i posisjon B ved de to høyeste innstillingene av Q-ref. mAs. Tall oppført i parentes gjelder henholdsvis for Q-ref. mAs 115 og 120.

I eksperimentet tok man utgangspunkt i scanparametere fra en protokoll hentet fra Elektronisk Kvalitetshåndbok hos Helse Bergen, som ligger offentlig tilgjengelig på internett. Utvalgt protokoll var «CT T01b Thorax utredning uten øvre abdomen» (Bergesen & Wagner-Larsen, 2021) (vedlegg 1, side 41). Protokollen oppgir scanparametre for to typer Siemens-systemer, ett de kaller Siemens AS+ og ett de kaller Siemens Flash. Hvilke maskiner eller modeller dette inkluderer er ikke spesifikt oppgitt. Scanparametrene for Siemens-systemene i protokollen er kun forskjellige i Q-ref. mAs-verdi. Systemet tilknyttet vår CT-scanner tillater ikke å bruke kV = 120 slik som i protokollen, og man har derfor brukt kV = 110.

Protokollen tar i bruk automatisk rørstrømsmodulering (Bergesen & Wagner-Larsen, 2021) i form av Siemens CareDose 4D. Dette har blitt et svært vanlig verktøy i praksis på CT, og man har derfor valgt å bruke det også i dette prosjektet for å simulere praksisnære resultater.

Rørstrømmen ble variert ved hjelp av Q-ref. mAs og dette vil være den eneste scanparameteren som justeres underveis.

Det ble tatt en avgjørelse om å kun vurdere aksiale bilder, rekonstruert i 3 mm snitt med 3 mm inkrement, som er den tynneste rekonstruksjonen som gjøres i forbindelse med protokollen for CT thorax uten øvre abdomen (Bergesen & Wagner-Larsen, 2021). Ved rekonstruksjon av bildematerialet ble algoritmene i31s og i70s brukt. Disse algoritmene er omtalt i kapittel 2.2.8 om rekonstruksjon (side 15).

### 3.4 Fremgangsmåte

Problemstillingen skal besvares ved hjelp av kvantitativ metode, med eksperiment på CT-lab. Til dette brukes fantomet Kyoto – omtalt under utstyr – som ble posisjonert på bordet i CT-maskinen, supinert og med føttene først inn mot gantry. Denne posisjonen stemmer overens med protokollen fra Helse Bergen, omtalt under «Protokoll og parametere» (Bergesen & Wagner-Larsen, 2021). Kyoto ble sentrert etter utførers beste evne, som lært i praksis ved norske sykehus. Scan ble gjennomført i kраниokaudal retning.

Kyoto ble først posisjonert med armene opp over hodet (posisjon A, se figur 2a side 22). Dette simulerer den optimale posisjonen for denne typen undersøkelse, etter Helse Bergens protokoll (Bergesen & Wagner-Larsen, 2021) og faglitteratur (Romans, 2019, side 273). I denne posisjonen ble det gjennomført ti scan med ti forskjellige verdier for Q-ref. mAs.

Deretter ble Kyotos armer posisjonert ned langs siden (posisjon B, se figur 2b side 22). Ingen andre justeringer i posisjonering ble gjort. Ti nye scan ble gjennomført med samme Q-ref. mAs-verdier som ved posisjon A.





Figur 2: Fantomet Kyoto avbildet på CT-bordet i posisjon A (a; med armene opp over hodet) og B (b; med armene ned langs siden) (Bergen, 30. april 2022).

For hvert scan oppgav systemet en estimert verdi for både CTDIvol og DLP, som ble notert ned i Microsoft Excel.

Til sist ble bildematerialet rekonstruert med de iterative algoritmene i31s og i70s, videresendt til en av HVL sine servere, og eksportert til ekstern harddisk.

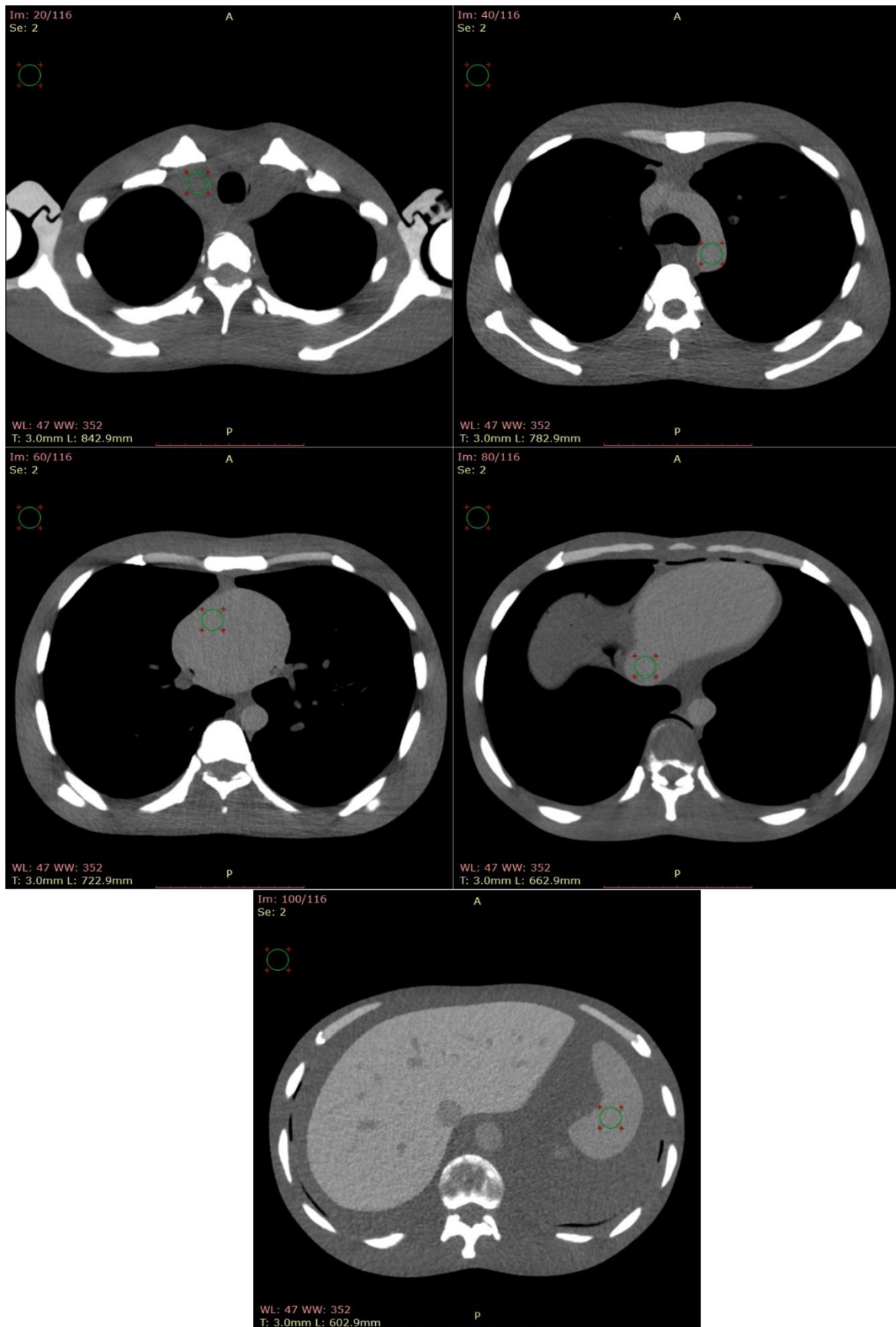
Programvaren RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, u.å.) har blitt brukt til å sette region-of-interest (ROI) i bildematerialet, og dermed hente ut standardavviket i Hounsfield Units (HU)

– også kalt CT-nummer – i dette avgrensede området. Fem bilder fra hver aksialserie ble plukket ut, og to ROI ble satt i hvert bilde. ROI ble satt med verktøyet «Ellipse» i en tilnærmet sirkulær form, i mangel på eget verktøy for sirkulær ROI. Verktøyet fantes under menyen «Measurements and tools» på oppgavelinjen i RadiAnt. Størrelsen på ROI var 1.59 cm<sup>2</sup> i begge plasseringer. Én ROI ble satt i luft utenfor fantomets anatomi, og én ROI ble satt i tilsynelatende homogent bløtvev. Viktigheten ved å velge tilsynelatende homogent bløtvev ligger i å unngå å registrere variasjoner i tetthet i selve fantomet, som støy.

I snitt 20 ble bløtvevs-ROI satt til høyre for fantomets trachea. I snitt 40 ble den satt i kranielle aorta descendens, i roten av aortabuen. I snitt 60 ble den satt i hjertet, anatomisk region tilsvarende høyre ventrikkel. I snitt 80 ble den satt i anatomisk region tilsvarende kranielle del av vena cava inferior. I snitt 100 ble den satt i milten. Plassering av ROI kan sees i figur 3 på side 24, som grønne ringer i bildet, markert med fire røde punkter rundt.

Plassering og størrelse på ROI ble kopiert fra bildemateriale rekonstruert med algoritme i31s til bildemateriale rekonstruert med algoritme i70s, slik at de ble plassert i samme anatomi og snitt. Fra ROI hentet man ut medianverdier for luft og homogent bløtvev, og standardavviket i luft.





Figur 3: Skjermdump av utvalgte snitt i i31s-bildemateriale, og deres respektive ROI-plasseringer (vist som grønne sirkler med fire røde punkter rundt). ROI-plasseringer og størrelser i snitt 20 (øverst t.v.), snitt 40 (øverst

t.h.), snitt 60 (midterst t.v.), snitt 80 (midterst t.h.) og snitt 100 (nederst) ble kopiert til korresponderende snitt i i70s-bildemateriale.

### 3.5 Dataanalyse

Dataene som ble hentet inn var i hovedsak numeriske data, altså vil en kvantitativ analysemetode passe materialet best.

Signal-to-noise ratio (SNR), eller signal-støy-forholdet, er en verdi som brukes for å vurdere bildekvalitet (Germann et al., 2021). Det valgte man også å gjøre i dette prosjektet. Median og standardavvik (SD) for gjeldende bildemateriale vil hentes direkte fra oppgitte verdier i ROI. SNR vil regnes ut basert på median og SD etter følgende formel:

$$SNR = \frac{\mu_{vev} - \mu_{luft}}{\sigma_{luft}}$$

Her viser  $\mu$  til medianverdien for bildets HU-verdier, spesifisert for vev – altså et homogent område i fantomet tilsvarende bløtvev i en ekte pasient – og luft utenfor fantomet.  $\sigma$  viser til standardavviket, spesifikt for luft utenfor fantomet.

Ved hjelp av formelen får vi et forholdstall mellom variasjonen i HU-verdier i deler av bildematerialet uten signal, og med signal. SNR ble regnet ut for hvert av de fem utvalgte snittene i de aktuelle bildeseriene, for deretter å regne ut en gjennomsnittlig SNR for hvert Q-ref. mAs-nivå ved posisjon A og B. Disse gjennomsnittlige SNR-verdiene ble brukt til videre analyse.

Statistisk analyse av innhentet data ble gjort ved hjelp av programvaren Microsoft Excel (*Microsoft Excel Spreadsheet Software*, u.å.). Programvaren har egne dataanalyseverktøy som spesifikt gjennomfører T-test og henter ut P-verdi for oss basert på oppgitte datasett.

En t-test er en type statistikk brukt for å lete etter statistisk signifikant forskjell mellom to utvalg (Hayes, 2022). P-verdi er et statistisk mål, og defineres som sannsynligheten for at utvalget som studeres er resultat av tilfeldigheter dersom gjeldende nullhypotese er sann (Braut, 2019).

Man har benyttet seg av verktøyet «T-test: Gjennomsnitt for to parvise utvalg» i Microsoft Excel for å gjennomføre T-test for parvise utvalg, ettersom vi henter ut to sett med data for

to forskjellige armposisjoneringer med korresponderende verdier for Q-ref. mAs. Dette verktøyet kalkulerer en rekke verdier basert på det oppgitte datasettet. Blant disse finner vi P-verdi for ensidig t-test, kritisk T-verdi for ensidig t-test (T-kritisk), og en testobservator her kalt t-Stat, som i kombinasjon med T-kritisk brukes til å vurdere om nullhypotesen kan eller bør forkastes (Ørjan Kristensen - Raske Nettkurs, 2018). Dette er verdiene man har valgt å bruke i analysen. Signifikansnivå  $\alpha$  settes til 5 % = 0,05, som gir et konfidensintervall på 95 % = 0,95. Kriteriene for å forkaste nullhypotesene vil være at absoluttverdien til t-Stat er større enn T-kritisk, og at P-verdien er mindre enn signifikansnivået (Ørjan Kristensen - Raske Nettkurs, 2018).

Microsoft Excel ble brukt til å lage visuelle representasjoner av innhentet data.

Innhentede verdier for CTDIvol og DLP ble til sist stilt opp mot nasjonale referanseverdier for lignende undersøkelser (*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier*, 2020). Her oppgis en DLP-referanseverdi på 350 mGycm for CT thorax med kontrast, og 300 mGycm for HRCT volumopptak (*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier*, 2020). For samme undersøkelser oppgis referanseverdi for CTDIvol på 9 mGy for begge undersøkelser (*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier*, 2020).

### 3.6 Hypoteser

Hypotesene man har valgt å sette på prøve i denne oppgaven dreier seg om støynivå i bildematerialet i form av SNR, i tillegg til stråledose til pasienten i form av DLP og CTDIvol.

Nullhypotesen relatert til DLP og tilhørende alternativ hypotese vil være som følger:

$H_{0-DLP}$ : DLP påvirkes ikke av at armene plasseres ned langs siden.

$H_{a-DLP}$ : DLP økes når armene plasseres ned langs siden.

Nullhypotesen relatert til CTDIvol og tilhørende alternativ hypotese vil være:

$H_{0-CTDIvol}$ : CTDIvol påvirkes ikke av at armene plasseres ned langs siden.

$H_{a-CTDIvol}$ : CTDIvol økes når armene plasseres ned langs siden.

Nullhypotese og tilhørende alternativ hypotese relatert til SNR vil være:

$H_{0-SNR}$ : SNR påvirkes ikke av at armene plasseres ned langs siden.

$H_{a-SNR}$ : SNR synker når armene plasseres ned langs siden.

### 3.7 Etiske aspekter

Dette eksperimentet er designet rundt innhenting av data fra et fantom, og krever ikke anonymisering av datasett eller innhenting av samtykke. Det trengs heller ikke å sendes inn søknader til etiske komitéer eller lignende.

I eksperimentet ble det satt av tid på rom og utstyr tilhørende en utdanningsinstitusjon. Eksperimentet kunne gjennomføres i sin helhet på relativt kort tid, og ville ikke ta opp ressurser allokert til andre studenter eller undervisere. I forhold til studenters ressurser, er det også en begrensning i systemet for booking, som hindrer studenter i å ta opp mer enn tre timer på lab om gangen. Regler for bruk av radiografilab på HVL (*Radiografilab*, u.å.) er oppgitt i figur 4. Maskinen som ble brukt er ikke i bruk klinisk, og man tok derfor heller ikke opp ressurser allokert til helsepersonell, pasienter eller helsevesenet som helhet.

## Radiografi lab

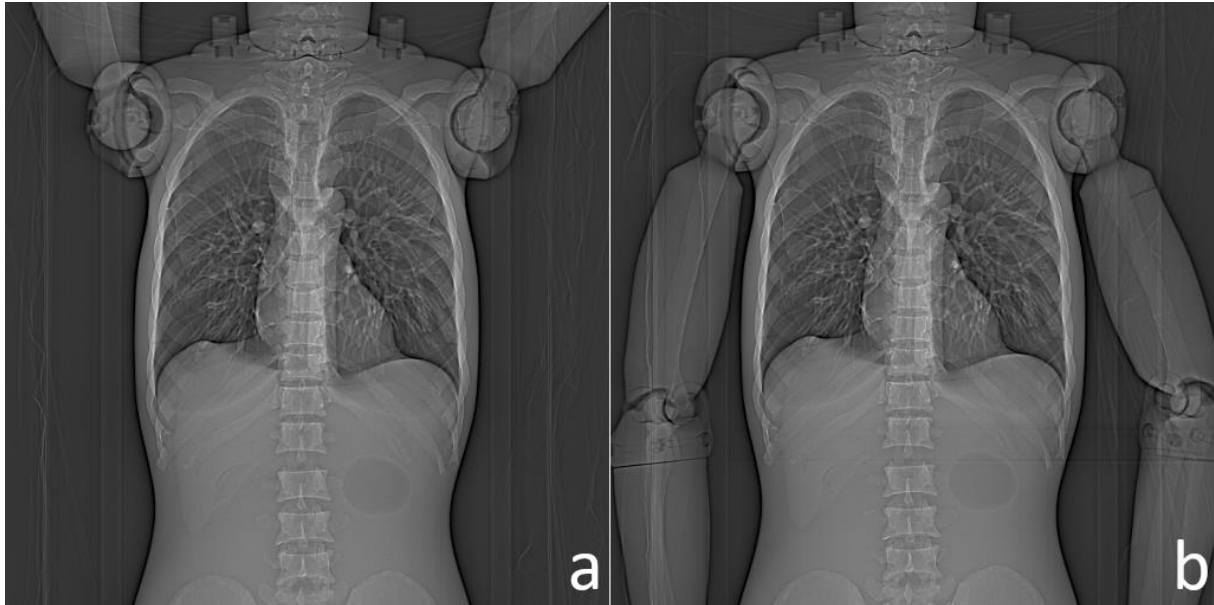
### Regler for bruk av radiografilab

- Radiografilab'er kan reserveres hverdager fra kl.08.00 til 21.00 og lørdager kl.10.00 til kl.17.00.
- Rommene kan reserveres tre dager frem i tid (inkludert dagen idag) og for tre timer om gangen.
- Dersom rommet ikke er tatt i bruk innen 30 minutter etter reservasjonstidspunkt, kan andre benytte rommet.
- Husk å avbestille rommet dersom det ikke skal brukes.
- Rommet skal ryddes etter bruk; stoler/bord settes på plass, vindu lukkes, avfall fjernes etc.
- Viser ellers til reglene for bruk av spesialrommene, se oppslag på vegg på lab.
- Minner om at det ikke er tillatt med mat og drikke i rommene.

Figur 4: Skjermdump av regler for bruk av radiografilab ved Høgskulen på Vestlandet (*Radiografilab*, u.å.).

## 4 Resultater

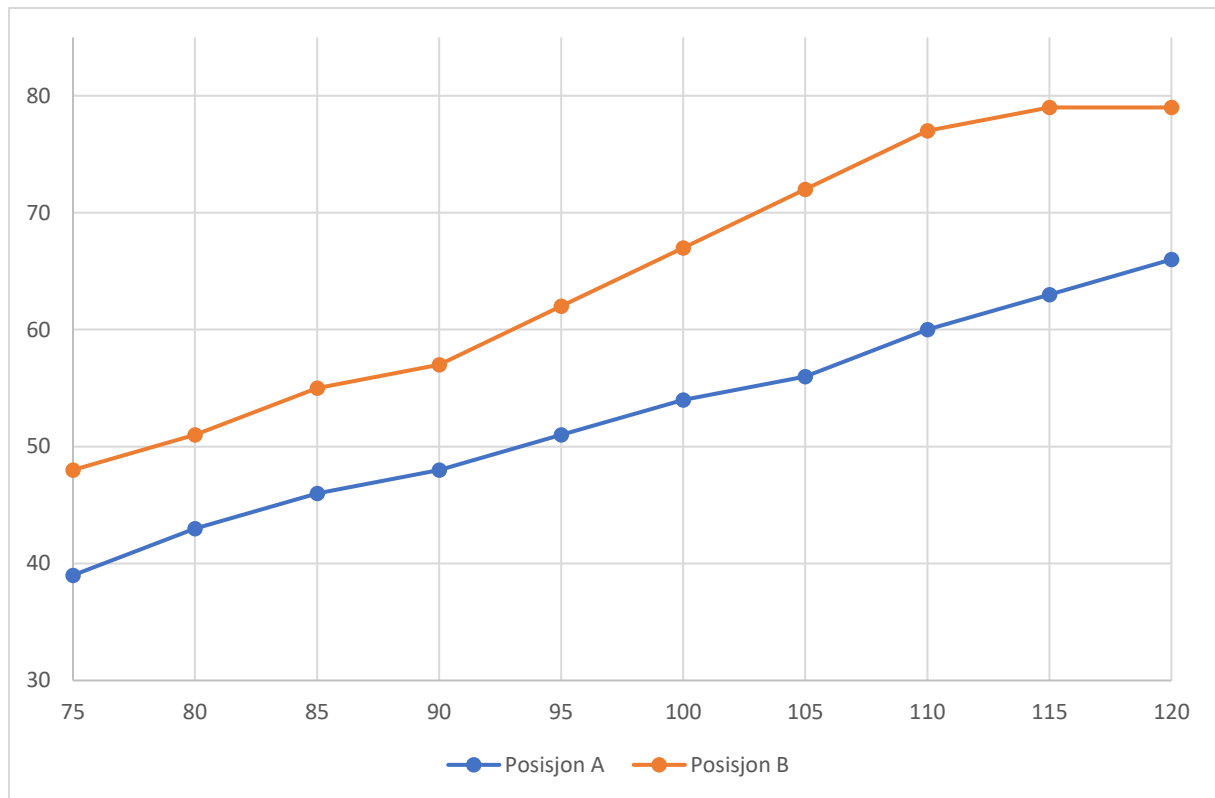
### 4.1 Eksperimentets gjennomføring



Figur 5: Anteroposteriort topogram i forkant av scan i a) posisjon A (t.v.) og b) posisjon B (t.h.).

Det ble totalt gjennomført 20 scan av fantomet Kyoto den 30. april 2022. Scan ble gjort fra bordposisjon -899,9 til -554,9, med en total scanlengde på 345 mm ifølge maskinvaren. Topogram for de to scannene kan sees i figur 5a og 5b. Scantid var 9,21 sekunder, bortsett fra for Q-ref. mAs 115 og 120 i posisjon B, hvor systemet krevde justering for å gjennomføre. Oppjustering av scantid førte til redusert pitch og bordbevegelse per rotasjon. Fullstendig oversikt over scantider, pitch og bordbevegelse kan sees i kapittel 3.3 om protokoll og parametere (side 20).

Eff. mAs ble jevnt høyere ved posisjon B sammenlignet med posisjon A. Økningen flatet tilsynelatende ut i forbindelse med endring i scanparametere ved Q-ref. mAs=115 og Q-ref. mAs=120, som kan sees i figur 6 (side 29).



Figur 6: Eff. mAs (y-akse) plottet mot Q-ref. mAs (x-akse), for posisjon A og B. Det sees jevn stigning for hvert datapunkt i begge posisjoner, med utflating på de siste to til tre datapunktene for posisjon B.

Det rekonstruerte bildematerialet som gjennomgikk prosessering og analyse består av 20 aksiale bildeserier for posisjon A, og 20 tilsvarende for posisjon B. Hver serie besto av 116 bilder, og et utvalg på 5 bilder ble trukket fra hver serie. Snitt nummer 20, 40, 60, 80 og 100 fra hver serie ble brukt i datainnsamlingen. Medianverdi og SD ble hentet inn etter beskrevet metode, og fullstendig datasett kan finnes i vedlegg 2 (side 43).

Effektiv mAs for hver scan ble forskjellig avhengig av posisjon og Q-ref. mAs. Scantid og Eff. mAs er ført i tabell 1.

Tabell 1: Scantid og Eff. mAs for alle Q-ref. mAs-innstillinger og pasientposisjoner.

Q-ref. mAs	Scantid		Eff. mAs	
	Posisjon A	Posisjon B	Posisjon A	Posisjon B
75	9,21	9,21	39	48

80	9,21	9,21	43	51
85	9,21	9,21	46	55
90	9,21	9,21	48	57
95	9,21	9,21	51	62
100	9,21	9,21	54	67
105	9,21	9,21	56	72
110	9,21	9,21	60	77
115	9,21	9,59	63	79
120	9,21	10,01	66	79

## 4.2 Bildekvalitet

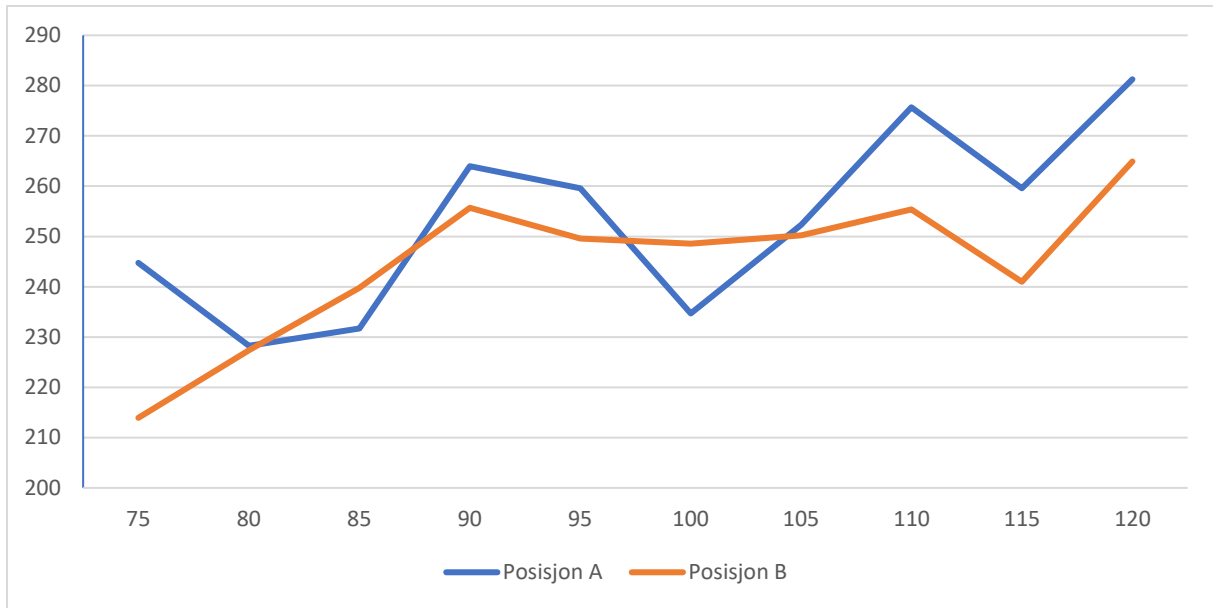
Det ble ikke observert åpenbare artefakter i bildematerialet.

Fullstendig oversikt over innsamlede verdier for medianer og SD i bildematerialet for alle Q-ref. mAs-innstillinger, begge pasientposisjoner og rekonstruksjonsalgoritmene i31s og 170s, finnes i datasettet i vedlegg 2 (side 43). SNR var konsekvent høyere i bildematerialet rekonstruert med i31s (figur 7, side 31), sammenlignet med rekonstruksjon med i70s (figur 8, side 31).

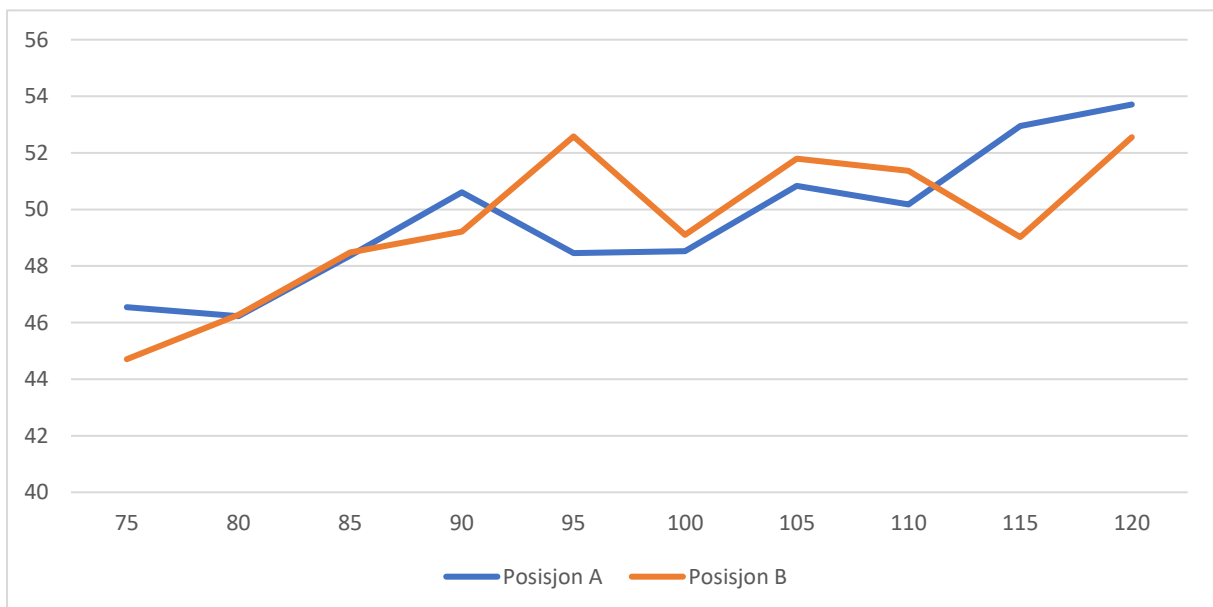
P-verdi, t-stat og T-kritisk utvunnet fra ensidig t-test for parvise utvalg gjennomført i Microsoft Excel, basert på utvalgene av SNR i bildemateriale produsert med rekonstruksjonsalgoritme i31s og 170s, er presentert i tabell 2.

*Tabell 2: Resultat fra ensidig t-test for parvise utvalg basert på SNR-utvalgene i eksperimentet. Rekonstruksjonsalgoritme er spesifisert i tabellens venstre kolonne.*

	<b>P-verdi</b>	<b>t-Stat</b>	<b>T-kritisk</b>
<b>i31s</b>	0,03984819	1,97501581	1,83311293
<b>i70s</b>	0,42702518	0,18930997	1,83311293



Figur 7: Linjediagram over SNR-nivå for posisjon A og B fra aksialt bildemateriale med rekonstruksjonsalgoritme i31s. SNR på y-akse, Q-ref. mAs på x-akse.



Figur 8: Linjediagram over SNR-nivå for posisjon A og B fra aksialt bildemateriale med rekonstruksjonsalgoritme i70s. SNR på y-akse, Q-ref. mAs på x-akse.

### 4.3 Stråledose

DLP for scan i posisjon A viste minimumsverdi på 119,81 mGycm<sup>2</sup>, og maksimumsverdi på 202,97 mGycm<sup>2</sup>. DLP for scan i posisjon B viste minimumsverdi på 148 mGycm<sup>2</sup>, og maksimumsverdi på 242,07 mGycm<sup>2</sup>.



CTDIvol for scan i posisjon A viste minimumsverdi på 3,12 mGy, og maksimumsverdi på 5,29 mGy. CTDIvol for scan i posisjon B viste minimumsverdi på 3,86 mGy, og maksimumsverdi 6,31 mGy.

Dette er verdier Siemens-systemet oppgav etter hvert gjennomførte scan. Alle verdier for DLP og CTDIvol er ført i tabell 3.

Tabell 3: Noterte verdier for DLP og CTDIvol for hver Q-ref. mAs man scannet med.

Q-ref. mAs	DLP (mGycm <sup>2</sup> )	CTDIvol (mGy)
75	119,81	3,12
80	132,5	3,45
85	140,95	3,67
90	148	3,86
95	156,46	4,08
100	164,92	4,3
105	173,37	4,52
110	186,06	4,85
115	194,52	5,07
120	202,97	5,29

Tabell 4: DLP-verdi for posisjon A og posisjon B ved de forskjellige Q-ref. mAs-innstillingene, med utregnet prosent økning fra posisjon A til B.

Q-ref. mAs	Posisjon A	Posisjon B	Økning (%)
75	119,81	148	23,528921
80	132,5	157,87	19,14717
85	140,95	170,55	21,00035
90	148	176,19	19,047297

<b>95</b>	156,46	190,29	21,62214
<b>100</b>	164,92	205,79	24,781712
<b>105</b>	173,37	219,89	26,832785
<b>110</b>	186,06	238,21	28,028593
<b>115</b>	194,52	242,07	24,444787
<b>120</b>	202,97	241,63	19,04715

Nasjonal referanseverdi for CT thorax oppgis å være 300 – 350 mGycm<sup>2</sup> for DLP og 9 mGy for CTDIvol (*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier, 2020*).

P-verdi, t-stat og T-kritisk utvunnet fra ensidig t-test for parvise utvalg gjennomført i Microsoft Excel, basert på utvalgene av DLP og CTDIvol, er presentert i tabell 5.

*Tabell 5: Resultat fra ensidig t-test for parvise utvalg basert på DLP-utvalget og CTDIvol-utvalget i eksperimentet.*

	<b>P-verdi</b>	<b>t-Stat</b>	<b>T-kritisk</b>
<b>DLP</b>	0,00000029	12,40730169	1,83311293
<b>CTDIvol</b>	0,00000029	12,39460671	1,83311293

## 5 Diskusjon

### 5.1 Bildekvalitet

Hvordan påvirkes bildekvalitet dersom pasientens armer plasseres ned langs siden ved CT thorax?

T-test for SNR-utvalg fra bildemateriale rekonstruert med algoritme i31s (se tabell 2 side 30) har gitt oss en P-verdi mindre enn signifikansnivået på 0,05 ( $P < 0,04$ ). I tillegg er absoluttverdien til t-Stat større enn T-kritisk. Dette gir grunnlag for å forkaste  $H_{0-SNR}$  (Ørjan Kristensen - Raske Nettkurs, 2018) i forbindelse med denne rekonstruksjonsalgoritmen. Vi har altså identifisert en statistisk signifikant forskjell i SNR fra posisjon A til posisjon B.

Dette betyr potensielt at pasienter som scannes med armene ned langs siden får en dårligere diagnostisk undersøkelse enn andre pasienter. Skal vi tro konklusjonen til Kahn et al., (2014) som også fikk betydelig redusert bildekvalitet i forbindelse med denne pasientposisjonen, risikerer vi at radiologer og andre som beskriver diagnostisk materiell kan overse alvorlige tilstander på slikt bildemateriale. Riktignok har vi her brukt en generell thorax-protokoll brukt til kontroller og utredninger (Bergesen & Wagner-Larsen, 2021). Kahn et al. (2014) har tatt for seg alvorlige problemstillinger med store traumer hvor pasientens liv gjerne står i umiddelbar fare. Man kan argumentere for at bildekvalitet er viktig i mye større grad i slike situasjoner. Samtidig skal man ikke undervurdere risikoen man tar dersom bildekvaliteten ved undersøkelsen til f. eks. en tidligere kreftpasient blir dårlig.

I forbindelse med rekonstruksjonsalgoritme i70s, gir T-test for SNR-utvalget (se tabell 2 side 30) en P-verdi større enn signifikansnivået ( $P > 0,42$ ). I tillegg er t-Stat mindre enn T-kritisk. På grunn av dette har vi ikke grunnlag for å forkaste  $H_{0-SNR}$  i forbindelse med dette datasettet (Ørjan Kristensen - Raske Nettkurs, 2018). Det sees altså ingen statistisk signifikant forskjell i SNR fra posisjon A til posisjon B i denne sammenhengen. Det virker ikke til at annen forskning har tatt for seg en lignende rekonstruksjonsalgoritme. Med vår begrensede erfaring med forskning og klinisk praksis kan vi ikke si bestemt om dette er et relevant funn eller ikke. Men i og med at man ikke har funnet fagstoff eller forskning å diskutere det opp mot, lar man dette stå alene.

En av de tidligere forskningsartiklene oppgir at de brukte bløtvevsalgoritme ved rekonstruksjon (Ebrahimian et al., 2021). Forskning som tok for seg bildemateriale fra pasienter med multitraume (Kahn et al., 2014) oppgir ingen rekonstruksjonsalgoritmer, men i og med at de har tatt for seg bildekvalitet i abdomen kan vi for diskusjonens skyld anta at disse også har holdt seg til bløtvevsalgoritmer. Resultatene fra disse to studiene går igjen i vårt prosjekt, til tross for at vi har brukt 3 mm snitt i rekonstruksjonen, mens de andre studiene brukte 1 – 2 mm. Ryu et al. (2018) brukte også 3 mm snitt i sine rekonstruksjoner. Tykkere snitt har ikke ført oss utenfor rammen for statistisk signifikant forskjell i bildestøy mellom posisjon A og B, og man må sannsynligvis rekonstruere tykkere snitt enn 3 mm for å komme unna bildestøyen som dannes i posisjon B. Vi har kun brukt iterativ rekonstruksjon i vårt bildemateriale, som i teorien fjerner støy i større grad enn FBP-algoritmer. Faglitteratur (Romans, 2019, side 28) påstår at iterativ rekonstruksjon har påvist effekt i den grad at man kan halvere pasientdosen uten å miste bildekvalitet. Graden av effekt de snakker om i fagstoffet virker ikke til å ha hatt innvirkning på støyen i bildematerialet verken i vårt eksperiment, eller i de andre studiene.

## 5.2 Stråledose

Hvordan påvirkes stråledose dersom pasientens armer plasseres ned langs siden ved CT thorax?

Ensidig t-test for DLP-utvalgene våre (se tabell 5 side 33) gir en P-verdi mye lavere enn signifikansnivået, og gir derfor grunnlag for å forkaste  $H_{0-DLP}$ . Det samme gjelder t-Stat satt opp mot T-kritisk, hvor førstnevnte er høyest (se tabell 5 side 33). Dette gir grunnlag til å påstå at det er en statistisk signifikant økning i DLP mellom de to utvalgene. Det vil si at stråledosen, og derfor også potensiell skadevirkning av den, til pasienten øker i posisjon B sammenlignet med posisjon A.

Vi ser det samme når det kommer til CTDIvol-utvalget, som ikke er så rart. DLP er som nevnt et produkt av scanlengden og CTDIvol (Mahesh, 2009, side 100), og ettersom scanlengden har blitt holdt konstant i eksperimentet, vil CTDIvol være det eneste som påvirker forskjellen i DLP-utvalgene. P-verdien for disse utvalgene er svært lav, og t-Stat er høyere enn T-kritisk.

Begge kriteriene er oppfylt for å forkaste  $H_{0-CTDIvol}$ . Vi kan si at vi har en statistisk signifikant økning i CTDIvol-verdi fra ett utvalg til et annet.

Ingen av våre verdier for DLP eller CTDIvol overskrider de nasjonale referanseverdiene (*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier, 2020*). Dersom vi hadde oppnådd disse verdiene på ekte pasienter fremfor et fantom, ville det sannsynligvis fremdeles vært regnet som forsvarlig.

Dette resultatet var til en viss grad forutsigbart ut fra teoretisk bakgrunn, og grunnleggende strålevernopplæring. Ved å ha armene ned langs siden gir systemet mer stråling fra lateral vinkel fordi det blir tolket som økt pasientstørrelse basert på topogrammet (Mahesh, 2009). Disse resultatene stemmer også overens med tidligere forskning. Det virker ganske etablert at stråledose øker når armene til pasienten havner innenfor scanområdet. Når man endrer fra posisjon A til posisjon B i vårt eksperiment ser vi en gjennomsnittlig økning på 22 % (tabell 4, side 32). En så stor økning var uforventet. Dette har ikke blitt diskutert i praksissammenheng. Dersom en økning på 22 % kan sees på som reell bør dette temaet utforskes videre av flere.

### 5.3 Metodekritikk

Sannsynligvis er både dosereduksjon og bildekvalitet i dette eksperimentet begrenset av både pitch og detektorkonfigurasjon. CT-scannere i bruk klinisk i dag har gjerne 128 slice funksjon eller mer, mens vi kun har 64 slice CT-scanner tilgjengelig på campus. Med slik funksjon kan man øke pitch betraktelig og dermed få redusert dose, uten å miste bildekvalitet, sammelignet med vår maskin. I tillegg har flere nyere maskiner mulighet til automatisk modulering av rørspenning i tillegg til rørstrøm. Hadde alle disse kravene blitt oppfylt, kunne man ha formet eksperimentet bedre, og virkelig fått et klart bilde av hvordan armposisjonering påvirker bildekvalitet og stråledose.

Basert på dette eksperimentet alene er det vanskelig å generalisere og trekke konklusjoner. Resultatene fra studien til Karlo et al. (2011) indikerer at vi burde ha inkludert en tredje posisjon i eksperimentet vårt. Det hadde vært interessant å se om posisjonen hvor armene er plassert foldet over en pute på magen hadde generert like resultater som Karlo et al.

(2011) under våre kontrollerte labforhold.

For virkelig å få et pålitelig og representativt datasett måtte vi ha gjennomført eksperimentet gjentatte ganger for å oppnå et stort utvalg av målinger. Vi skulle helst også hatt tilgang på flere forskjellige fantomer, og gjerne i forskjellige størrelser, for å kunne generalisere for en befolkning. Samtidig kunne vi ha brukt flere armposisjoner dersom fantomet hadde bedre fleksibilitet i skuldre og håndledd. I tillegg skulle vi hatt tilgang til flere forskjellige CT scannere, og da gjerne utgaver som er i bruk klinisk i dag.

#### 5.4 Forslag til fremtidige studier

Noe som kunne vært interessant å se på i fremtiden er om det hadde hatt signifikant innvirkning på bildekvaliteten dersom man hadde tatt et lateralt topogram i tillegg til det anteroposteriore topogrammet som er standard når det gjelder CT thorax. Spørsmålet blir da om rørstrømsmoduleringen ville kunne tilpasset seg forskjellen i pasientens bredde i større grad hvis den fikk basere seg på attentuasjonsprofiler fra to innfallsvinkler. Og da også hvilken innvirkning dette ville hatt på pasientdosen.

Det finnes forskning som tar for seg påvirkningen av armposisjon på stråledose og bildekvalitet. Det kunne med fordel ha vært gjennomført en litteraturstudie rundt dette temaet. Dette kunne lagt et grunnlag for kunnskapsbasert praksis rundt strålevern og sikring av bildekvalitet når optimal armposisjon ikke kan oppnås, og hvilke armposisjoner som da bør brukes.

I og med at teknologien stadig utvikler seg, og det er såpass mange faktorer som påvirker bildekvaliteten, vil man nok aldri gå tom for relevante problemstillinger relatert til dette temaet. Og da særlig fordi stråledose og bildekvalitet nettopp er så avhengige av hverandre.

## 6 Konklusjon

Basert på våre funn satt i sammenheng med tidligere forskning, kan vi konkludere med at å posisjonere pasientens armer ned langs siden av kroppen har en negativ effekt på både stråledose og bildekvalitet. Avhengig av maskineribegrensning, kan innvirkningen på stråledose være viktig å få kartlagt videre.

Dette understreker at pasientinnstilling er viktig både for pasientsikkerhet og strålevern, men også for å sikre pasientene våre en diagnostisk verdifull undersøkelse.

## 7 Referanser

- Bergesen, T. & Wagner-Larsen, K. (2021). *CT T01b Thorax utredning uten øvre abdomen* (G. M. Bolstad, Red.). Helse Bergen - Haukeland Universitetssjukehus. <https://kvalitet.helse-bergen.no/docs/pub/dok46614.htm>
- Biological Effects of Ionizing Radiation*. (u.å.). Hentet 16. mai 2022 fra <https://www.wright.edu/sites/www.wright.edu/files/page/attachments/radiation-safety-biological-effects-of-ionizing-radiation.pdf>
- Braut, G. S. (2019, 13. februar). P-verdier. I *Store norske leksikon*. <http://snl.no/p-verdier>
- Ebrahimian, S., Oliveira Bernardo, M., Alberto Moscatelli, A., Tapajos, J., Leitão Tapajós, L., Jamil Houry, H., Babaei, R., Karimi Mobin, H., Mohseni, I., Arru, C., Carriero, A., Falaschi, Z., Pasche, A., Saba, L., Homayounieh, F., Bizzo, B. C., Vassileva, J. & Kalra, M. K. (2021). Investigating centering, scan length, and arm position impact on radiation dose across 4 countries from 4 continents during pandemic: Mitigating key radioprotection issues. *Physica Medica*, *84*, 125–131. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.04.001>
- Fakta om koronaviruset og sykdommen*. (2022, 7. februar). Folkehelseinstituttet. <https://www.fhi.no/nettpub/coronavirus/fakta/fakta-om-koronavirus-coronavirus-2019-ncov/>
- Germann, M., Shim, S., Angst, F., Saltybaeva, N. & Boss, A. (2021). Spiral breast computed tomography (CT): Signal-to-noise and dose optimization using 3D-printed phantoms. *European Radiology*, *31*(6), 3693–3702. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07549-3>
- Grønmo, S. (2021, 7. november). Kvantitativ metode. I *Store norske leksikon*. [http://snl.no/kvantitativ\\_metode](http://snl.no/kvantitativ_metode)
- Hayes, A. (2022, 12. mars). *T-Test*. Investopedia. <https://www.investopedia.com/terms/t/t-test.asp>
- Inui, S., Fujikawa, A., Jitsu, M., Kunishima, N., Watanabe, S., Suzuki, Y., Umeda, S. & Uwabe, Y. (2020). Chest CT Findings in Cases from the Cruise Ship «Diamond Princess» with Coronavirus Disease (COVID-19). *Radiology: Cardiothoracic Imaging*, *2*(2), e200110. <https://doi.org/10.1148/ryct.2020200110>
- Kahn, J., Grupp, U. & Maurer, M. (2014). How does arm positioning of polytraumatized patients in the initial computed tomography (CT) affect image quality and diagnostic accuracy? *European Journal of Radiology*, *83*(1), e67–e71. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2013.10.002>
- Karlo, C., Gnannt, R., Frauenfelder, T., Leschka, S., Brüesch, M., Wanner, G. A. & Alkadhi, H. (2011). Whole-body CT in polytrauma patients: Effect of arm positioning on thoracic and abdominal image quality. *Emergency Radiology*, *18*(4), 285–293. <https://doi.org/10.1007/s10140-011-0948-5>



Lampignano, J. P. & Kendrick, L. E. (2018). *Bontrager's Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy* (9. utg.). Elsevier.

Mahesh, M. (2009). *MDCT Physics: The Basics; Technology, Image Quality and Radiation Dose*. Wolters Kluwer.

Medixant. (u.å.). *RadiAnt DICOM Viewer*. RadiAnt DICOM Viewer. Hentet 15. mai 2022 fra <https://www.radiantviewer.com/>

*Microsoft Excel Spreadsheet Software*. (u.å.). Microsoft. Hentet 16. mai 2022 fra <https://www.microsoft.com/en-us/microsoft-365/excel>

Norsk Radiografforbund. (2015, 23. juni). *Yrkesetiske retningslinjer*. Norsk Radiografforbund. <https://www.radiograf.no/fag-og-profesjon/yrkesetiske-retningslinjer/104560>

Occupational Safety and Health Administration. (u.å.). *Ionizing Radiation—Health Effects*. United States Department of Labor. Hentet 30. november 2021 fra <https://www.osha.gov/ionizing-radiation/health-effects>

*Radiografilab*. (u.å.). TimeEdit - Høgskulen på Vestlandet. Hentet 12. mai 2022 fra <https://cloud.timeedit.net/hvl/web/simahs/ri1Q69.html>

Rego, S. L., Yu, L., Bruesewitz, M. R., Vrieze, T. J., Kofler, J. M. & McCollough, C. H. (u.å.). *CARE Dose4D CT Automatic Exposure Control System: Physics Principles and Practical Hints*. Mayo Clinic.

Reitan, B. C. & Toon, D. A. (2022). *CT - G01a Abdomen og bekken portovenøsfase* (G. M. Bolstad, Red.). Helse Bergen - Haukeland Universitetssjukehus. <https://kvalitet.helsebergen.no/docs/pub/DOK37079.pdf>

Romans, L. E. (2019). *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text* (2. utg.). Wolters Kluwer.

Ryu, Y. J., Choi, Y. H., Cheon, J.-E., Park, J. E., Kim, W. S. & Kim, I.-O. (2018). Effect of arm position, presence of medical devices, and off-centering during acquisition of scout image on automatic tube voltage selection and current modulation in pediatric chest CT. *PLOS ONE*, 13(4), e0195807. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0195807>

*Statistikk om koronavirus og covid-19*. (2022, 11. mai). Folkehelseinstituttet. <https://www.fhi.no/sv/smittsomme-sykdommer/corona/dags--og-ukerapporter/dags--og-ukerapporter-om-koronavirus/>

*Stråledoser ved røntgenundersøkelser—Nasjonale referanseverdier*. (2020, 21. juli). DSA. <https://dsa.no/medisinsk-stralebruk/straledoser-ved-rontgenundersokelser-nasjonale-referanseverdier>

Strålevernforskriften. (2016). *Forskrift om strålevern og bruk av stråling* (FOR-2016-12-16-1659). Lovdata. <https://lovdata.no/forskrift/2016-12-16-1659>

Strålevernloven. (2000). *Lov om strålevern og bruk av stråling* (LOV-2000-05-12-36). Lovdata.

<https://lovdata.no/lov/2000-05-12-36>

Svartdal, F. (2019, 22. september). Eksperiment. I *Store norske leksikon*.  
<http://snl.no/eksperiment>

Ursin, L. (2021, 30. november). De fire prinsipper. I *Store medisinske leksikon*.  
[http://sml.snl.no/de\\_fire\\_prinsipper](http://sml.snl.no/de_fire_prinsipper)


Völgyes, D., Pedersen, M., Stray-Pedersen, A., Waaler, D. & Martinsen, A. C. T. (2017). How Different Iterative and Filtered Back Projection Kernels Affect Computed Tomography Numbers and Low Contrast Detectability: *Journal of Computer Assisted Tomography*, 41(1), 75–81. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000491>

*Whole Body Phantom «PBU-50»*. (2020, 28. juli). Kyoto Kagaku.  
[https://www.kyotokagaku.com/en/products\\_data/ph-2\\_01/](https://www.kyotokagaku.com/en/products_data/ph-2_01/)

*Windows 10 Home*. (u.å.). Microsoft Store. Hentet 16. mai 2022 fra  
<https://www.microsoft.com/nb-no/d/windows-10-home/d76qx4bznwk4>

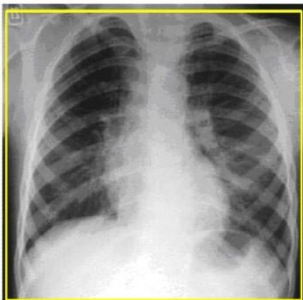
Ørjan Kristensen - Raske Nettkurs. (2018). *Excel—Hypotesetest—Paret T-test—Dataanalyse*.  
<https://www.youtube.com/watch?v=srlrLU6KfiY>

## Vedlegg 1: Protokoll fra EK Helse Bergen

 <b>HELSE BERGEN</b> Haukeland universitetssjukehus	<b>CT T01b Thorax utredning uten øvre abdomen</b>	
Kategori: Fagprosedyrer/Annet	Gyldig fra/til: 29.03.2021/29.03.2022	
Organisatorisk plassering: HVRHF/Helse Bergen HF/Radiologisk avdeling	Versjon: 6.11	
Godkjenner: Bolstad, Guri Margrete	Prosedyre	
Dok. ansvarlig: Trond Bergesen, Kari Wagner Larsen	Dok.id: D46614	

Protokoll: T01b Thorax utredning uten øvre abd		Kommentar
NCRP kode: CT Toraks IV		
<b>Indikasjon</b>	Utredning og kontroll der det er unødvendig å inkludere øvre abdomen	<b>Evt relative kontraindikasjoner:</b>
<b>Forberedelse</b>	GFR innenfor 14 dager Grønn pvk.	For kvinner i <b>fertil alder</b> , se prosedyre. Se retningslinjer for intravenøs kontrast nederst i dokumentet.

Intravenøs kontrast	Kontrastprotokoll	Kommentarer
Jodbasert: 350mg/ml etter vektskjema + 50 ml NaCl	Singel injeksjon 4 ml/s	

Scan informasjon			
Leie: rygg, føtter først, armene over hodet.	Teknikk		
	Siemens AS+	Siemens Flash	Toshiba Prime
<b>Oversiktsbilde:</b>	fra 5 cm over lungetopp til gjennom thorax		
<b>Serie 1: Delay 65 sek</b>  Fra 5cm over lungetopp gjennom diafragma  	<b>Rekonstruksjoner:</b>  Axial: 3/3 i31f safire 1 Axial: 3/3 B70 safire 1  Cor: 3/3 i31f safire 1 Cor: 3/3 B70 safire 1  Sag: 3/3 i31f safire 1 Sag: 3/3 B70 safire 1  Cor: 8/4 MIP B31f  <b>Eksponeringsparametre:</b>  Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 120 Ref. kV: 120	<b>Rekonstruksjoner:</b>  Axial: 3/3 i31f Admire 2 Axial: 3/3 B70  Cor: 3/3 i31f Admire 2 Sag: 3/3 i31f admire 2  Cor: 3/3 B70 Sag: 3/3 B70  Cor: 8/4 MIP i31f  <b>Eksponeringsparametre:</b>  Care dose 4D: on Care kV: on Q-ref mAs: 110 Ref. kV: 120	<b>Rekonstruksjoner:</b>  Ax1: 3/3 body FC18 aidr3d Ax2: 3/3 lung FC52 aidr3d  MultiView1: Sag: 3/3 Body FC18 aidr3D Cor: 3/3 body FC18 aidr3D  MultiView2: Sag: 3/3 Lung std Volume Cor: 3/3 Lung std Volume  Manuelt: Cor 7/4 MIP body FC18  Volume1: 1.0/0.8 Body std FC08 Aidr3D  Volume2: 1.0/0.8 Body std FC18 Aidr3D  <b>Eksponeringsparametre:</b>  kV: 120, rot: 0.5s mA: sureExp 3D std HP: std Kollimering: 0.5x80

Interne referanser

## Vedlegg 2: Datasett (side 43 - 45)

### DLP-verdier for posisjon A og B

Q-ref. mAs	Posisjon A	Posisjon B
75	119,81	148
80	132,5	157,87
85	140,95	170,55
90	148	176,19
95	156,46	190,29
100	164,92	205,79
105	173,37	219,89
110	186,06	238,21
115	194,52	242,07
120	202,97	241,63

### CTDIvol-verdier for posisjon A og B

Q-ref. mAs	Posisjon A	Posisjon B
75	3,12	3,86
80	3,45	4,11
85	3,67	4,44
90	3,86	4,59
95	4,08	4,96
100	4,3	5,36
105	4,52	5,73
110	4,85	6,21
115	5,07	6,31
120	5,29	6,31

### Medianverdier, standardavvik og SNR for snittutvalg ved posisjon A

	Q-ref. mAs	Median vev	Median luft	SD luft	SNR
Snitt 20	75	-9,659	-1002,66	3,188	311,480866
	80	-7,538	-1001	4,819	206,155219
	85	-10,35	-1001,52	4,768	207,879614
	90	-8,955	-1001,21	4,134	240,02298
	95	-10,21	-1000,52	3,206	308,892701
	100	-7,776	-1001,99	4,543	218,845256
	105	-11,44	-1001,2	4,26	232,338028
	110	-10,91	-1002,07	2,567	386,116089
	115	-8,905	-1000,1	4,001	247,736816
	120	-12,6	-1000,94	3,821	258,660037

Snitt 40	75	24,89	-1001,19	6,056	169,431968
	80	26,58	-1000,2	4,45	230,737079
	85	25,6	-1001,61	4,304	238,664033
	90	24,85	-1001,24	3,583	286,377337
	95	27,79	-1002,06	5,07	203,126233
	100	27,37	-999,78	4,579	224,317537
	105	26,15	-1001,95	3,735	275,261044
	110	26,41	-1001,82	4,793	214,527436
	115	26,3	-1002,26	3,779	272,177825
	120	26,14	-1001,43	3,099	331,581155
Snitt 60	75	32,4	-1001,51	3,203	322,794255
	80	31,11	-1001,92	4,874	211,947066
	85	32,08	-1003,2	5,413	191,258082
	90	32,89	-1002,75	4,733	218,812592
	95	31,39	-1001,86	4,548	227,187775
	100	31,05	-1002,42	4,708	219,513594
	105	32,04	-1003,16	5,653	183,124005
	110	33	-1001,04	3,797	272,330787
	115	31,23	-1002,12	5,021	205,805616
	120	33,47	-1002,88	4,663	222,249625
Snitt 80	75	26,9	-1002,11	4,267	241,155378
	80	29,48	-1001,12	4,416	233,378623
	85	34,76	-1002	2,76	375,637681
	90	35,59	-1001,38	2,435	425,86037
	95	29,42	-996,82	2,722	377,016899
	100	30,5	-1000,75	4,527	227,799867
	105	34,71	-1002,8	2,862	362,512229
	110	28,01	-1000,78	3,637	282,867748
	115	35,3	-1001,21	2,748	377,187045
	120	34,86	-1002,63	3,049	340,27222
Snitt 100	75	45,46	-1000,16	5,842	178,983225
	80	44,78	-1001,37	4,038	259,076275
	85	44,26	-1002,07	7,209	145,142183
	90	42,69	-1001,63	7,021	148,742344
	95	42,03	-1001,6	5,748	181,564022
	100	45,07	-1001,19	3,697	283,002434
	105	44,46	-1001,83	5,021	208,382792
	110	43,67	-1000,6	4,692	222,563939
	115	43,71	-1001,78	5,358	195,126913
	120	43,74	-1001,67	4,124	253,49418

### Medianverdier, standardavvik og SNR for snittutvalg ved posisjon B

	Q-ref. mAs	Median vev	Median luft	SD luft	SNR
Snitt 20	75	-8,398	-1001,25	4,358	227,822855
	80	-11,21	-1000,58	4,9	201,912245

	85	-12,3	-1000,93	4,514	219,014178
	90	-9,381	-1002,33	2,957	335,796077
	95	-10,42	-1001,26	4,289	231,018886
	100	-11,07	-1001,3	3,148	314,55845
	105	-11,42	-1001,81	2,647	374,155648
	110	-11,23	-1002,17	2,718	364,584253
	115	-10,38	-1000,6	3,569	277,450266
	120	-7,91	-1001,19	3,93	252,743003
Snitt 40	75	29,1	-998,89	5,804	177,117505
	80	27,09	-1001,78	3,897	264,01591
	85	28,46	-999,63	6,023	170,694006
	90	27,32	-1000,84	5,629	182,654113
	95	28,57	-1000,34	4,107	250,525931
	100	27,82	-1002,06	5,195	198,244466
	105	27,68	-1001,8	5,285	194,79281
	110	26,35	-1001,28	5,686	180,729863
	115	29,92	-1002,4	4,886	211,281212
	120	28,34	-1001,7	3,772	273,075292
Snitt 60	75	31,4	-1003,17	5,657	182,883154
	80	32,33	-1001,85	6,49	159,349769
	85	31,34	-1003,31	3,706	279,182407
	90	31,67	-1001,51	4,085	252,920441
	95	32,01	-1002,51	5,372	192,576322
	100	32,12	-1000,15	6,103	169,141406
	105	33,88	-1002,07	4,723	219,34152
	110	33,15	-1001,25	4,538	227,941825
	115	31,2	-1000,12	5,666	182,019061
	120	32,53	-1000,67	5,317	194,320105
Snitt 80	75	30,5	-998,8	4,217	244,083472
	80	36,59	-1001,82	3,12	332,823718
	85	31,31	-1000,29	3,769	273,706553
	90	27,2	-1001,21	3,606	285,194121
	95	32,66	-1000,8	3,433	301,036994
	100	31,92	-995,73	2,92	351,934932
	105	30,96	-999,94	3,761	274,102632
	110	32,62	-998,6	3,422	301,350088
	115	30,57	-998,95	3,495	294,569385
	120	27,09	-1000,06	3,728	275,523069
Snitt 100	75	45,42	-1000,95	4,401	237,757328
	80	43,72	-1000,48	5,838	178,862624
	85	47,93	-999,98	4,087	256,400783
	90	44,86	-1000,25	4,708	221,985981
	95	45,25	-1000,71	3,834	272,811685
	100	43,33	-1000,94	4,997	208,979388
	105	43,81	-1000,76	5,534	188,754969
	110	43,22	-1000,36	5,16	202,244186
	115	44,89	-999,68	4,358	239,690225
	120	47,77	-1000,42	3,187	328,895513

