Valg af organ characteristic til helkrops CT-scanninger

AALBORG UNIVERSITET KANDIDATSPECIALE KLINISK VIDENSKAB OG TEKNOLOGI JASMINA TERZIC OG JULIANE FUGLSANG



AALBORG UNIVERSITET

STUDENTERRAPPORT

Titel:	Valg af organ characteristic til helkrops CT-scanninger	
Semester:	4. semester	
Semester tema:	Kandidatspeciale	
Projektperiode:	1. februar – 1. juni	
ECTS:	30 ECTS	
Vejleder:	Lasse Riis Østergaard	
Projektgruppe:	509	

Jasmina Terzic (20211946) Juliane Fuglsang (20211858)

Antal sider:	74 sider
Referencemetode:	Vancouver
Bilag:	7 stk.

Baggrund: CT-scanninger dannes på baggrund af ioniserende stråling, som kan medføre stråleskader. Derfor efterstræbes det at holde dosis til patienten lavest mulig. Dog kan lav dosis blive på bekostning af billedkvaliteten. Derfor må et kompromis mellem lavest mulig dosis og diagnostisk brugbar billedkvalitet opvejes. Dosismodulering er en teknik, som er udviklet til at opnå dette kompromis. Organ characteristic er integreret i Siemens' dosismodulering, CARE Dose 4D. Organ characteristic er et udtryk for forventede attenuationer i forskellige anatomiske områder. I klinisk praksis udføres jævnligt helkrops CT-scanninger, hvortil der ikke findes en organ characteristic. Derfor var formålet at undersøge hvilken organ characteristic der bør anvendes til helkrops CT-scanninger for at opnå det bedste kompromis mellem dosis og billedkvalitet. Metode: Scanningsprotokoller blev opstillet på baggrund af organ characteristic thorax, abdomen, pelvis og spine. Der blev udført helkrops CT-scanninger af helkropsfantomet, CT Whole Body Phantom "PBU-60", på en Siemens Biograph Vision 600 Egde. CT-scanningerne blev udført som højdosis- og lavdosisscanninger ved forskellige fantomlejringer samt -størrelser for at repræsentere kliniske scenarier. Til evaluering af dosis blev CTDI anvendt. Til objektiv evaluering af billedkvalitet blev SNR og CNR beregnet. Til subjektiv evaluering af billedkvalitet blev VGA opstillet til højdosisscanningerne og lavdosisscanningerne. Forskelle i dosis og billedkvalitet blev testet statistisk ved Oneway ANOVA samt Kruskal-Wallis test. Konkordansen mellem objektive og subjektive evalueringer af billedkvalitet blev præsenteret. Forholdet mellem dosis og billedkvalitet blev opstillet i scatterplots. Resultater: Dosis var højest ved CTscanningerne udført med organ characteristic thorax og lavest ved organ characteristic pelvis. Der var ikke signifikant forskel i dosis mellem de fire organ characteristic. Der var ikke signifikant forskel i billedkvaliteten ved de objektive evalueringer og subjektive evalueringer. For højdosisscanningerne var der konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer i 6,25% af CT-scanningerne. For lavdosisscanningerne var der konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer i 31,25% af CT-scanningerne. Scatterplots som afbildede forholdet mellem dosis og billedkvalitet viste, at organ characteristic thorax resulterede i højest dosis og bedst billedkvalitet ved højdosisscanningerne. Ved lavdosisscanningerne resulterede organ characteristic thorax i højst dosis og bedst billedkvalitet ved de objektive evalueringer, hvor subjektive evalueringer af billedkvaliteten var bedst ved organ characteristic pelvis. Konklusion: Der var ikke statistisk signifikant forskel i dosis og billedkvalitet mellem organ characteristic thorax, abdomen, pelvis og spine. Dog var dosis lavest ved organ characteristic pelvis, hvilket har klinisk signifikans. På baggrund af disse fund kunne der være grundlag for anbefaling af organ characteristic pelvis til helkrops CT-scanninger.

Ved at underskrive dette dokument bekræfter hvert enkelt gruppemedlem, at alle har deltaget lige i projektarbejdet og at alle således hæfter kollektivt for rapportens indhold.



AALBORG UNIVERSITY

STUDENT REPORT

Title:	Organ characteristic for whole-body CT-scans	
Semester:	4 th semester	
Semester theme:	Master's Thesis	
Project period:	1 st of February – 1 st of June	
ECTS:	30 ECTS	
Supervisor:	Lasse Riis Østergaard	
Project group:	509	

Jasmina Terzic (20211946) Juliane Fuglsang (20211858)

Pages:	74 Pages
Reference method:	Vancouver
Appendix:	7 Pieces

Background: CT scans increase the risk of stochastic effects due to radiation exposure. Therefore, efforts are made to keep the dose to the patient as low as possible. However, low dose can come at the expense of image quality. Therefore, a compromise between the lowest possible dose and diagnostically useful image quality must be weighed. Dose modulation is a technique developed to achieve this compromise. Organ characteristic is integrated in Siemens' dose modulation, CARE Dose 4D. Organ characteristic is an expression of expected attenuations in different anatomical areas. In clinical practice, whole-body CT scans are frequently performed, for which there is no organ characteristic. Therefore, the aim was to investigate which organ characteristic should be used for whole-body CT scans in order to achieve the best compromise between dose and image quality. Methods: Scan protocols were developed based on organ characteristic thorax, abdomen, pelvis and spine. Whole-body CT scans were performed on the whole-body phantom, CT Whole Body Phantom "PBU-60", on a Siemens Biograph Vision 600 Egde. The CT scans were performed as high-dose and low-dose scans at different phantom positions and sizes to represent clinical scenarios. CTDI was used to evaluate the dose., SNR and CNR were calculated for objective evaluation of image quality. VGA was established for subjective evaluation of image quality for both high-dose and low-dose scans. Differences in dose and image quality were statistically tested using One-way ANOVA and Kruskal-Wallis test. The concordance between objective and subjective evaluations of image quality was presented. The relationship between dose and image quality was presented in scatterplot. Results: The dose was highest for CT scans performed with organ characteristic thorax and lowest for organ characteristic pelvis. There was no significant difference in dose between the four organ characteristics. There was no significant difference in image quality in the objective evaluations and subjective evaluations. For the high-dose scans, there was concordance between the objective and subjective evaluations in 6.25% of the CT scans. For the low-dose scans, there was concordance between the objective and subjective evaluations in 31.25% of the CT scans. Scatterplots presenting the relationship between dose and image quality showed that *organ characteristic* thorax resulted in highest dose and best image quality for high-dose scans. For low-dose scans, organ characteristic thorax resulted in highest dose and best image quality in the objective evaluations, while subjective evaluations of the image quality were best for *organ characteristic* pelvis. Conclusion: There was no statistically significant difference in dose and image quality between organ characteristic thorax, abdomen, pelvis and spine. However, the dose was lowest for organ characteristic pelvis, which has clinical significance. Based on these findings, there could be a basis for recommending the use of organ characteristic pelvis for whole-body CT scans.

By signing this document, each member of the group confirms participation on equal terms in the process of writing the project. Thus, each member of the group is responsible for the all contents in the project.

Forord

Dette kandidatspeciale er udarbejdet af projektgruppen 509 på kandidatuddannelsen Klinisk Videnskab og Teknologi på Aalborg Universitet. Dataindsamlingen i forbindelse med projektet foregik på Nuklearmedicinsk Afdeling, Vejle Sygehus i marts 2023. Projektet blev skriftligt udformet i perioden februar 2023 til juni 2023. Projektet omhandlede valg af *organ characteristic* til helkrops CT-scanninger, som resulterede i det bedste kompromis mellem dosis og billedkvalitet. Den interne vejleder var Lasse Riis Østergaard, Lektor, PhD. Ydermere havde projektgruppen en ekstern samarbejdspartner ved Siemens Healthineers, Danmark. Den eksterne samarbejdspartner var applikationsspecialist Natalie Bebbington, MSc, PhD.

Referencemetoden, som blev anvendt i projektet, var Vancouver. Derfor blev alle referencer angivet med tal fx (1). Alle referencer fremgår i kronologisk rækkefølge. Detaljerede oplysninger om referencerne fremgår af referencelisten.

Indholdsfortegnelse

Begrebsafklaring	. 1
1.0 Introduktion	.2
2.0 Problemanalyse	.4
2.1 Computer tomografi	.4
2.2 Stråledosis ved computer tomografi-scanninger	.6
2.2.1 Kvantitative mål til bestemmelse af stråledosis	.7
2.2.1.1 Computer tomography dose index	.7
2.2.1.2 Effektiv dosis	. 8
2.3 Computer tomografi-scanninger af fantomer	.9
2.4 Billedkvalitet i computer tomografi	0
2.4.1 Støj	0
2.4.2 Kontrast	1
2.4.3 Artefakter	12
2.4.4 Signal-støj-forhold	13
2.4.5 Kontrast-støj-forhold	13
2.4.6 Subjektiv evaluering af billedkvalitet	4
2.5 Dosismodulering	15
2.5.1 Siemens' dosismodulering	6
3.0 Problemafgrænsning	9
3.1 Problemformulering	9
3.1.1 Delmål	9
4.0 Metode	20
4.1 Litteratursøgning	20
4.1.1 Initierende litteratursøgning	20
4.1.2 Struktureret litteratursøgning	20
4.1.3 Kædesøgning	21
4.1.4 Udvælgelse af artikler	21
4.2 Samarbejdspartner	22
4.3 Forsøgsprotokol	23
4.3.1 Forsøgsopstillinger	24
4.3.2 Helkropsfantomet	27
4.3.3 Scanningsprotokoller	28
4.4 Evaluering af dosis	30
4.4.1. Computer tomography dose index	30

4.5 Evaluering af billedkvalitet	
4.5.1 Software til evaluering af billedkvalitet	
4.5.2 Objektiv evaluering af billedkvalitet	
4.5.2.1 Signal-støj-forhold	
4.5.2.2 Kontrast-støj-forhold	
4.5.3 Subjektiv evaluering af billedkvalitet	
4.5.3.1 Subjektiv evaluering af højdosis CT-scanningerne	
4.5.3.2 Subjektiv evaluering af lavdosis CT-scanningerne	
4.6 Konkordans mellem objektiv og subjektiv evaluering af_billedkvalitet.	
4.7 Statistiske analyser	
4.7.1 Test af forskelle i dosis mellem de fire organ characteristic	
4.7.2 Test af forskelle i objektive evalueringer mellem de fire organ_characteristic	
4.7.3 Test af forskelle i subjektive evalueringer mellem de fire organ_characteristic	
4.8 Forhold mellem dosis og billedkvalitet	40
5.0 Resultater	
5.1 Evaluering af dosis	
5.1.1 Computer tomography dose index	
5.2 Evaluering af billedkvalitet	
5.2.1 Objektiv evaluering af billedkvalitet	
5.2.1.1 Signal-støj-forhold	
5.2.1.2 Kontrast-støj-forhold	
5.2.2 Subjektiv evaluering af billedkvalitet	
5.2.2.1 Subjektiv evaluering af højdosis CT-scanningerne	
6.2.2.2 Subjektiv evaluering af lavdosis CT-scanningerne	
5.3 Konkordans mellem objektiv og subjektiv evaluering af_billedkvalitet	
5.4 Statistiske analyser	
5.4.1 Test af forskelle i dosis mellem de fire organ characteristic	
5.4.2 Test af forskelle i objektive evalueringer mellem de fire organ_characteristic	
5.4.3 Test af forskelle i subjektive evalueringer mellem de fire organ_characteristic	
5.5 Forholdet mellem dosis og billedkvalitet	
6.0 Diskussion	
6.1 Evaluering af dosis	
6.2 Fantomet	
6.3 Objektiv evaluering af billedkvalitet	60
6.4 Subjektiv evaluering af billedkvalitet	
6.4.1 Artefakter	

6.5 Konkordans mellem objektive og subjektive evalueringer af_billedkvalitet	66
6.6 Forholdet mellem dosis og billedkvalitet	67
7.0 Konklusion	68
8.0 Referenceliste	69

Begrebsafklaring

CT: Computer tomografi.

Organ characteristic: Data lagret i Siemens' dosismodulering svarende til forventede attenuationer i bestemte anatomiske områder.

CTDI: Computer tomography dose index.

SNR: Signal-støj-forhold.

Helkrops-SNR: Middelværdien af SNR målt i cerebrum, hals, thorax, abdomen og pelvis. CNR: Kontrast-støj-forhold.

Helkrops-CNR: Middelværdien af CNR målt i cerebrum, hals, thorax, abdomen og pelvis. ROI: Region of interest.

VGA: Visual grading analysis.

Helkrops-VGA-score: Middelværdien af VGA-score i cerebrum. thorax, abdomen og pelvis.

HD: CT-scanninger udført med quality ref. mAs 100, svarende til højdosis CT-scanninger.

LD: CT-scanninger udført med quality ref. mAs 25, svarende til lavdosis CT-scanninger.

Forsøgsopstilling 1: Helkropsfantomet lejret med armene oppe og uden fedtlag.

Forsøgsopstilling 2: Helkropsfantomet lejret med armene nede og uden fedtlag.

Forsøgsopstilling 3: Helkropsfantomet lejret med armene oppe og med fedtlag.

Forsøgsopstilling 4: Helkropsfantomet lejret med armene nede og med fedtlag.

1.0 Introduktion

Computer tomografi (CT) er en modalitet, som rutinemæssigt anvendes til diagnosticering af maligne sygdomme, sygdomsscreening, sygdomsmonitorering samt planlægning benigne af og strålebehandling (1,2). Ydermere indgår CT også i hybridsystemer, som positron emission tomografi(PET)/CT, som spiller en stor rolle indenfor onkologien (3). Ved denne type undersøgelse bliver der som standard udført helkrops CT-scanninger (3). Helkrops CT-scanninger svarer til CTscanninger fra vertex cranii til proximale femur (4–7). Generelt gælder det dog, at indikationen for den enkelte CT-scanning afgør scanningsområdet (8). Ved CT-scanningerne fremstilles tredimensionelle snitbilleder af anatomien. Snitbillederne dannes på baggrund af røntgenstråler, som et røntgenrør udsender i en 360 graders rotation omkring patienten og opfanges af en detektor. Her opfanges røntgenstrålernes forskellige attenuationer i væv, hvilket udtrykkes i et kvantitativt mål, også kaldt Hounsfield units (HU). HU vil visualiseres som forskellige gråtoner på CT-scanningerne. De forskellige væv kan have forskellige grundstofsammensætninger samt densiteter (4,9). Derfor vil attenuationen og HU afhænge af dette (4,9). Teknologien kan give hurtig og præcis fremstilling af anatomiske, patologiske og funktionelle informationer, hvilket gør teknologiens anvendelsesområde meget alsidig (8). CT-scanninger benyttes derfor i bredt omfang indenfor flere specialer. Brugen af CT-scanninger er på globalt plan derfor et vigtigt værktøj, som medfører forbedringer i den generelle folkesundhed (10). Efterspørgslen på disse scanninger er derfor støt stigende (1). På nationalt plan blev der i 2021 udført 1,2 mio. CT-scanninger, hvor antallet i 2012 var 727,661 (11). Den øgede efterspørgsel har dog også skærpet opmærksomheden vedrørende strålebeskyttelse, da røntgenstråling er højenergisk ioniserende stråling. Selv ved eksponering af små doser ioniserende stråling kan der være en risiko for stråleskader (10,12). Dog kan dosis ved CT-scanninger blive så lav, at dette bliver på bekostning af billedkvaliteten (1). Ved CT-scanninger afhænger billedkvaliteten af den dosis, som patienten eksponeres for (1). Jo højere dosis, jo bedre billedkvalitet (1). Igennem tiden er der derfor udviklet tiltag indenfor dosisreducering og optimering af billedkvalitet, hvilket er integreret i klinisk praksis (1,8). Her spiller dosismodulering en vigtig rolle. Dosismodulering tilpasser scanningsparametrene automatisk til patientens anatomi, hvilket kan reducere dosis uden at have en negativ effekt på billedkvaliteten (1,13).

Organ characteristic er en integreret del af scannerproducenten Siemens' dosismodulering, *CARE Dose 4D* (14). For hver *organ characteristic* er der i systemet lagret en referenceværdi, for den forventede attenuation i området, på baggrund af en referencepatient på 70-80 kg (14). I protokolopsætningen vælges den *organ characteristic*, som er svarende til det scannede område eksempelvis thorax, abdomen eller pelvis. l klinisk praksis vil der være situationer, hvor scanningen strækker sig over større områder som thorax-abdomenscanninger eller helkropsscanninger (4–7). Hertil er der ingen oplagt *organ characteristic*. Dette leder derfor til en initierende undren om, hvilken *organ characteristic* der egner sig bedst til helkrops CT-scanninger, hvis dosis til patienten skal holdes lavest mulig og billedkvaliteten skal være diagnostisk brugbar.

2.0 Problemanalyse

I dette kapitel bliver problematikker samt bagvedliggende teori omhandlende CT beskrevet. Når patienter CT-scannes, bliver de eksponeret for ioniserende stråling. Derfor bliver problematikkerne i forhold til dosis til patienten belyst. Ydermere er der i klinisk praksis et kompromis vedrørende dosis og billedkvalitet, hvilket også bliver belyst i dette kapitel. Til slut i kapitlet bliver nogle dosisbesparende tiltag præsenteret, hvilket leder til en problemafgrænsning og problemformulering.

2.1 Computer tomografi

CT-scanneren, vist på figur 1, er opbygget af forskellige komponenter herunder gantry, en computer og patientlejet (1). Gantry indeholder en roterende del, hvor elektronik, et røntgenrør og en detektor er påsat (1). Disse kan rotere 360 grader om patientlejet (1). Centralt i gantryåbningen er isocenteret, hvor der er samme afstand til røntgenrøret og detektoren (1). For optimal CT-scanning skal det scannede objekt placeres i isocenteret (1). Computeren modtager informationer fra gantry og processerer disse informationer til CT-billeder, som operatøren ser på arbejdsstationen (1).



Figur 1: CT-scanners gantry og patientleje (15).

CT-scanningerne bliver dannet på baggrund af røntgenstråler (1). I røntgenrøret vil der være spændingsforskelle, der resulterer i en elektronvandring (16). Disse elektroner omdannes til fotoner, når de udsendes fra røntgenrøret. Fotoner benævnes også som røntgenstråler (16). Til en CT-scanning opereres der med kilovolt (kV) og miliampere-sekund (mAs) som er henholdsvis røntgenstrålernes gennemtrængelighed og mængden af udsendte røntgenstråler (1,17). En øget mAs medfører, at flere røntgenstråler passerer patienten. Herved vil flere røntgenstråler nå til detektoren, hvilket øger det

billeddannende signal og dermed billedkvaliteten (1,17). Billedkvalitet beskrives i afsnit 2.4 Billedkvalitet i computer tomografi. Dog vil dette også resultere i en øget stråledosis til patienten, da mAs er ligefrem proportional med stråledosis (4).

På figur 2 illustreres røntgenrøret, der udsender røntgenstråler, som opfanges af en detektor. Da der er kendskab til intensiteten, som er udsendt fra røntgenrøret, kan systemet beregne attenuationen gennem vævet, som røntgenstrålerne har passeret (1,9).



Figur 2: Røntgenrør og detektor visualiseret i gantry (18).

I detektoren konverteres røntgenstrålerne til et analogt signal i form af synligt lys (8). Fra detektoren konverteres det analoge signal til et digitalt signal, som udgør rådata, der er bestående af binære talværdier. Rådata gør det muligt for computeren at behandle informationerne fra røntgenstrålerne og herved danne CT-billeder i gråtoner (8). Når CT-billederne visualiseres i gråtoner, er signalet igen blevet analogt (8). Efter konverteringen til et analogt signal kan CT-scanningerne rekonstrueres ved brug af forskellige matematiske algoritmer (19). De rekonstruerede CT-scanninger består af en matrix, som er inddelt i pixels. Pixels er billedelementer i 2D, som kan visualiseres i forskellige gråtoner (19). Gråtonerne inddeles i en HU-skala, hvor hver værdi på skalaen omtales som en HU (19). Jo større attenuation i væv, jo mere hyperdenst visualiseres pixelen. Densiteten af de enkelte væv er proportionel med attenuationen af røntgenstrålingen (19).

CT-systemets evne til at fremstille små strukturer kaldes spatial opløsning (8). Når CT-scanningerne rekonstrueres, anvendes en brugerdefineret matrixstørrelse. Typisk for CT er denne matrixstørrelse på 512x512 pixels (8). Hver pixel vil derfor repræsentere et kvadratisk areal i det scannede objekt

(1). Efter CT-scanningen rekonstrueres scanningerne over et brugerdefineret område kaldet field of view (FOV) (1,8). Ved stort FOV vil matrix dække et sort område, hvilket vil resultere i større pixels (1), som vist på figur 3. Derfor skal hver pixel repræsentere et større areal i det scannede objekt. Gråtonen som den enkelte pixel antager, vil derfor være en gennemsnitsværdi af HU i dette areal. Dette forringer den spatiale opløsning (1,8). Ved et mindre FOV vil matrix dække et mindre område, hvilket resulterer i mindre pixels (1), som vist på figur 3. Her vil hver pixel repræsentere et mindre areal i det scannede objekt, hvorfor den spatiale opløsning og CT-systemets evne til at definere små strukturer forbedres (1,8).



Figur 3: Til højre dækker hver pixel over et stort område, hvilket resulterer i lav spatial opløsning. Til venstre dækker hver pixel over et mindre område, hvilket resulterer i høj spatial opløsning (1).

Når der udføres CT-scanninger i klinisk praksis, spiller især to faktorer en særlig rolle (1). Faktorerne består af lavest mulig dosis til patienten og en diagnostisk brugbar billedkvalitet (1). Dette er et kompromis, som altid skal opvejes, da en lav dosis til patienten kan resultere i en lav billedkvalitet, som ikke er diagnostisk brugbar (1,20). Ligeledes giver høj dosis til patienten en god billedkvalitet, men dette øger risikoen for stråleskader (1,20).

2.2 Stråledosis ved computer tomografi-scanninger

Røntgenstråling fra CT-scannere er ioniserende stråling (20). Ioniserende stråling er højenergisk stråling, som har evnen til at løsrive elektroner og bryde kemiske forbindelser (20). Derfor kan ioniserende stråling medføre skader på DNA og i de tilfælde hvor kroppen ikke selv kan reparere skaderne, kan der opstå deterministiske- eller stokastiske stråleskader (20). Skaderne kan også forårsage celledød (21). Deterministiske skader opstår, når der er høj eksponering af stråledosis indenfor en kort tidsramme og hertil er der en tærskelværdi (20). Tærskelværdierne er defineret ved høje stråledoser, hvilket kan resultere i celledød eller degenerative vævsskader, hvilket betyder, at deterministiske skader kan undgås ved lave stråledoser (8,20). Jo højere dosis er, i forhold til tærskelværdien, jo større bliver skaden (21). Tærskelværdierne afhænger af hvor strålefølsomt det organ, som bliver bestrålet, er. Organers strålefølsomhed fremgår af International Commission of

Radiological Protection (ICRP) vævsvægtningsfaktorer (21). I ICRPs publikation 103 fra 2007 fremgår det, at organer som ovarier og testes er mest strålefølsomme og organer som hud og knogler er mindst strålefølsomme (21). Deterministiske skader kan eksempelvis være forbrændinger i huden, grå stær eller gastrointestinale skader, som kan føre til kvalme eller opkast (8,20). Deterministiske skader betegnes også som akutte stråleskader, da virkningen indtræder kort tid efter eksponeringen (20). Ved stokastiske skader er der ingen tærskelværdi, men risikoen for at udvikle disse skader stiger i takt med øget eksponering af ioniserende stråling (8). Da der ikke er en tærskelværdi, vil selv små doser af røntgenstråling føre til en øget risiko for udvikling af stokastiske skader (8,20). Disse skader medfører forandringer i DNA-et, hvor der er risiko for udvikling af cancer eller genetiske skader i kommende generationer, hvis skaden opstår på reproduktive celler (20,21). Stokastiske skader kaldes også senskader, da de kan opstå flere år efter eksponering af ioniserende stråling (8), hvorfor risikoen for udvikling af stokastiske skader er større for børn end for ældre (22). I et retrospektivt kohortestudie af Pearce et. al (2012) blev risikoen for udvikling af leukæmi og hjernetumorer undersøgt ved børn og unge, som var blevet CT-scannet (23). Fundene var, at en kumulativ dosis på 50 milligray (mGy) ville tredoble risikoen for udvikling af leukæmi og kumulativ dosis på 60 mGy vil tredoble risikoen for udvikling af hjernetumorer, sammenlignet med andre børn og unge som fik lavere doser (23). Risikoen som patienter udsættes for, skal altid opvejes i forhold til den gavnlige effekt af undersøgelsen (13,21), hvilket også fremgår af Strålebeskyttelsesloven §4 og §5 (24).

Derudover bør der i tilfælde hvor patienter bliver eksponeret for ioniserende stråling altid arbejdes under princippet *as low as reasonably achievable* (ALARA) (10,21). Dette indebærer, at dosis holdes lavest mulig med samtidig opretholdelse af de diagnostiske krav til billedkvaliteten (1). Hvis dosis bliver for lav, kan dette have indflydelse på billedkvaliteten i sådan en grad, at det påvirker den diagnostiske brugbarhed. I værste fald kan dette resultere i, at en omscanning bliver nødvendig og på den måde øges dosis unødigt til patienten (1,8).

2.2.1 Kvantitative mål til bestemmelse af stråledosis

I klinisk praksis anvendes forskellige dosismål til at beskrive omfanget af stråledosis, herunder Computer tomography dose index (CTDI) og effektiv dosis (4).

2.2.1.1 Computer tomography dose index

CTDI er et estimat, som beskriver dosis i et CT-snit og måleenheden for dette er mGy (4,25). Estimatet er fremstillet på baggrund af fantomscanninger (1). CTDI er et brugbart mål, hvis dosis ved forskellige protokolopsætninger, eksempelvis kV eller mAs, skal sammenlignes (1). Da CTDI kun beskriver dosis i ét CT-snit, kan det være vanskeligt at beskrive den reelle dosis, patienten er blevet eksponeret for (1). Sundhedsstyrelsen, Strålebeskyttelse (SIS) publicerede i 2022 indsamlede patientdoser for 90% af de scannere, der var i brug i Danmark, i perioden 2016-2017 (26). Disse danner grundlag for nationale grænsedoser, som svarer til doser, CT-scanninger bør ligge under (26). På baggrund af disse referencedoser var CTDI for CT-scanninger af thorax 11 mGy, abdomen 11 mGy og thorax-abdomen 12 mGy (26).

2.2.1.2 Effektiv dosis

Effektiv dosis er et udtryk for risikoen for biologisk skadevirkning som følge af stråledosis (25). Her tages der udgangspunkt i, hvor strålefølsomme de enkelte organer i strålefeltet er med udgangspunkt i vævsvægtningsfaktorerne fra ICRP (21,25). Derudover tages der udgangspunkt i typen af stråling, som patienten bliver eksponeret for (8). Effektiv dosis kan derfor benyttes til at vurdere risikoen for stokastiske skader (4). Effektiv dosis kan benyttes som vejledende, da dette dosismål fremkommer med udgangspunkt i estimater, idet det ikke er muligt at foretage fysiske dosismål på de enkelte organer (25). Effektiv dosis er et produkt af CTDI, længden af det scannede område og en konverteringsfaktor på baggrund af vævsvægtningsfaktorerne (1). Måleenheden for effektiv dosis er Sievert (Sv) (21). Tages den effektive dosis i betragtning ved nogle gængse CT-scanninger, oplyste SIS i 2022 at en scanning af thorax gav 10,9 mSv, en scanning af abdomen gav 8,2 mSv og en scanning af thorax-abdomen gav 13,8 mSv (26). Herved ses det, at scanningen af thorax-abdomen giver højest stråledosis (26). Ifølge ICRP estimeres det, at risikoen for stokastiske skader stiger med 7,3% pr. Sv, som patienten eksponeres for (21). Indikationen for gennemførelse af CT-scanningen er derfor altid en vigtig faktor, når patienten skal eksponeres for ioniserende stråling. Dog kan formålet med CT-scanningen ofte opveje denne risiko (10).

I praksis er der debat omkring anvendelsen af CTDI og effektiv dosis, da målene er opstillet på baggrund af estimater, hvilket begrænser den generelle anvendelighed til patienter (1). Anvendeligheden begrænses, da operatøren ikke har mulighed for at handle præventivt og dosisbesparende forud for CT-scanninger. Derfor er det først muligt at opnå viden om den reelle dosis til patienten efter endt undersøgelse (1).

2.3 Computer tomografi-scanninger af fantomer

I klinisk praksis anvendes fantomscanninger forud for implementering af nye og optimerede scanningsprotokoller og scanningsprocedurer (4). I radiologien er fantomer kendetegnende som testobjekter og kan simulere patienter (22,27). Ved fantomscanninger kan stråledosis til patienter derfor estimeres (8,28), da flere fantomer ligner menneskekroppe (9). Fantomerne kan være forskellige alt efter klinisk formål. Helkropsfantomer, som vist på figur 4, er baseret på skeletter og væv af forskellige vævsækvivalente materialer, som skal afspejle menneskekroppe svarende til typiske patientstørrelser og tilsvarende anatomi (28–30). Ligeledes afspejler det dermed attenuationen samt HU (14). Dette gør det derfor muligt at estimere dosismål som CTDI og effektiv dosis (9,28) samt vurdere billedkvaliteten tilsvarende til patientscanninger (9).



Figur 4: Helkropsfantom CT Whole Body Phantom "PBU-60" (31).

Undersøges der forskelle i scanningsparametre og scanningsprotokoller vil der typisk afrapporteres procentvise dosisvariationer i enten CTDI eller effektiv dosis på baggrund af disse fantomstudier (14,22,28–30). En ulempe ved helkropsfantomer er, at de ikke er repræsentative for den naturlige variation, som ses i menneskekroppe. Anatomien vil altid variere i forhold til patientstørrelser, organstørrelser og vævsdensitet (14). Eksempelvis vil knogledensiteten være lavere ved ældre patienter sammenlignet med yngre (32). Fordelen ved fantomscanninger er, at de muliggør etisk forsvarlig eksperimentering forud for implementering af nye og optimerede scanningsprotokoller og scanningsprocedure (4). På den måde udsættes patienter ikke for unødig stråledosis, hvilket er i overensstemmelse med ALARA-princippet (10,21).

2.4 Billedkvalitet i computer tomografi

Når en CT-scanning foretages i klinisk praksis, er det vigtigt at operatøren er opmærksom på, at billedkvaliteten er diagnostisk brugbar (12). Dog er de optimale parameterindstillinger til en god billedkvalitet brugerdefinerede og kan variere fra sygehus til sygehus samt mellem forskellige CT-scannere (1,12). Ofte er der ikke retningslinjer for, hvilke parameterindstillinger der er bedst til at opnå en god billedkvalitet (1). De manglende retningslinjer kan gøre det vanskeligt for operatøren at vide, hvad kravene til en god billedkvalitet er (1). Derfor er det ofte en subjektiv vurdering, om billedkvaliteten er diagnostisk brugbar (9). Derudover vil en god billedkvalitet i klinisk praksis også afhænge af den kliniske problemstilling (1). Jo mere dosis patienten eksponeres for, jo bedre vil billedkvaliteten være (1). Dermed kan risikoen for en unødig patientdosis stige (9). Derfor er kompromiset mellem dosis til patienten og en diagnostisk brugbar billedkvalitet, som tidligere beskrevet, en stor problemstilling i klinisk praksis (1,25). I praksis anvendes støj, kontrast og artefakter til at evaluere billedkvaliteten i CT (1).

2.4.1 Støj

Støj repræsenterer afvigelser i pixels, som ikke kan tilbageføres til attenuationsprofilen, i det scannede objekt (1). Ideelt set vil pixels repræsentere attenuationen gennem de forskellige væv. Dog vil støj altid påvirke dette (1). Ved at øge intensiteten af røntgenstrålerne, og dermed dosis, minimeres støjen på CT-scanningen (30). Når dosis derved øges og støjen minimeres, forbedres billedkvaliteten (12). Det antages at støjen, på CT-scanninger, vil være normalfordelt (8). Derfor kan støj måles på CT-scanninger ved måling af standardafvigelsen (SD) og vil derfor være et udtryk for SD af attenuationen (8). Ved måling af støj giver det udelukkende mening at måle SD i homogene områder (1). Homogene områder vil have en lav variation af HU. Måles der på inhomogene områder, vil SD være et udtryk for attenuationsforskellene mellem forskellige væv og dermed ikke støjen (1). På CT-scanningerne kan den gennemsnitlige HU-værdi, for udvalgte pixels, beregnes ved at indsætte et region of interest (ROI) på et relevant anatomisk område. For disse pixels kan en SD udledes. Jo lavere SD jo mindre støj på CT-scanningen (1). Et eksempel på CT-scanninger med lavt og højt støjniveau ses på figur 5.



Figur 5: Til venstre ses en støjfyldt CT-scanning. Til højre ses en CT-scanning med mindre støj og bedre billedkvalitet.

2.4.2 Kontrast

Kontrastforholdet på CT-scanninger kan beskrive systemets evne til at differentiere væv (1). Her differentieres mellem forskellige HU, hvor der ved forskellige anatomiske områder vil være forskellige behov for visualisering af kontrasten på scanningen (1). Den indbyrdes forskel i kontrasten mellem to væv kan beregnes ved (1):

$$Kontrast = HU_1 - HU_2$$

I klinisk praksis differentieres mellem høj kontrast og god lavkonstrastopløselighed (1). Ved høj kontrast vil der være store indbyrdes forskelle i vævenes HU og dermed store attenuationsforskelle (8). Her vil afgrænsningen af vævene synes skarpe (33). Et eksempel herpå er CT-scanninger af thorax (1), som vist på figur 6.



Figur 6: CT-scanning hvor anatomien har store indbyrdes forskelle i HU og en høj kontrast.

God lavkonstrastopløselighed kendetegnes ved differentiering af væv med lav indbyrdes forskelle i HU (8). Ved CT-scanning af bløddele vil der være behov for en god lavkontrastopløselighed. Støj vil have stor indflydelse på lavkontrastopløseligheden, da afvigelserne i HU kan skyldes støj i stedet for attenuationsforskelle. Jo mindre støj på CT-scanningen jo bedre lavkontrastopløselighed vil der være. Derfor vil lavkontrastopløseligheden være en afgørende parameter i en diagnostisk brugbar billedkvalitet (1).

2.4.3 Artefakter

Artefakter på CT-scanninger er forstyrrelser, som ikke er relateret til objektet som scannes (8). Artefakter er derfor en diskrepans mellem de rekonstruerede HU og de sande attenuationskoefficienter i objektet (8). Dette opstår på baggrund af ukorrekte beregninger af informationer fra detektoren (8). Artefakter kan blandt andet skyldes CT-scanneres teknologiske udstyr, valg af forkert scanningsprotokol, rekonstruktionsprocessen men også være betinget af patienterne der scannes (8). Her kan der være opstået fejlberegninger i billeddannelsen, være anvendt for lav dosis, være højabsorberende materialer i patienten samt være patientbevægelse (1). Artefakter visualiseres blandt andet som ring-, streg- og stjernelignende artefakter, sammenblanding af gråtoner og vævsforskydninger (1). Et eksempel på et stjernelignende artefakt ses på figur 7.



Figur 7: Patient med metal i tænderne, hvilket resulterer i et stjernelignende artefakt på CT-scanningen (34).

Nogle artefakter er mulige at minimere eller eliminere og andre må accepteres på CT-scanningerne (1). Artefakter kan derfor forringe billedkvaliteten og nedsætte detaljegraderne (1). Billedkvaliteten kan påvirkes i sådan en grad, at det ikke er muligt at opstille en eventuel diagnose. Det er derfor vigtigt at operatøren kender de forskellige karakteristika for artefakter, samt kan vælge den optimale scanningsprotokol (8).

2.4.4 Signal-støj-forhold

I klinisk praksis anvendes signal-støj-forholdet (SNR) som et billedkvalitetsmål til at evaluere billedkvaliteten (1). SNR er forholdet mellem signal og støj, hvilket har indflydelse på billedkvaliteten (1). På CT-scanningerne sættes ROI i relevant homogent væv, hvor en middelværdi og SD af HU angives. Beregningen af SNR vil være (1):

$$SNR = \frac{HU_{middelværdi}}{HU_{SD}}$$

I klinisk praksis er et højt SNR at foretrække, da signalet vil være højt og støjen lav (1). En diagnostisk brugbar billedkvalitet er defineret ved SNR på minimum 5 ved Rose Criterion, hvor signalet vil være fem gange højere end støjen (1,35). SNR på minimum fem tillader visuelt at detektere små strukturer (35). For at opnå denne billedkvalitet kan det derfor være nødvendigt at øge mAs og dermed dosis til patienten, hvilket øger SNR (1,12,25). Ligeledes vil nedsættelse af dosis øge støjen på CT-scanningerne og der vil være et lavt SNR, hvilket vil nedsætte billedkvaliteten (12). Patientens lejring samt størrelse kan ligeledes have indflydelse på SNR (4,36). Når patienten eksempelvis er lejret med armene nede langs siden fremfor oppe over hovedet, vil der være øget støj i området omkring abdomen, da der vil være højere attenuation (36). Herved vil færre røntgenstråler detekteres, hvilket resulterer i et lavt SNR. Ved adipøse patienter ses samme problematik, da attenuationen generelt er højere, hvilket ligeledes resulterer i lavt SNR (4).

2.4.5 Kontrast-støj-forhold

I klinisk praksis anvendes kontrast-støj-forholdet (CNR) som et billedkvalitetsmål til at evaluere billedkvaliteten (1). CNR er forholdet i kontrasten mellem to forskellige væv og SD (1). Til beregning af CNR anvendes to ROIs, hvor den ene sættes i det anatomiske væv, der har interesse, og det andet sættes som reference i homogent væv.

Beregningen af CNR vil være (37):

 $CNR = \frac{HU_{middelv @ rdi(interessev @ v)} - HU_{middelv @ rdi(referencev @ v)}}{HU_{SD(interessev @ v)}}$

I klinisk praksis ønskes et højt CNR, da dette vil repræsentere en god billedkvalitet (37). For at visuelt kunne differentiere mellem to væv, med lav indbyrdes forskelle i HU, ønskes et CNR på 3-5 ved Rose Criterion og gerne derover (38). Dog kan det være forskelligt, hvor højt CNR kan være, da det måles i forskellige anatomiske områder, alt efter klinisk relevans (1). Ved måling af CNR kan patientens størrelse have indflydelse (1). Større patienter har et større lag af indre fedt, hvilket øger CNR uden at skulle øge dosis til patienten (25). Indre fedt øger naturligt den indbyrdes forskel i HU og dermed vævsdifferentieringen. Derfor kan der tillades mere støj på CT-scanningen ved større patienter, uden at gå på kompromis med billedkvaliteten og dermed CNR (25).

I litteraturen måles SNR og CNR på fantomscanninger, når billedkvaliteten skal evalueres ud fra forskellige scanningsparametre (28,29). Ligeledes anvendes der i flere studier hypotesetests til at teste, om der er signifikante forskelle i billedkvaliteten ved forskellige CT-scanninger (28,29). Som tidligere beskrevet er billedkvaliteten brugerdefineret, hvorfor det subjektivt kan variere, om billedkvaliteten synes god (39). Derfor kan det overvejes at anvende billedkvalitetsmålene, som vejledende, i kombination med en subjektiv evaluering af billedkvaliteten (39).

2.4.6 Subjektiv evaluering af billedkvalitet

I flere studier fremgår det, at kombinationen af objektiv og subjektiv evaluering bør danne grundlag for evalueringer af billedmateriale (40,41). Ydermere fremgår det, at subjektiv evaluering afspejler klinisk praksis bedst, hvorfor dette er en reliabel metode (40–42). Her findes der forskellige validerede værktøjer til en systematisk subjektiv evaluering af billedkvaliteten, eksempelvis Visual grading analysis (VGA) (39). Metoden anvendes når en række scanninger eller billedmateriale skal evalueres (39). I studier, hvor VGA benyttes, er der ofte fokus på anatomiske strukturer, da disse ofte har en ensartet fremstilling på tværs af patienter. Modsat har patologiske strukturer en større variation i udseende og form (43,44). Dog vil fremstillingen af anatomiske strukturer være stærkt korreleret med muligheden for at karakterisere patologiske strukturer, hvorfor metoden kan belyse begge aspekter (39). Risikoen for bias minimeres, når CT-scanningerne evalueres med udgangspunkt i diagnostisk relevante anatomiske strukturer, hvilket øger validiteten i studiet (45). En udfordring ved subjektive evalueringer af billedkvalitet, herunder VGA, er variabiliteten mellem forskellige observatørers perception. Ved at øge antallet af observatører kan validiteten af projektet øges og i litteraturen anbefales det, at der er minimum tre observatører til evalueringer ved VGA (39,40).

Som beskrevet vil billedkvaliteten afhænge af CT-scanningens formål, samt hvem der skal evaluere CT-scanningerne (1,12). I diagnostisk regi kan billedkvaliteten være afgørende for, at kunne stille den rette diagnose (1). Billedkvaliteten i CT vil derimod ikke være lige så afgørende i PET/CT, da CT her anvendes til attenuationskorrektion og anatomisk information (3). Her tillades mere støj og det er derfor muligt at nedsætte røntgendosis til patienterne i forbindelse med denne type undersøgelse (46). I nyere CT-systemer styres både dosis og en brugerdefineret billedkvalitet af dosismodulering (4,12).

2.5 Dosismodulering

Indenfor CT er der igennem tiden opstillet tiltag indenfor dosisreducering samt billedkvalitetsoptimering (4,12). Til dette anvendes dosismodulering, som i dag er udviklet af alle scannerproducenter (13). Dosismodulering er en automatisk kontrol af mAs og tilpasser dosis i forhold til en brugerdefineret billedkvalitet (4). Dosismodulering tillader, at dosis kan nedsættes i bestemte anatomiske områder, hvorfor denne metode tillader dosisbesparelse til patienterne (4,25). I et studie af McCollough (2008) fremgik det, at brugen af dosismodulering nedsatte dosis ved CTscanninger med 50% (25). Attenuationen i forskellige anatomiske områder, i en patient, vil variere grundet forskellige vævsdensiteter (13). Derfor vil mAs i dosismoduleringen nedsættes ved anatomiske områder som hoved, hals og ekstremiteter. Modsat vil mAs i dosismoduleringen øges ved anatomiske områder som skulder og pelvis, da knoglevæv vil have en høj attenuation (4). Patienters diameter vil oftest være større i det laterale plan sammenlignet med anterior-posterior plan, hvorfor mAs typisk øges i det laterale plan (4). Patienters lejring vil ligeledes have indflydelse på dosismoduleringen. Eksempelvis vil patienter lejret med armene nede langs siden eksponeres for højere dosis i abdomenområdet grundet større overlap af væv. Modsat vil en patientlejring med armene over hovedet øge dosis omkring hoved og hals (4).

Inden CT-systemerne blev udstyret med dosismodulering, blev CT-scanningerne udført med en konstant mAs. Dette betød, at dosis blev defineret ud fra anatomien med højst attenuation, hvilket gav en for høj dosis i anatomi, der attenuerede mindre (1,4,22). I et studie af Söderberg og Gunnarsson (2010) viste resultaterne, at dosis blev halveret ved brug af dosismodulering sammenlignet med en konstant mAs med udgangspunkt i fantomscanninger (29). Ydermere blev det i et studie af Marcus et al. (2016) belyst, at disse dosisbesparende tiltag reducerede dosis ved helkrops CT-scanninger, hvilket var vigtigt for patienter som gennemgik regelmæssige CT-scanningskontroller (12).

Der er forskellige principper indenfor dosismodulering herunder longitudinal modulation og angulær modulation (1,4). Ved den longitudinale modulation vil CT-systemet beregne, hvordan dosis skal tilpasses patienten i det longitudinale plan på baggrund af attenuationen i denne retning (4). Her vil dosismoduleringen ske på baggrund af et topogram, som er et oversigtsbillede, hvor patientens størrelse, form og attenuationsprofil estimeres (4). mAs-profilen dannes på baggrund af attenuationsprofilen. Ved et topogram vil patientlejet bevæges igennem gantry og her vil der ikke være rotation af røntgenrør og detektor, hvilket resulterer i et 2D-billede (1). Ved den angulære modulation vil dosis variere med udgangspunkt i røntgenrørets vinkel i forhold til patienten. Her sikres en homogen billedkvalitet, da der tages højde for attenuationsforskellene, der er i patientens laterale plan sammenlignet med anterior-posterior (1). Den angulære modulation kan ske på to måder. Der kan laves et anterior-posterior samt et lateralt topogram, hvor begge projektioner danner grundlag for mAs-profilen til scanningen (1). Den angulære modulation kan også laves simultant med selve CT-scanningen. Her vil attenuationen i de foregående 180 grader danne grundlag for eksponeringen i de kommende 180 grader, hvorfor mAs vil variere flere gange under en rotation af røntgenrøret (1). I studiet af Söderberg og Gunnarsson (2010) blev det belyst, at der var en reduktion af dosis til organer som gonaderne, medulla spinalis, pulmones og oesophagus på 11% ved brug af angulær modulation (29). Ved nye CT-systemer er der mulighed for at kombinere den longitudinale samt angulære modulation (1,25). I flere studier blev der rapporteret reduktion af dosis på 10% til 53% ved brug af longitudinal samt angulær modulation sammenlignet med en konstant mAs (25,47-51). Dog kan der være store forskelle i de forskellige producenters software og hardware, hvorfor dosismodulering også kan fungere forskelligt (25,30). Derfor bør den enkelte operatør have kendskab til teknologien, så der opnås dosisreduktion, når dette er muligt, uden at det bliver på bekostning af billedkvaliteten (25).

2.5.1 Siemens' dosismodulering

Siemens' system til dosismodulering kaldes *CARE Dose 4D* (1), hvis formål er at optimere CNR og reducere dosis til patienterne (22). Ved *CARE Dose 4D* tilpasses mAs patientens størrelse og anatomi i en longitudinal og angulær retning ud fra et topogram (30). Dette sker med udgangspunkt i, at der skal opretholdes en diagnostisk brugbar billedkvalitet igennem hele scanningen. *CARE Dose 4D* tager udgangspunkt i en referencepatient på 70-80 kg (12,52). Ved patienter mindre end referencestørrelsen vil mAs nedsættes og mindre støj kan tillades for at opretholde en diagnostisk brugbar billedkvalitet (52). Ved patienter større end referencestørrelsen vil mAs øges (52). Dog vil systemet tillade et højere

støjniveau sammenlignet med patienter mindre end referencestørrelsen (52). Højere støjniveau tillades, da større patienters indre fedtlag naturligt øger CNR på CT-scanningen (14,29). I *CARE Dose* 4D vil mAs-profilen afhænge af tre parametre herunder, *quality ref. mAs*, dosismoduleringsstyrken og *organ characteristic* (52).

I *CARE Dose 4D* benyttes *quality ref. mAs*, som er en reference mAs. *Quality ref. mAs* er et udtryk for stråledosis, som sikrer en brugerdefineret billedkvalitet ved en referencepatient (1,14,22). Hertil gælder det, at der vælges en mAs-værdi, som forventes at give den brugerdefinerede billedkvalitet. På baggrund af topogrammet og *quality ref. mAs* estimeres mAs-profilen forud for CT-scanningen (14,22), vist på figur 8.



Figur 8: Den grønne kurve repræsenterer mAs-profilen, som er estimeret på baggrund af topogrammet og *quality ref. mAs*.

Dosismoduleringsstyrken tilpasser mAs til patientens størrelse (52). Styrken indstilles i konfigurationen til hver *organ characteristic* samt patientstørrelser svarende til child, adult slim og adult obese (52). Dosismoduleringsstyrken er inddelt i fem kategorier: very weak, weak, average, strong og very strong (52). Som standard er den fabriksindstillede moduleringsstyrke indstillet til average (22,29). Kategorien average vil gennemsnitligt nedsætte dosis til en patientstørrelse mindre end referencen og gennemsnitligt øge dosis til en patientstørrelse større end referencen (29). Vælges kategorien strong vil dosis øges markant, når patientstørrelsen er større end referencen (52). Ligeledes vil dosis nedsættes markant, hvis patientstørrelsen er mindre end referencen (52).

Organ characteristic er et udtryk for forskellige referencetykkelser, som repræsenterer forskellige anatomiske områder (52), som vist på tabel 1. Referencetykkelsen er et udtryk for den forventede attenuation i et anatomisk område og ikke et udtryk for et fysisk mål (14,52). Denne referencetykkelse

er opstillet på baggrund af en patientdatabase (14,52). I scanningsprotokolopsætningen vælges den *organ characteristic*, som er svarende til det scannede anatomiske område eksempelvis thorax, abdomen eller pelvis. Softwaren vil modulere CT-scanningen på baggrund af den valgte *organ characteristic* og tilhørende referencetykkelse (52). Vælges eksempelvis en CT-scanningsprotokol med abdomen som *organ characteristic*, vil hele det scannede område dosismoduleres longitudinalt og angulært med udgangspunkt i en referencetykkelse på 33.9 cm (52).

Organ characteristic	Reference thickness
Head, Angio Head	19.2 cm
Neck	22.6 cm
Shoulder	34.8 cm
Thorax, Respiratory	31.4 cm
Cardio	29.4 cm
Abdomen, AngioBody, BodyPerfusion, Runoff	33.9 cm
Pelvis, Osteo	35.8 cm
Spine	32.8 cm

Tabel 1: Forskellige organ characteristic med tilhørende referencetykkelser (52).

Udfordringen ved *organ characteristic* er, at der ikke findes en opsætning til helkrops CT-scanninger. Derfor vil hele kroppen antages at have en referencetykkelse svarende til den valgte *organ characteristic*. Derfor er det uvist, hvilken *organ characteristic* der til helkrops CT-scanninger resulterer i den laveste dosis og bedste billedkvalitet. På nationalt plan udgør Siemens-scannere 35% af CT-scannerne og 59% af PET/CT-scannerne, som er installeret på sygehusene (53). Grundet den nationale udbredelse, havde det klinisk relevans at undersøge, hvilken *organ characteristic* der var bedst egnet til helkrop CT-scanninger.

3.0 Problemafgrænsning

I klinisk praksis anvendes helkrops CT-scanninger i diagnostisk regi samt i forbindelse med PET/CT (54). I henhold til ALARA-princippet ønskes dosis til CT-scanninger at holdes lavest mulig (10,21). Dosismodulering anvendes, for at opnå bedst mulig kompromis mellem dosis og billedkvalitet (4). Herved kan der opnås en brugerdefineret billedkvalitet uden at eksponere patienten for unødig stråledosis (4). Kravene til billedkvaliteten er brugerdefinerede på baggrund af indikationen for CT-scanningen, hvorfor stråledosis derfor vil variere (3,8,54). Modulering af dosis vil variere ved forskellige anatomiske områder, densiteter, patientlejringer og patientstørrelser (4,12).

Organ characteristic er en integreret del af Siemens' dosismodulering, *CARE Dose 4D*, hvor der endnu ikke er udviklet en *organ characteristic* svarende til helkrops CT-scanninger (14,52). Derfor har det klinisk relevans at evaluere dosis og billedkvalitet ved forskellige *organ characteristic* ved helkrops CT-scanninger, da Siemens CT- og PET/CT-scannere er udbredte på nationalt plan. Derfor leder disse overvejelser til følgende problemformulering:

3.1 Problemformulering

Formålet med dette projekt er at evaluere, hvilken *organ characteristic* der bør anvendes til helkrops CT-scanninger for at opnå det bedste kompromis mellem dosis og billedkvalitet.

3.1.1 Delmål

Der blev opstillet følgende delmål til at besvare problemformuleringen:

- Udvikling af en forsøgsprotokol til helkrops CT-scanninger af helkropsfantomer ved forskellige kliniske scenarier.
- Udvikling af scanningsprotokoller med forskellige organ characteristic.
- Udførsel af CT-scanninger på helkropsfantomer med forskellige scanningsprotokoller.
- Evaluering af dosis til helkrops CT-scanningerne.
- Evaluering af billedkvaliteten på helkrops CT-scanningerne på baggrund af objektive og subjektive mål.
- Evaluering af konkordans mellem objektive og subjektive billedkvalitetsmål.
- Evaluering af forholdet mellem dosis og billedkvalitet ved helkrops CT-scanningerne.

4.0 Metode

I dette kapitel bliver den metodiske tilgang i forbindelse med projektet beskrevet. Indledningsvis blev der lavet en litteratursøgning, som gav teoretisk viden til arbejdet med problemanalysen samt inspiration til relevante problemstillinger i forbindelse med helkrops CT-scanninger. Derudover er kapitlet inddelt i en forsøgsprotokol, evaluering af dosis, objektiv og subjektiv evaluering af billedkvalitet, konkordansen mellem objektive og subjektive evalueringer af billedkvalitet, statistiske analyser samt forholdet mellem dosis og billedkvalitet. Disse dannede grundlag for besvarelse af projektets formål samt delmål.

4.1 Litteratursøgning

Litteratursøgningen, i dette projekt, skulle afdække relevant viden, som dannede grundlag for projektets problemfelt. Derudover gav litteratursøgningen inspiration til udvikling af forsøgsprotokollen, scanningsprotokollen og evaluering af data i forbindelse med projektet.

4.1.1 Initierende litteratursøgning

I forbindelse med dette projekt blev der indledningsvist lavet en initierende ustruktureret litteratursøgning. Søgningen havde til formål at danne en grundlæggende forståelse for CT herunder teknikken, dosis til patienten, billedkvalitet samt dosismodulering ved helkrops CT-scanninger. Den initierende litteratursøgning blev lavet på Google (55), på Siemens Healthineers hjemmeside (53), i Siemens' CT-scannermanualer (52) samt i relevant faglitteratur (1,3,8,9).

4.1.2 Struktureret litteratursøgning

Den strukturerede litteratursøgning blev opstillet på baggrund af relevante fund i den initierende litteratursøgning, hvor forskellige emneord blev opstillet til at afdække problemfeltet. Emneordene dannede baggrund for en bloksøgning. CT udgjorde den første blok, billedkvalitet udgjorde den anden blok, dosismodulering udgjorde den tredje blok og helkrop CT-scanninger udgjorde den fjerde blok. Bloksøgningen ses i tabel 2.

СТ	Billedkvalitet	Dosismodulering	Helkrops CT-scanninger
-CT scanner -CT -Computer tomography -CT scan*	-Image quality noise -Contrast to noise ratio -CNR -Signal to noise ratio -SNR -Contrast	-Dose modulation -Automatic exposure control -CARE dose 4D -Real-time modulation -Tube current modulation	-Whole body imaging -Whole body ct -Whole body -Whole body scan*

Tabel 2: Bloksøgningen.

Den strukturerede litteratursøgning blev udført i databaserne Embase og PubMed (56,57). Embase er en europæisk database, som er udviklet af Elsevier (56). PubMed er en amerikansk database, som er udviklet af U.S. National Library of Medicine (57). Begge databaser publicerer artikler, som bredt afdækker det sundhedsteknologiske og sundhedsvidenskabelige perspektiv, hvorfor disse blev fundet relevante i forbindelse med dette projekt (56,57). Bloksøgningen blev tilpasset den enkelte database, så unikke synonymer i thesaurus kunne inkluderes. Var synonymerne ikke oprettet i thesaurus, blev de søgt i fritekst (58). Trunkering (*) blev anvendt, så forskellige endelser kunne inkluderes i litteratursøgningen, eksempelvis CT scan*. Ydermere blev der anvendt frasering (""), eksempelvis "computer tomography", så de enkelte termer ikke blev fremsøgt individuelt. For at sammensætte synonymerne i de enkelte blokke blev den boolske operator "OR" anvendt. De forskellige blokke blev derefter sammensat med den boolske operator "AND" (58). I Bilag 1: Litteratursøgning findes den strukturerede litteratursøgning.

4.1.3 Kædesøgning

For at udvide litteratursøgningen blev der benyttet kædesøgning i forbindelse med relevante artikler (59). Kædesøgningen blev lavet både i forbindelse med den initierende litteratursøgning samt den strukturerede litteratursøgning for at inkludere relevant litteratur.

4.1.4 Udvælgelse af artikler

I udvælgelsen af artikler blev alle titler i litteratursøgningen screenet. Relevante titler blev efterfølgende screenet på abstracts. På baggrund af relevante abstracts, blev hele artikler læst,

hvorefter de blev inkluderet eller ekskluderet til at afdække projektets problemfelt. Den strukturerede litteratursøgning blev opstillet den 9. februar 2023, hvor søgningen gav 17 resultater i Embase og 21 resultater i PubMed, hvoraf 10 af titlerne var dubletter. I alt blev 28 titler screenet, hvoraf seks blev ekskluderet i Embase og ni blev ekskluderet i PubMed. I alt blev 13 abstracts udvalgt i databaserne på baggrund af titlerne. På baggrund af abstracts blev syv artikler udvalgt til gennemlæsning og blev efterfølgende inkluderet til at afdække projektets problemfelt. Et overblik over udvælgelse af artikler ses i figur 9.



Figur 9: Overblik over den strukturerede litteratursøgning, hvor syv artikler blev inkluderet i projektet.

4.2 Samarbejdspartner

I forbindelse med dette projekt blev der indgået et samarbejde mellem projektgruppen og Siemens Healthineers, Danmark. Applikationsspecialist Natalie Bebbington, MSc, PhD, blev tilknyttet som primær kontaktperson og sparringspartner. Projektsamarbejdet blev initieret på baggrund af tidligere samarbejde Healthineers i klinisk Projektgruppen med Siemens praksis. blev af applikationsspecialisten introduceret for problemstillingen angående valg af organ characteristic til helkrops CT-scanninger. Det var i Siemens Healthineers' interesse at få belyst denne problemstilling. Da Siemens CT- samt PET/CT-scannere er udbredte på nationalt plan (11,53), var problemstillingen, vedrørende valg af organ characteristic til helkrops CT-scanninger, relevant viden i klinisk praksis. Projektet blev udført på Nuklearmedicinsk afdeling, Vejle Sygehus, da afdelingen havde mulighed for at stille en CT-scanner til rådighed. På afdelingen blev der indgået et samarbejde med en overlæge, som bidrog til projektet med faglige og tekniske kompetencer.

4.3 Forsøgsprotokol

I det følgende afsnit argumenteres for metodiske valg i forbindelse med opstilling af forsøgsprotokollen. På baggrund af dette beskrives forsøgsopstillingerne, scanningsprotokollerne samt praktisk udførelse af CT-scanningerne. Dataindsamlingen foregik den 9. marts 2023 på Nuklearmedicinsk Afdeling, Vejle Sygehus. Alle CT-scanninger blev, i forbindelse med dette projekt, udført på en Biograph Vision 600 Edge (Siemens Healthineers, Erlangen, Tyskland).

I dette projekt blev forskellige kliniske scenarier opstillet til at repræsentere kliniske problemstillinger, som kunne påvirke dosismoduleringen ved helkrops CT-scanninger. På baggrund af dette kunne dosis og billedkvalitet til helkrops CT-scanninger evalueres. Der blev anvendt et helkropsfantom, CT Whole Body Phantom "PBU-60" (KYOTO KAGAKU, Kyoto, Japan), da fantomets sammensætning af materialer var sammenlignelige med menneskelige vævssammensætninger (31). CT-scanningerne blev udført på fantomet, i henhold til etiske overvejelser, for ikke at eksponere patienter for unødig stråledosis (10,21). Dermed foregik dataindsamlingen i overensstemmelse med ALARA-princippet.

I dette projekt blev de forskellige *organ characteristic* thorax, abdomen, pelvis og spine i forbindelse med helkrops CT-scanninger undersøgt. Disse blev valgt, da de repræsenterede store dele af anatomien ved helkrop CT-scanninger og varierende referencetykkelser, som vist i tabel 1, hvorfor dette kunne have en indflydelse på dosismoduleringen til helkrops CT-scanningerne.

Til at repræsentere de forskellige kliniske scenarier blev en forsøgsprotokol, som bestod af fire forskellige forsøgsopstillinger, udarbejdet. Dette var et forsøg på at gøre CT-scanningerne, i forbindelse med dette projekt, mere repræsentative for klinisk praksis. Helkrops CT-scanninger bliver som standard udført på patienter med armene lejret over hovedet (4,36). Dog kan nogle patienter ikke kooperere til dette grundet immobilisering, indskrænket bevægelighed, tidligere frakturer eller dislokation af skulderled samt artrose (32,36,60). Kan patienterne ikke kooperere til lejring med armene over hovedet, lejres de i stedet med armene nede langs siden (36). Forskellige patientlejringer kan påvirke dosismoduleringen og dermed have indflydelse på dosis og billedkvalitet ved helkrops CT-scanninger (36), hvorfor disse scenarier blev opstillet som forsøgsopstillinger. Derudover vil forskellige patientstørrelser have indflydelse på dosismoduleringen (61). Der forventes en stigning i andelen af adipøse på globalt plan, hvorfor adipøse patienter også forventes at udgøre en større

procentdel af patienterne i klinisk praksis (61). Til at repræsentere forskellige patientstørrelser i klinisk praksis, blev der anvendt to forskellige fantomstørrelser til forsøgsopstillingerne.

Da helkrops CT-scanninger anvendes både i diagnostisk regi og i forbindelse med PET/CT (3,54), blev CT-scanningerne udført som både højdosis (HD) og lavdosis (LD) CT-scanninger ved hver forsøgsopstilling. Formålene med HD og LD CT-scanninger er forskellige (3,8). I diagnostisk regi anvendes en høj dosis til patienten, da der vil være behov for en god billedkvalitet til diagnosticering (8). I PET/CT vil dosis være lav, da formålet med CT-scanningerne er anvendelse til attenuationskorrektion samt anatomisk information (3).

I alt blev der udført 16 HD CT-scanninger og 16 LD CT-scanninger. Efterfølgende blev CTscanningerne evalueret på baggrund af dosis samt billedkvalitet til helkrops CT-scanningerne. Derved kunne det evalueres, hvilken *organ characteristic* der gav det bedste kompromis mellem dosis og billedkvalitet.

4.3.1 Forsøgsopstillinger

De forskellige *organ characteristic* blev testet i de fire forskellige forsøgsopstillinger, som havde indflydelse på dosismodulering ved helkrops CT-scanninger (4,36,61).

Ved første forsøgsopstilling blev helkropsfantomet lejret med armene over hovedet, som vist på figur 10. Fantomet blev fikseret med Hand Fixation Strap for Head-Arm Support modelnummer 8096955 (Siemens AG, München, Tyskland), så armene kunne lejres over hovedet. I det følgende vil denne forsøgsopstilling kaldes 1_HD ved HD CT-scanningerne og 1_LD ved LD CT-scanningerne.



Figur 10: Forsøgsopstilling 1_HD og 1_LD. Fantomet blev lejret med armene over hovedet.

Ved anden forsøgsopstilling blev helkropsfantomet lejret med armene nede langs siden, som vist på figur 11. Der blev anvendt Restraining set strap 400 mm modelnummer 8616133 (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Tyskland), for at kunne fiksere armene lejret langs siden, hvilket kan ses på figur 11 og 13. I det følgende vil denne forsøgsopstilling kaldes 2_HD ved HD CT-scanningerne og 2_LD ved LD CT-scanningerne.



Figur 11: Forsøgsopstilling 2_HD og 2_LD. Fantomet blev lejret med armene nede langs siden.

Ved tredje forsøgsopstilling blev helkropsfantomet lejret med armene over hovedet samt et fedtlag, Body plates BMI 32 modelnummer 41350-200-16 (KYOTO KAGAKU, Kyoto, Japan), som simulerede en adipøs patient, som vist på figur 12. I det følgende vil denne forsøgsopstilling kaldes 3_HD ved HD CT-scanningerne og 3_LD ved LD CT-scanningerne.



Figur 12: Forsøgsopstilling 3_HD og 3_LD. Fantomet blev lejret med armene over hovedet samt et fedtlag.

Ved fjerde forsøgsopstilling blev helkropsfantomet lejret med armene nede langs siden samt fedtlaget, som vist på figur 13. En knæpunde, Knee-leg-support modelnummer 7445641 (Siemens Healthcare, Erlangen, Tyskland), blev brugt under fantomets underekstremiteter. I det følgende vil denne forsøgsopstilling kaldes 4_HD ved HD CT-scanningerne og 4_LD ved LD CT-scanningerne.



Figur 13: Forsøgsopstilling 4_HD og 4_LD. Fantomet blev lejret med armene nede langs siden samt et fedtlag.

De fire forsøgsopstillinger blev udført ved hver *organ characteristic* ved HD og LD CTscanningerne. Et overblik over forsøgsopstillingerne ved de 16 HD CT-scanninger ses i tabel 3. Et overblik over forsøgsopstillingerne ved de 16 LD CT-scanninger ses i tabel 4.

Forsøgsopstilling	Organ characteristic	Placering af arme	Fedtlag
1_HD	Thorax	Oppe	Uden
1_HD	Abdomen	Oppe	Uden
1_HD	Pelvis	Oppe	Uden
1_HD	Spine	Oppe	Uden
2_HD	Thorax	Nede	Uden
2_HD	Abdomen	Nede	Uden
2_HD	Pelvis	Nede	Uden
2_HD	Spine	Nede	Uden
3_HD	Thorax	Oppe	Med
3_HD	Abdomen	Oppe	Med
3_HD	Pelvis	Oppe	Med
3_HD	Spine	Oppe	Med

4_HD	Thorax	Nede	Med
4_HD	Abdomen	Nede	Med
4_HD	Pelvis	Nede	Med
4_HD	Spine	Nede	Med

Tabel 3: Forsøgsopstillinger ved HD CT-scanningerne.

Forsøgsopstilling	Organ characteristic	Placering af arme	Fedtlag
1_LD	Thorax	Oppe	Uden
1_LD	Abdomen	Oppe	Uden
1_LD	Pelvis	Oppe	Uden
1_LD	Spine	Oppe	Uden
2_LD	Thorax	Nede	Uden
2_LD	Abdomen	Nede	Uden
2_LD	Pelvis	Nede	Uden
2_LD	Spine	Nede	Uden
3_LD	Thorax	Oppe	Med
3_LD	Abdomen	Oppe	Med
3_LD	Pelvis	Oppe	Med
3_LD	Spine	Oppe	Med
4_LD	Thorax	Nede	Med
4_LD	Abdomen	Nede	Med
4_LD	Pelvis	Nede	Med
4_LD	Spine	Nede	Med

Tabel 4: Forsøgsopstillinger ved LD CT-scanningerne.

4.3.2 Helkropsfantomet

Helkropsfantomet CT Whole Body Phantom "PBU-60", som blev anvendt i dette projekt, havde en vægt på 50 kg og højde på 165 cm (31). Helkropsfantomet havde væv og organer som var

sammenlignelige med HU i patienter (31). Fantomet bestod af 10 dele, hvor det kunne adskilles ved halsen, skulderleddene, albueleddene, hofteleddene og knæleddene. Derudover indeholdt fantomet organer svarende til cerebrum, orbita, aorta, vena cava, pulmones, trachea, mediastinum, hepar, renes, spleen, pancreas, ventriklen, vesica fellea, colon, rectum, urethra, vesikler og prostata samt forskellige knoglestrukturer svarende til kranie, columna, klavikler, costae, sternum, scapula, pelvis og femur (31). Fantomet bestod af materialer som skulle repræsentere bløddelsvæv, syntetisk knoglevæv og kranievæv (31). Bløddelsvævet bestod af urethanbaseret resin og knoglevævet samt kranievæv bestod af epoxyresin (31).

4.3.3 Scanningsprotokoller

Der blev udviklet fire scanningsprotokoller på baggrund af de fire forskellige *organ characteristic* thorax, abdomen, pelvis og spine, hvor både en HD og LD CT-scanning blev opstillet. Scanningsprotokollerne blev udviklet med henblik på at fremstille helkrops CT-scanninger, som var brugbare til diagnostisk regi samt til PET/CT. Protokollerne blev udviklet med inspiration fra andre studier (10,29,62–65) samt i samarbejde med applikationsspecialisten ved Siemens Healthineers. Der blev CT-scannet med dosismoduleringen *CARE Dose 4D*, hvor en *quality ref. mAs* på 100 blev anvendt til HD CT-scanningerne og en *quality ref. mAs* på 25 blev anvendt til LD CT-scanningerne. Dette skulle repræsentere *quality ref. mAs* som anvendes til helkrops CT-scanninger i henholdsvis diagnostisk regi og til PET/CT (63–65). Resterende scanningsparametre blev holdt konstante under hver CT-scanning. CT-scanningerne blev rekonstrueret med et FOV på 600 mm ved armene lejret over hovedet og et FOV på 780 mm ved armene lejret nede langs siden.

Scanningsprotokollerne bestod af både scanningsparametre og rekonstruktionsparametre. I tabel 5 findes scannings- og rekonstruktionsparametrene som blev udviklet til helkrops CT-scanningerne.

Scanningsparametre	
Topogram mA	20
Topogram kV	100
Topogram lenght	1200 mm
Tube position topogram	Тор
Scandirection	Craniocaudalt

CARE Dose 4D	On
Organ characteristic	Thorax/Abdomen/Pelvis/Spine
Dosismoduleringsstyrke	Average
Quality ref. mAs	100/25
kV	120
Rotationstid	0.5 sekunder
Pitch	0.8
Rekonstruktionsparametre	
FOV	600/780 mm
Matrixstørrelse	512x512
Snittykkelse	2.0 mm
Increment	2.0 mm
Kernel	Br38
ADMIRE	3

Tabel 5: Scanningsparametre og rekonstruktionsparametre som blev anvendt til helkrops CT-scanningerne.

Fantomet blev forud for CT-scanningerne placeret i isocenteret for at kunne dosismodulere optimalt (1). CT-scanningerne blev ud fra topogrammet planlagt med en scanningslængde fra vertex cranii til proksimale femur, som svarede til 107.2 cm. Dette repræsenterede en helkrops CT-scanning (5), som vist på figur 14.


Figur 14: Topogram hvor CT-scanningen planlægges fra vertex cranii til proksimale femur.

4.4 Evaluering af dosis

I det følgende afsnit bliver evaluering af dosis ved helkrops CT-scanningerne beskrevet. Dosismålet CTDI dannede grundlag for evalueringerne. Dette mål anvendes i klinisk praksis samt litteraturen til at sammenligne dosis ud fra forskellige parameterindstillinger (1,4,14).

4.4.1. Computer tomography dose index

I dette projekt blev CTDI anvendt til at sammenligne dosis mellem de fire *organ characteristic*. CTDI er et dosismål, som anvendes til at beskrive stråledosis i et CT-snit og kan anvendes til at sammenligne dosis på tværs af parameterindstillinger (1), hvilket er velegnet til fantomscanninger (1,9,28). Da alle andre parameterindstillinger i dette projekt blev holdt konstante på nær *organ characteristic*, ville ændringer i CTDI skyldes valg af *organ characteristic*. CTDI blev udledt fra en dosisrapport fra CT-scannerens arbejdsstation. Dosisrapporten kaldes *Patient Protocol* på Siemens' arbejdsstation. CTDI blev angivet i mGy. For hver *organ characteristic* blev der udregnet en middelværdi på baggrund af 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD samt 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD. Dette var et forsøg på at gøre resultaterne mere klinisk repræsentative end de enkelte forsøgsopstillinger.

Til at vurdere om der var forskel i dosis ved de fire *organ characteristic* blev procentvise afvigelser i CTDI beregnet. Procentvise afvigelser i CTDI ville være et udtryk for forskellen i stråledosis mellem de forskellige *organ characteristic*.

Til at beregne procentvise dosisafvigelser for CTDI blev følgende formel anvendt Formel 1:

 $CTDI_{afvigelse} = \frac{CTDI_{organ \ characteristic1} - CTDI_{organ \ characteristic2}}{CTDI_{organ \ characteristic2}}$

, hvor *organ characteristic*1 repræsenterer en af de fire *organ characteristic* og *organ characteristic*2 repræsenterer en anden af de fire *organ characteristic*.

4.5 Evaluering af billedkvalitet

I det følgende afsnit bliver evaluering af billedkvalitet ved helkrops CT-scanningerne beskrevet. Der blev anvendt en objektiv og subjektiv evaluering af billedkvalitet ud fra de forskellige *organ characteristic*. I klinisk praksis kan billedkvaliteten evalueres både objektivt og subjektivt. I litteraturen fremgår det at en kombination mellem objektiv og subjektiv evaluering, bør danne grundlag for evaluering af scanninger (40,41). Den objektive evaluering kan give et kvantitativt udtryk for, om forskellige parameterindstillinger kan påvirke støjen og kontrasten på CTscanningerne. Dette kan evalueres ud fra billedkvalitetsmålene SNR og CNR (28,29). En subjektiv evaluering af billedkvaliteten afspejler klinisk praksis, da dette danner grundlag for protokolopsætninger i klinisk praksis (40,41). Derved er subjektiv evaluering et relevant perspektiv i henhold til evaluering af billedkvalitet.

4.5.1 Software til evaluering af billedkvalitet

Til at evaluere billedkvaliteten af CT-scanningerne, blev scanningerne åbnet i programmet Hermes version 2.14.0.0 (Hermes Medical Solutions, Stockholm, Sverige). Hermes er et CE-mærket softwareprogram og blev benyttet til fremvisning og analysering af CT-scanningerne, hvorfor det blev anvendt til både den objektive og subjektive evaluering af billedkvaliteten. CT-scanningerne blev fra scannerens arbejdsstation overført til Hermes. Til den objektive evaluering blev ROIs indtegnet i Hermes' applikation Affinity version 3.0.5.

4.5.2 Objektiv evaluering af billedkvalitet

I den objektive evaluering af billedkvalitet blev SNR og CNR beregnet i forskellige anatomiske områder på helkropsfantomet. De anatomiske områder blev udvalgt ud fra mAs-profilen, hvor CT-snit med størst variation i dosis, blandt de fire *organ characteristic*, blev identificeret ved visuel inspektion. Da dosis havde indflydelse på billedkvaliteten, blev det forventet, at der her ville være størst variationer i SNR og CNR (1).

4.5.2.1 Signal-støj-forhold

Til at beregne forholdet mellem signal og støj, og dermed hvilken indflydelse støj havde på billedkvaliteten af CT-scanningerne, blev SNR beregnet. ROIs blev placeret i relevant homogent væv, som benævnes interessevæv, på helkropscanningerne i Affinity. Placering af ROI i homogent væv sikrede, at SNR var et udtryk for støjen på CT-scanningerne frem for variationer i attenuationen mellem forskellige væv (1). Diameteren af alle ROIs var 10 mm og ROIs blev indtegnet i samme CT-snit i samme anatomiske struktur på hver CT-scanning for at sikre en konsistent fremgangsmåde. Dette ses på figur 15. Placering af ROIs til beregning af SNR findes i Bilag 2: Placering af ROIs til beregning af SNR og CNR. Ved placering af ROI blev der automatisk udledt en middelværdi samt SD for HU i Affinity.



Figur 15: ROI indtegnet i homogent interessevævet, som i dette tilfælde er hepar.

SNR blev beregnet ved følgende formel Formel 2 (1):

$$SNR = \frac{HU_{middelv @ rdi(interessev @ v)}}{HU_{SD(interessev @ v)}}$$

Der blev beregnet en middelværdi af SNR, på baggrund af de udvalgte anatomiske områder, for hver af de 16 HD og LD CT-scanninger. Dette gav et overordnet udtryk for SNR ved helkrops CTscanninger og ville derfor være et udtryk for helkrops-SNR.

4.5.2.2 Kontrast-støj-forhold

Til at beregne forholdet mellem kontrast og støj, og evaluere billedkvaliteten ud fra CT-scanningerne, blev CNR beregnet. To ROIs blev placeret på helkrops CT-scanningerne i Affinity. Forholdet mellem HU, i disse to områder, var et udtryk for CNR (1). De to ROIs blev placeret i forskellige homogene bløddelsvæv, hvor det ene ROI repræsenterede interessevæv og det andet ROI blev anvendt som referencevæv. Interessevævene var cerebrum, væv i hals, cor, hepar og vesica. Referencevævene var vermis, bløddelsvæv i hals og thorax, vena portae samt bløddelsvæv i pelvis. Diameteren af alle ROIs var 10 mm og ROIs blev indtegnet i samme CT-snit i samme anatomiske struktur på hver CT-scanning for at sikre en konsistent fremgangsmåde, som ses på figur 16. Placering af ROIs til beregning af CNR findes i Bilag 2: Placering af ROIs til beregning af SNR og CNR. Ved placering af de to ROIs blev der automatisk udledt en middelværdi og SD af HU for begge i Affinity. Her blev middelværdien og SD ved interessevævet samt middelværdien for referencevævet anvendt i beregningen.



Figur 16: ROI indtegnet i interessevæv samt referencevæv, som er henholdsvis hepar samt vena portae.

CNR blev beregnet ved følgende formel Formel 3 (37):

$$CNR = \frac{HU_{middelv @ rdi(interessev @ w)} - HU_{middelv @ rdi(referencev @ w)}}{HU_{SD(interessev @ w)}}$$

Der blev beregnet en middelværdi af CNR, på baggrund af de udvalgte anatomiske områder, for hver af de 16 HD og LD CT-scanninger. Dette gav et overordnet udtryk for CNR ved helkrops CTscanninger og ville derfor være et udtryk for helkrops-CNR.

4.5.3 Subjektiv evaluering af billedkvalitet

Til subjektiv evaluering af billedkvaliteten blev metoden visual grading analysis (VGA) anvendt. VGA er en veldokumenteret og simpel metode til evaluering af billedkvalitet (66). Metoden gjorde det muligt at sammenligne subjektive evalueringer af billedkvaliteten på tværs af de forskellige *organ characteristic*. I dette projekt blev de subjektive evalueringer udført af tre observatører. Evalueringerne blev udført af en overlæge med 18 års erfaring i diagnosticering på baggrund af CT-scanninger samt to radiografer med hver fire års erfaring i anvendelse af teknologien og evaluering af billedkvalitet. I dette projekt blev der anvendt en absolute grading, hvor alle CT-scanninger blev evalueret enkeltvis. Modsat kan relative grading anvendes, hvor CT-scanninger bliver sammenlignet med en referencescanning (43,44). Da der ikke findes en standard *organ characteristic* til helkrops CT-scanninger, blev sidstnævnte metode ikke anvendt. Ved absolute grading vil en absolut skala danne grundlag for den subjektive evaluering (43,44). Skalaen er ydermere tilpasset formålet ved det enkelte studie, hvor kriterierne for god billedkvalitet bliver specificeret (43). Scoren afspejler billedkvaliteten på baggrund af observatørens perception (39) og giver et kvantificerbart mål for observatørens perception af billedkvaliteten (67).

4.5.3.1 Subjektiv evaluering af højdosis CT-scanningerne

I forbindelse med dette projekt blev VGA for HD CT-scanningerne, svarende til en diagnostisk CTscanning, opstillet på baggrund af European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography (68). Kriterierne var udarbejdet af European Commission (68). Retningslinjerne var udarbejdet med henblik på at sikre relevante strukturers fremstilling på CT-scanninger ved diagnosticering af patienter (68). I dette projekt blev VGA opstillet på baggrund af kriterier for CTscanninger svarende til anatomiske områder i cerebrum, thorax, abdomen og pelvis. Dette skulle sikre inklusion og evaluering af store dele af anatomien svarende til helkrops CT-scanninger. VGA, som blev opstillet til HD CT-scanningerne, ses i tabel 6.

VGA-kriterie	Kvalitetskriterie fra European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography (68)	Defineret som
1	Visually sharp reproduction of the ventricular system	Differentiering mellem lateralventrikler og hvid substans
2	Reproduction of vessels after intravenous contrast media	Visualisering af små kar i cerebrum
3	Visually sharp reproduction of the trachea and main bronchi	Visualisering af tracheavæg og hovedbronkievæg
4	Visually sharp reproduction of large and medium sized pulmonary vessels	Differentiering mellem cor og pulmonale kar
5	Visually sharp reproduction of the liver veins	Differentiering mellem væv i hepar og kar i hepar
6	Visually sharp reproduction of the intervertebral joints	Visualisering af små facetled i columna
7	Visually sharp reproduction of the sacroiliac joints	Visualisering af sacroiliacaled
8	Visually sharp reproduction of the bladder wall	Differentiering mellem vesica og vesicavæg

Tabel 6: VGA til HD CT-scanningerne.

Hvert kriterie i tabel 6 blev evalueret af hver observatør ved en 5-point Likert-skala, som ses i tabel 7.

Point	Evaluering
1	Ingen visualisering af anatomien

2	Dårlig visualisering af anatomien
3	Moderat visualisering af anatomien
4	God visualisering af anatomien
5	Fremragende visualisering af anatomien

Tabel 7: Pointsystem til HD CT-scanningerne.

Evalueringerne blev udført for de 16 HD CT-scanninger af de tre observatører. CT-scanningerne, med forskellige *organ characteristic*, blev evalueret i tilfældig rækkefølge. Observatørerne var blindet i forhold til *organ characteristic* for at øge validiteten af evalueringerne (69). Blindingen i forhold til *organ characteristic* blev gjort ved tilfældig navngivning af CT-scanningerne. Dette minimerede risikoen for, at observatørernes subjektive overbevisning kunne påvirke resultatet af VGA. Forud for evalueringer fik observatørerne udleveret instrukser for brug af VGA samt vejledning i brugen. Dette skulle sikre at evalueringerne blev foretaget systematisk, i standardiserede rammer samt korrekt brug af VGA. Instruksen til de subjektive evalueringer findes i Bilag 3: Instruks forud for VGA.

Der blev beregnet en middelværdi af VGA-scoren, på baggrund af de otte kriterier, for de tre observatører. Dette gav et overordnet udtryk for VGA-scoren ved helkrops CT-scanninger og ville derfor være et udtryk for helkrops-VGA-scoren.

4.5.3.2 Subjektiv evaluering af lavdosis CT-scanningerne

I afsnit 2.4 Billedkvalitet i computer tomografi blev det beskrevet, at der var forskellige krav til billedkvaliteten i CT med udgangspunkt i indikationen for scanningen. LD CT-scanninger kan benyttes til attenuationskorrektion i PET/CT (46,70). Her tillades et højere støjniveau og derved lavere dosis til patienten (46,70). Til den subjektive evaluering af de 16 LD CT-scanninger blev der derfor opstillet en anden VGA, da formålet med scanningen var et andet. VGA opstillet for LD CT-scanningerne tog udgangspunkt i graden af artefakter. Artefakterne på CT-scanningerne, som bruges til attenuationskorrektion i PET/CT, kan medføre fejlberegninger i PET, hvorfor dette påvirker billedkvaliteten (46,70,71). Fejlberegninger i PET kan eksempelvis medføre falsk-positive fund (71), hvorfor dette kan påvirke diagnosticeringen (3). Derfor er artefakter et vigtigt billedkvalitetsmål

(46,70,71). VGA, som blev anvendt til LD CT-scanningerne, blev udarbejdet med inspiration fra et studie af Arapakis et al. (2014) (72). VGA til LD CT-scanningerne ses i tabel 8.

VGA-kriterie	Defineret som
1	Identificering af artefakter i definerede snit i cerebrum
2	Identificering af artefakter i definerede snit i thorax
3	Identificering af artefakter i definerede snit i abdomen
4	Identificering af artefakter i definerede snit i pelvis

Tabel 8: VGA til LD CT-scanningerne.

Evalueringerne blev udført for de 16 LD CT-scanninger. Her tildelte hver observatør VGA-kriterierne en score fra 1 til 5, afhængig af artefakternes betydning for scanningen, som ses i tabel 9.

Point	Evaluering
1	Artefakter som påvirker diagnosticeringen
2	Store artefakter men diagnosticering er mulig
3	Moderate artefakter men diagnosticering er mulig
4	Små artefakter uden betydning
5	Ingen artefakter

Tabel 9: Pointsystem til LD CT-scanningerne.

CT-scanningerne, med forskellige *organ characteristic*, blev evalueret i tilfældig rækkefølge og observatørerne var blindet i forhold til *organ characteristic* for at øge validiteten af evalueringerne (69). Forud for evalueringer fik observatørerne udleveret instrukser for brug af VGA samt vejledning i brugen. Dette skulle sikre at evalueringerne blev foretaget systematisk og i standardiserede rammer samt korrekt brug af VGA. Instruksen til de subjektive evalueringer findes i Bilag 3: Instruks forud for VGA.

Der blev beregnet en middelværdi af VGA-scoren, på baggrund af de fire kriterier, for de tre observatører. Dette gav et overordnet udtryk for VGA-scoren ved helkrops CT-scanninger og ville derfor være et udtryk for helkrops-VGA-scoren.

4.6 Konkordans mellem objektiv og subjektiv evaluering af

billedkvalitet.

Resultaterne mellem de objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten blev sammenlignet, hvor konkordansen blev evalueret ved både HD og LD CT-scanningerne. Billedkvaliteten blev kategoriseret som værende god eller dårlig. Ved SNR og CNR blev Rose Criterion anvendt til at kategorisere billedkvaliteten som værende god eller dårlig (35,38). Rose Criterion er en tommelfingerregel, som anvendes til at definere god billedkvalitet (35,38). Ved Rose Criterion defineres SNR \geq 5 som god billedkvalitet og SNR <5 som dårlig billedkvalitet. Derudover defineres CNR \geq 3 som god billedkvalitet og CNR <3 som dårlig billedkvalitet (35,38). VGA-scoringerne blev kategoriseret som god eller dårlig med inspiration fra et studie af Kristensen et al. (2022) (73). I studiet blev der anvendt lignende pointskala (73). Her blev VGA-scoringer \geq 3 defineret som dårlig billedkvalitet (73). Til at evaluere konkordansen blev der beregnet procentvis konkordans og procentvis diskonkordans mellem SNR og VGA-scoringerne ved HD samt LD og mellem CNR og VGA-scoringerne ved HD samt LD.

4.7 Statistiske analyser

I dette afsnit præsenteres de statistiske analyser, som dannede grundlag for test af forskelle mellem de fire *organ characteristic* ved dosis, de objektive evalueringer samt de subjektive evalueringer. Analyserne blev opstillet i Statistical Package for Social Sciences (SPSS) version 27 (IBM, New York, USA). Signifikansniveauet blev sat til 0.05. p>0.05 medførte, at H0 ikke kunne afvises og dermed ville der ikke være signifikant forskel i dosis eller billedkvaliteten mellem de fire *organ characteristic*. p<0.05 ville føre til afvisning af H0 og dermed ville der være signifikant forskel i dosis eller billedkvaliteten mellem de fire *organ characteristic*.

4.7.1 Test af forskelle i dosis mellem de fire organ characteristic

Til at teste om der var signifikant forskel i CTDI mellem de fire *organ characteristic*, blev der anvendt en One-way Analysis of Variance (ANOVA). One-way ANOVA er en variansanalyse, som benyttes til at teste signifikante forskelle, når der testes på tre eller flere grupper (74). Antagelserne i denne analyse er, at data er normalfordelt, alle varianser er ens og observationerne er uafhængige (74). CTDI for 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD samt 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD blev anvendt i analysen. For denne analyse blev en nulhypotese (H0) og en alternativ hypotese (HA) opstillet (74):

H0: Der er ikke signifikant forskel i CTDI mellem de fire *organ characteristic* HA: Der er signifikant forskel i CTDI mellem minimum to *organ characteristic*

4.7.2 Test af forskelle i objektive evalueringer mellem de fire organ

characteristic

Til at teste om der var signifikant forskel i SNR mellem de fire *organ characteristic*, blev der anvendt en One-way ANOVA. Da forskellene i SNR mellem *organ characteristic* blev testet for helkrops CTscanninger, blev helkrops-SNR anvendt i analysen. For denne analyse blev følgende hypoteser opstillet (74):

H0: Der er ikke signifikant forskel i SNR mellem de fire *organ characteristic*HA: Der er signifikant forskel i SNR mellem minimum to *organ characteristic*

Til at teste om der var signifikant forskel i CNR mellem de fire *organ characteristic*, blev der ligeledes anvendt en One-way ANOVA. Da forskellene i CNR mellem *organ characteristic* blev testet for helkrops CT-scanninger, blev helkrops-CNR anvendt i analysen. For denne analyse blev følgende hypoteser opstillet (74):

H0: Der er ikke signifikant forskel i CNR mellem de fire *organ characteristic*HA: Der er signifikant forskel i CNR mellem minimum to *organ characteristic*

4.7.3 Test af forskelle i subjektive evalueringer mellem de fire organ

characteristic

Til at teste om der var signifikant forskel i de subjektive evalueringer af billedkvaliteten, for de fire *organ characteristic*, målt ved VGA ved HD, blev der anvendt Kruskal-Wallis test. Der blev anvendt en non-parametrisk test, da scanningerne blev evalueret ved en ordinær skala (74). Kruskal-Wallis testen er en variansanalyse, som anvendes til at undersøge signifikante forskelle, hvis der testes tre eller flere grupper (74). Antagelserne i denne test er, at datasættene er uafhængige af hinanden og at den afhængige variabel er ordinær eller kontinuer (74). I dette projekt var den uafhængige variabel *organ characteristic* og den afhængige variabel var billedkvalitet. Da forskellene i de subjektive evalueringer mellem *organ characteristic* blev testet for helkrops CT-scanninger, blev helkrops-VGA-scoren anvendt. For denne test blev følgende hypoteser opstillet (74):

H0: Der er ikke signifikant forskel i VGA-scoringerne ved HD mellem de fire *organ characteristic*

HA: Der er signifikant forskel i VGA-scoringerne ved HD mellem minimum to *organ characteristic*

Til at teste om der var signifikant forskel i de subjektive evalueringer af billedkvaliteten for de fire *organ characteristic*, målt ved VGA for LD, blev der ligeledes anvendt en Kruskal-Wallis test. Da forskellene i de subjektive evalueringer mellem *organ characteristic* blev testet for helkrops CT-scanninger, blev helkrops-VGA-scoren anvendt. For denne test opstilles følgende hypoteser (74):

H0: Der er ikke signifikant forskel i VGA-scoringerne ved LD mellem de fire *organ characteristic*

HA: Der er signifikant forskel i VGA-scoringerne ved LD mellem minimum to *organ characteristic*

4.8 Forhold mellem dosis og billedkvalitet

Som tidligere beskrevet er kompromiset mellem dosis og billedkvalitet et vigtigt aspekt ved CT. Optimering af scanningsprotokoller har typisk udgangspunkt i at forbedre billedkvaliteten eller nedsætte dosis (75). Derfor blev middelværdierne af CTDI, helkrops-SNR, helkrops-CNR og helkrops-VGA-scoren, for både HD og LD, opstillet i scatterplots, med dosis ud af x-aksen og

billedkvalitetsmålene ud af y-aksen, for at afbilde forholdet mellem dosis og billedkvalitet. Middelværdierne blev beregnet for CTDI, helkrops-SNR, helkrops-CNR og helkrops-VGA-scoren på baggrund af de fire forsøgsopstillinger. Disse middelværdier blev anvendt, da dette var en simulation af forskellige kliniske scenarier, som ses i praksis dagligt. Som beskrevet i litteraturen er god billedkvalitet ofte på bekostning af høj stråledosis (1,4,75). Derfor blev scatterplots anvendt til at evaluere, hvorvidt en *organ characteristic* kunne give det bedste kompromis.

5.0 Resultater

I dette kapitel bliver resultaterne fra dette projekt præsenteret. Dette indeholder resultaterne fra evaluering af dosis til helkrops CT-scanningerne samt evaluering af billedkvalitet. Dosismålet CTDI dannede grundlag for evaluering af dosis. Beregninger af SNR og CNR dannede grundlag for en objektiv evaluering af billedkvalitet. VGA dannede grundlag for en subjektiv evaluering af billedkvalitet. Kapitlet indeholder ydermere deskriptiv fremstilling af resultaterne, konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten, statistiske analyser samt forholdet mellem dosis og billedkvalitet.

5.1 Evaluering af dosis

Dosismålet CTDI blev udledt fra *Patient Protocol* for hver *organ characteristic* ved forsøgsopstilling 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD samt 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD.

5.1.1 Computer tomography dose index

CTDI for hver *organ characteristic* ved forsøgsopstilling 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD ses i tabel 10. Generelt var dosis lavest ved *organ characteristic* pelvis. Næstlavest var *organ characteristic* abdomen og derefter *organ characteristic* spine. Dosis var højst ved *organ characteristic* thorax. For hver *organ characteristic* blev der udregnet en middelværdi af CTDI på baggrund af 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD. Resultaterne heraf findes i tabel 10.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_HD	3,96 mGy	3,07 mGy	2,49 mGy	3,41 mGy
2_HD	5,73 mGy	4,63 mGy	3,82 mGy	5,14 mGy
3_HD	6,74 mGy	5,43 mGy	4,49 mGy	5,98 mGy
4_HD	7,92 mGy	6,4 mGy	5,36 mGy	7,08 mGy
Middelværdi	6,09 mGy	4,88 mGy	4,04 mGy	5,4 mGy

Tabel 10: CTDI for hver *organ characteristic* ved de fire forsøgsopstillinger samt en middelværdi for de fire forsøgsopstillinger af hver *organ characteristic*.

De procentvise dosisafvigelser ved HD blev beregnet mellem *organ characteristic* pelvis og thorax, pelvis og abdomen samt pelvis og spine. Da *organ characteristic* pelvis resulterede i lavest dosis, blev afvigelserne beregnet i forhold til pelvis. De procentvise afvigelser blev beregnet ved formel 1, som beskrevet i afsnit 4.4.1 Computer tomography dose index. Herunder ses et eksempel på beregning af den procentvise afvigelse mellem middelværdierne af *organ characteristic* pelvis og thorax:

$$CTDI_{afvigelse} = \frac{CTDI_{Thorax} - CTDI_{Pelvis}}{CTDI_{Pelvis}}$$
$$CTDI_{afvigelse} = \frac{6,09 \ mGy - 4,04 \ mGy}{4,04 \ mGy}$$

$$CTDI_{afvigelse} = 0,51$$

CTDI var 51%, 21% og 34% højere for henholdsvis *organ characteristic* thorax, abdomen og spine sammenlignet med pelvis.

CTDI for hver *organ characteristic* ved forsøgsopstilling 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD ses i tabel 11. Generelt var dosis lavest ved *organ characteristic* pelvis. Næstlavest var *organ characteristic* abdomen og derefter *organ characteristic* spine. Dosis var højest ved *organ characteristic* thorax. For hver *organ characteristic* blev der udregnet en middelværdi af CTDI på baggrund af 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD. Resultaterne heraf findes i tabel 11.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_LD	1,05 mGy	0,88 mGy	0,79 mGy	0,93 mGy
2_LD	1,52 mGy	1,26 mGy	1,12 mGy	1,39 mGy
3_LD	1,68 mGy	1,35 mGy	1,16 mGy	1,52 mGy
4_LD	2,06 mGy	1,68 mGy	1,45 mGy	1,85 mGy
Middelværdi	1,58 mGy	1,29 mGy	1,13 mGy	1,42 mGy

Tabel 11: CTDI for hver organ characteristic ved de fire forsøgsopstillinger samt en middelværdi for de fire forsøgsopstillinger af hver organ characteristic.

De procentvise dosisafvigelser ved LD CT-scanningerne blev beregnet mellem *organ characteristic* pelvis og thorax, pelvis og abdomen samt pelvis og spine. CTDI var 40%, 14% og 26% højere for henholdsvis *organ characteristic* thorax, abdomen og spine sammenlignet med pelvis.

5.2 Evaluering af billedkvalitet

I følgende afsnit bliver resultaterne af de objektive evalueringer samt de subjektive evalueringer præsenteret.

5.2.1 Objektiv evaluering af billedkvalitet

Til at beregne SNR og CNR blev relevante anatomiske områder identificeret ud fra mAs-profilen. mAs-profilerne for forsøgsopstilling 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD samt 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD findes i Bilag 4: mAs-profiler. De anatomiske områder blev identificeret ud fra CT-snittene 55, 139, 223, 289 og 409. Disse snit svarede til anatomiske områder i cerebrum, hals, cor, hepar og vesica. Et eksempel på de identificerede CT-snit er vist på figur 17.



17: Identificerede CT-snit med størst variation i mAs-profilen mellem de fire *organ characteristic* ved forsøgsopstilling 1_HD.

CT-scanningerne blev åbnet i Affinity, hvor ROIs blev placeret i de identificerede CT-snit. Her blev en middelværdi og SD angivet for hvert ROI.

5.2.1.1 Signal-støj-forhold

SNR for hver *organ characteristic*, ved forsøgsopstilling 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD, for hvert identificerede CT-snit blev beregnet ved formel 2, som beskrevet i afsnit 4.5.2.1 Signal-støj-forhold. Alle HU-middelværdier og SD, som blev anvendt til beregning af SNR, findes i Bilag 5: Middelværdier og SD for HU. Et eksempel på beregning af SNR ved *organ characteristic* thorax for forsøgsopstilling 1_HD i snit 289, svarende til hepar, ses herunder:

 $SNR_{Thorax1_HD(hepar)} = \frac{HU_{middelv \approx rdi Thorax 1_HD(hepar)}}{HU_{SD Thorax 1_HD(hepar)}}$

$$SNR_{Thorax1_HD(hepar)} = \frac{76}{11}$$

$$SNR_{Thorax1_HD(hepar)} = 6,91$$

1_HD	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
Cerebrum	5,50	4,70	3,90	4,10
Hals	2,44	2,00	1,78	1,42
Cor	4,88	4,56	3,80	4,00
Hepar	6,91	5,77	4,87	6,08
Vesica	0,92	0,83	1,08	0,92
Helkrops-SNR	4,13	3,57	3,08	3,30

Værdier for SNR, i de identificerede anatomiske områder ved 1_HD, ses i tabel 12. SNR for de fem anatomiske områder ved 2_HD, 3_HD og 4_HD findes i Bilag 6: SNR og CNR.

Tabel 12: SNR beregnet i cerebrum, hals, cor, hepar og vesica samt helkrops-SNR for de fire *organ characteristic* ved forsøgsopstilling 1_HD.

På baggrund af de fem anatomiske områder blev helkrops-SNR ved hver *organ characteristic* ved HD beregnet. Helkrops-SNR-værdierne for HD CT-scanningerne ses i tabel 13.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_HD	4,13	3,57	3,08	3,30
2_HD	5,12	4,40	4,17	4,43
3_HD	2,34	2,13	2,05	2,11
4_HD	2,24	2,67	1,99	2,24

Tabel 13: Helkrops-SNR ved hver HD forsøgsopstilling for hver organ characteristic.

SNR for hver *organ characteristic*, ved forsøgsopstilling 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD, for hvert identificerede CT-snit blev beregnet ved formel 2, som beskrevet i afsnit 4.5.2.1 Signal-støj-forhold. Beregnede værdier for SNR i de identificerede anatomiske områder ved forsøgsopstilling 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD findes i Bilag 6: SNR og CNR. På baggrund af de fem anatomiske områder blev helkrops-SNR ved hver *organ characteristic* ved LD beregnet. Helkrops-SNR-værdierne for LD CT-scanningerne ses i tabel 14.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_LD	2,08	1,98	1,65	2,03
2_LD	2,91	2,53	2,32	2,65
3_LD	1,53	1,61	1,22	1,54
4_LD	1,83	1,60	1,32	1,60

Tabel 14: Helkrops-SNR ved hver LD forsøgsopstilling for hver organ characteristic.

5.2.1.2 Kontrast-støj-forhold

CNR for hver *organ characteristic*, ved forsøgsopstilling 1_HD, 2_HD, 3_HD og 4_HD, for hvert identificerede CT-snit blev beregnet ved formel 3, som beskrevet i afsnit 4.5.2.2 Kontrast-støj-forhold. Alle HU-middelværdier og SD, som blev anvendt til beregning af CNR, findes i Bilag 5: Middelværdier og SD for HU. Et eksempel på beregning af CNR ved *organ characteristic* thorax for forsøgsopstilling 1_HD i snit 289, svarende til hepar, ses herunder:

$$CNR_{Thorax1_HD(hepar)} = \frac{HU_{middelv @ rdi Thorax 1_HD(hepar)} - HU_{middelv @ rdi Thorax 1_HD(vena portae)}}{HU_{rd}}$$

HU_{SD Thorax 1_HD}(hepar)

$$CNR_{Thorax1_HD(hepar)} = \frac{76 - 33}{11}$$

$$CNR_{Thorax1_HD(hepar)} = 3,91$$

Her blev vena portae anvendt som referencevæv.

Værdier for CNR i de identificerede anatomiske områder ved 1_HD ses i tabel 15. CNR for de fem anatomiske områder ved 2_HD, 3_HD og 4_HD findes i Bilag 6: SNR og CNR.

1_HD	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
Cerebrum	4,13	3,40	3,60	3,60
Hals	1,33	0,67	1,33	0,58
Cor	3,38	3,00	2,60	2,90
Hepar	3,91	3,08	2,67	3,33
Vesica	0,67	0,17	0,54	0,50
Helkrops-CNR	2,68	2,06	2,15	2,18

Tabel 15: CNR beregnet i cerebrum, hals, cor, hepar og vesica samt helkrops-CNR for de fire *organ characteristic* ved forsøgsopstilling 1_HD.

På baggrund af de fem anatomiske områder blev helkrops-CNR ved hver *organ characteristic* for HD beregnet. Helkrops-CNR-værdierne for HD CT-scanningerne ses i tabel 16.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_HD	2,68	2,06	2,15	2,18
2_HD	3,25	2,93	2,76	2,90
3_HD	2,02	2,19	1,26	2,07

4_HD 2,49	2,54	1,92	2,03	
------------------	------	------	------	--

Tabel 16: Helkrops-CNR ved hver HD forsøgsopstilling for hver organ characteristic.

CNR for hver *organ characteristic*, ved forsøgsopstilling 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD, for hvert identificerede CT-snit blev beregnet ved formel 3, som beskrevet i afsnit 4.5.2.2 Kontrast-støj-forhold. Beregnede værdier for CNR i de identificerede anatomiske områder ved forsøgsopstilling 1_LD, 2_LD, 3_LD og 4_LD findes i Bilag 6: SNR og CNR. På baggrund af de fem anatomiske områder blev helkrops-CNR ved hver *organ characteristic* beregnet. Helkrops-CNR-værdierne ses i tabel 17.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_LD	1,36	1,34	1,07	1,36
2_LD	1,88	1,45	1,56	1,74
3_LD	1,64	1,16	0,78	1,32
4_LD	1,72	1,31	0,83	0,93

Tabel 17: Helkrops-CNR ved hver LD forsøgsopstilling for hver organ characteristic.

5.2.2 Subjektiv evaluering af billedkvalitet

I følgende afsnit præsenteres resultaterne af de subjektive evalueringer af billedkvaliteten.

5.2.2.1 Subjektiv evaluering af højdosis CT-scanningerne

De tre blindede observatører tildelte hvert af de otte kriterier i VGA for HD, se tabel 6, en score fra 1-5, som vist på tabel 7. Resultaterne heraf findes i Bilag 7: VGA-scoringer. Helkrops-VGA-scoren ved hver HD CT-scanning ses i tabel 18.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_HD	4,25	3,92	3,83	4,00
2_HD	4,25	3,96	4,00	4,08
3_HD	3,25	3,46	3,33	3,46

4_HD 3,46	3,25	3,42	3,21
------------------	------	------	------

Tabel 18: Helkrops-VGA-scoren for HD ved hver forsøgsopstilling for hver organ characteristic.

6.2.2.2 Subjektiv evaluering af lavdosis CT-scanningerne

De tre blindede observatører tildelte hvert af de fire kriterier i VGA for LD, se tabel 8, en score fra 1-5, som vist på tabel 9. Resultaterne heraf findes i Bilag 7: VGA-scoringer. Et eksempel på artefakter, som blev identificeret ved kriterie 4, identificering af artefakter i definerede snit i pelvis, i VGA for LD ses på figur 18:



Figur 18: Artefakter identificeret ved forsøgsopstilling 2_LD. Artefakterne er markeret med røde pile.

	Thorax	Abdomen	Pelvis	Spine
1_LD	3,92	3,75	3,83	3,67
2_LD	3,33	3,17	3,50	3,42
3_LD	3,17	2,83	3,17	3,08
4_LD	2,67	2,50	2,83	2,75

Helkrops-VGA-scoren ved hver LD CT-scanning ses i tabel 19.

Tabel 19: Helkrops-VGA-scoren for LD ved hver forsøgsopstilling for hver organ characteristic.

5.3 Konkordans mellem objektiv og subjektiv evaluering af

billedkvalitet

For helkrops-SNR-værdierne blev én ud af 16 HD CT-scanninger kategoriseret som værende god billedkvalitet, hvor de resterende 15 CT-scanninger blev kategoriseret som værende dårlig billedkvalitet. For helkrops-VGA-scoren blev alle 16 HD CT-scanninger kategoriseret som værende god billedkvalitet. For SNR-værdierne og VGA-scoren ved HD var der konkordans i ét ud af 16 tilfælde. Dette svarede til 6,25% konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten. I de resterende 93,75% af evalueringerne var der diskonkordans. I tabel 20 ses et overblik over kategoriseringen af billedkvaliteten ved SNR og VGA-scoren ved HD-scanningerne.

CT-scanning	SNR	VGA
1_HD Thorax	Dårlig	God
1_HD Abdomen	Dårlig	God
1_HD Pelvis	Dårlig	God
1_HD Spine	Dårlig	God
2_HD Thorax	God	God
2_HD Abdomen	Dårlig	God
2_HD Pelvis	Dårlig	God
2_HD Spine	Dårlig	God
3_HD Thorax	Dårlig	God
3_HD Abdomen	Dårlig	God
3_HD Pelvis	Dårlig	God
3_HD Spine	Dårlig	God
4_HD Thorax	Dårlig	God

4_HD Abdomen	Dårlig	God
4_HD Pelvis	Dårlig	God
4_HD Spine	Dårlig	God

Tabel 20: Kategoriseringen af god og dårlig billedkvalitet ved SNR og VGA-scoren ved HD CT-scanningerne. God billedkvalitet er markeret med grøn og dårlig billedkvalitet er markeret med orange.

For helkrops-SNR-værdierne blev alle 16 LD CT-scanninger kategoriseret som værende dårlig billedkvalitet. For helkrops-VGA-scoren blev 11 LD CT-scanninger kategoriseret som værende god billedkvalitet, hvor de resterende fem CT-scanninger blev kategoriseret som værende dårlig billedkvalitet. For SNR-værdierne og VGA-scoren ved LD var der konkordans i fem ud af 16 tilfælde. Dette svarede til 31,25% konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten. I de resterende 68,75% af evalueringerne var der diskonkordans. I tabel 21 ses et overblik over kategoriseringen af billedkvaliteten ved SNR og VGA-scoren ved LD-scanningerne.

CT-scanning	SNR	VGA
1_LD Thorax	Dårlig	God
1_LD Abdomen	Dårlig	God
1_LD Pelvis	Dårlig	God
1_LD Spine	Dårlig	God
2_LD Thorax	Dårlig	God
2_LD Abdomen	Dårlig	God
2_LD Pelvis	Dårlig	God
2_LD Spine	Dårlig	God
3_LD Thorax	Dårlig	God
3_LD Abdomen	Dårlig	Dårlig

3_LD Pelvis	Dårlig	God
3_LD Spine	Dårlig	God
4_LD Thorax	Dårlig	Dårlig
4_LD Abdomen	Dårlig	Dårlig
4_LD Pelvis	Dårlig	Dårlig
4_LD Spine	Dårlig	Dårlig

Tabel 21: Kategoriseringen af god og dårlig billedkvalitet ved SNR og VGA-scoren ved LD CT-scanningerne. God billedkvalitet er markeret med grøn og dårlig billedkvalitet er markeret med orange.

For helkrops-CNR-værdierne blev én ud af 16 HD CT-scanninger kategoriseret som værende god billedkvalitet, hvor de resterende 15 CT-scanninger blev kategoriseret som værende dårlig billedkvalitet. For helkrops-VGA-scoren blev alle 16 CT-scanninger kategoriseret som værende god billedkvalitet. For CNR-værdierne og VGA-scoren ved LD var der konkordans i ét ud af 16 tilfælde. Dette svarede til 6,25% konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten. I de resterende 93,75% af evalueringerne var der diskonkordans. I tabel 22 ses et overblik over kategoriseringen af billedkvaliteten ved CNR og VGA-scoren ved HD-scanningerne.

CT-scanning	CNR	VGA
1_HD Thorax	Dårlig	God
1_HD Abdomen	Dårlig	God
1_HD Pelvis	Dårlig	God
1_HD Spine	Dårlig	God
2_HD Thorax	God	God
2_HD Abdomen	Dårlig	God
2_HD Pelvis	Dårlig	God

2_HD Spine	Dårlig	God
3_HD Thorax	Dårlig	God
3_HD Abdomen	Dårlig	God
3_HD Pelvis	Dårlig	God
3_HD Spine	Dårlig	God
4_HD Thorax	Dårlig	God
4_HD Abdomen	Dårlig	God
4_HD Pelvis	Dårlig	God
4_HD Spine	Dårlig	God

Tabel 22: Kategoriseringen af god og dårlig billedkvalitet ved CNR og VGA-scoren ved HD CT-scanningerne. God billedkvalitet er markeret med grøn og dårlig billedkvalitet er markeret med orange.

For helkrops-CNR-værdierne blev alle 16 LD CT-scanninger kategoriseret som værende dårlig billedkvalitet. For helkrops-VGA-scoren blev 11 LD CT-scanninger kategoriseret som værende god billedkvalitet, hvor de resterende fem CT-scanninger blev kategoriseret som værende dårlig billedkvalitet. For CNR-værdierne og VGA-scoren ved LD var der konkordans i fem ud af 16 tilfælde. Dette svarede til 31,25% konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten. I de resterende 68,75% af evalueringerne var der diskonkordans. I tabel 23 ses et overblik over kategoriseringen af billedkvaliteten ved CNR og VGA-scoren ved LD-scanningerne.

CT-scanning	CNR	VGA
1_LD Thorax	Dårlig	God
1_LD Abdomen	Dårlig	God
1_LD Pelvis	Dårlig	God
1_LD Spine	Dårlig	God

2_LD Thorax	Dårlig	God
2_LD Abdomen	Dårlig	God
2_LD Pelvis	Dårlig	God
2_LD Spine	Dårlig	God
3_LD Thorax	Dårlig	God
3_LD Abdomen	Dårlig	Dårlig
3_LD Pelvis	Dårlig	God
3_LD Spine	Dårlig	God
4_LD Thorax	Dårlig	Dårlig
4_LD Abdomen	Dårlig	Dårlig
4_LD Pelvis	Dårlig	Dårlig
4_LD Spine	Dårlig	Dårlig

Tabel 23: Kategoriseringen af god og dårlig billedkvalitet ved CNR og VGA-scoren ved LD CT-scanningerne. God billedkvalitet er markeret med grøn og dårlig billedkvalitet er markeret med orange.

5.4 Statistiske analyser

I følgende afsnit præsenteres resultaterne for de statistiske analyser, der blev opstillet. Herunder test af forskelle i dosis mellem de fire *organ characteristic* samt test af forskelle i billedkvalitet mellem de fire *organ characteristic*.

5.4.1 Test af forskelle i dosis mellem de fire organ characteristic

Til at teste om der var signifikant forskel i CTDI mellem de fire *organ characteristic* for HD og LD CT-scanningerne, blev en One-way ANOVA anvendt. Der var ingen signifikant forskel i CTDI mellem de fire *organ characteristic* og dermed kunne H0 ikke afvises. p-værdierne for analysen findes i tabel 24.

CTDI HD	CTDI LD
p=0,297	p=0,367

Tabel 24: p-værdier for test af forskelle i CTDI mellem de fire organ characteristic.

5.4.2 Test af forskelle i objektive evalueringer mellem de fire organ

characteristic

Til at teste om der var signifikant forskel i helkrops-SNR og helkrops-CNR, mellem de fire *organ characteristic* for HD og LD CT-scanningerne, blev en One-way ANOVA anvendt. Der var ingen signifikant forskel i helkrops-SNR mellem de fire *organ characteristic* og dermed kunne H0 ikke afvises. p-værdien for analysen ses i tabel 25. Ligeledes var der ingen signifikant forskel i helkrops-CNR mellem de fire *organ characteristic* for HD og LD CT-scanningerne og dermed kunne H0 ikke afvises. p-værdien for analysen ses i tabel 25. Ligeledes var der ingen signifikant forskel i helkrops-CNR mellem de fire *organ characteristic* for HD og LD CT-scanningerne og dermed kunne H0 ikke afvises. p-værdierne for analysen ses i tabel 26.

Helkrops-SNR HD	Helkrops-SNR LD
p=0,879	p=0,642

Tabel 25: p-værdier for test af forskelle i helkrops-SNR mellem de fire organ characteristic.

Helkrops-CNR HD	Helkrops-CNR LD
p=0,418	p=0,066

Tabel 26: p-værdier for test af forskelle i helkrops-CNR mellem de fire organ characteristic.

5.4.3 Test af forskelle i subjektive evalueringer mellem de fire organ

characteristic

Til at teste om der var signifikant forskel i helkrops-VGA-scoren mellem de fire *organ characteristic* for HD og LD CT-scanningerne, blev en Kruskal-Wallis test anvendt. Der var ingen signifikant forskel i VGA-scoren mellem de fire *organ characteristic* og dermed kunne H0 ikke afvises. p-værdierne for testene ses i tabel 27.

Helkrops-VGA-scoren HD	Helkrops-VGA-scoren LD
p=0,835	p=0,862

Tabel 27: p-værdier for test af forskelle i helkrops-VGA-scoren mellem de fire organ characteristic

5.5 Forholdet mellem dosis og billedkvalitet

Til at evaluere forholdet mellem dosis og billedkvalitet, mellem de fire *organ characteristic*, blev der opstillet scatterplots ved HD og LD, som ses på henholdsvis figur 19 og figur 20. Dosis var højest ved *organ characteristic* thorax, som generelt resulterede i højest objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten ved HD. For de resterende *organ characteristic* var der variation mellem dosis og billedkvalitet. Eksempelvis ses det på figur 19, at *organ characteristic* spine gav næsthøjest dosis, men ud fra objektive evalueringer af billedkvaliteten var *organ characteristic* abdomen bedre end spine.



Forholdet mellem dosis og billedkvalitet

Figur 19: Scatterplot for dosis og billedkvalitet ved HD CT-scanningerne. Helkrops-SNR for de fire *organ characteristic* er markeret med blå cirkel, helkrops-CNR for de fire *organ characteristic* er markeret med grøn firkant og helkrops-VGA-scoren er markeret med rød trekant.

Dosis var højest ved *organ characteristic* thorax, som generelt resulterede i bedst billedkvalitet ved den objektive evaluering ved LD. Samme forhold mellem dosis og billedkvalitet ses ved de resterende *organ characteristic* i den objektive evaluering. I forhold til den subjektive evaluering var der mere

variation mellem dosis og billedkvalitet. Eksempelvis var VGA-scoren højest ved *organ characteristic* pelvis, som gav lavest dosis, hvilket fremgår af figur 20.



Forholdet mellem dosis og billedkvalitet

Figur 20: Scatterplot for dosis og billedkvalitet ved LD CT-scanningerne. Helkrops-SNR for de fire *organ characteristic* er markeret med blå cirkel, helkrops-CNR for de *fire organ characteristic* er markeret med grøn firkant og helkrops-VGA-scoren er markeret med rød trekant.

6.0 Diskussion

I dette kapitel bliver nogle af hovedemnerne for dette projekt diskuteret. Dette omhandler metodiske og resultatmæssige overvejelser i henhold til evaluering af dosis, brugen af fantomer i projekter som dette, objektiv samt subjektiv evaluering af billedkvalitet, konkordansen mellem objektive og subjektive evalueringer af billedkvalitet samt forholdet mellem dosis og billedkvalitet.

6.1 Evaluering af dosis

I dette projekt blev der anvendt organ characteristic thorax, abdomen, pelvis og spine med referencetykkelser på henholdsvis 31,4 cm, 33,9 cm, 35,8 cm og 32,8 cm (52). Disse udgjorde store dele af anatomien ved helkrops CT-scanninger. De forskellige organ characteristic, og tilhørende referencetykkelser, havde indflydelse på dosismoduleringen (52). I dette projekt var dosis højest ved organ characteristic thorax, som havde den mindste referencetykkelse på 31,4 cm. Ligeledes var dosis lavest ved organ characteristic pelvis, som havde den største referencetykkelse på 35,6 cm. Da dosismoduleringen ville antage det scannede område som værende ét anatomisk område, svarende til den valgte organ characteristic, ville det scannede område dosismoduleres på baggrund af én bestemt referencetykkelse (52). Ved scanning af anatomiske områder, som attenuerede mere end forventet, på baggrund af valgt *organ characteristic*, ville dosis til området øges. Ved scanning af anatomiske områder, som attenuerede mindre end forventet, på baggrund af valgt organ characteristic, ville dosis til området nedsættes. I dette projekt var CTDI ved organ characteristic thorax 51% højere ved HD og 40% højre ved LD sammenlignet med organ characteristic pelvis. I et studie af Söderberg (2015) blev organ characteristic thorax og abdomen undersøgt til thorax-abdomen scanninger på fantomer, hvor dosis var 18% lavere ved organ characteristic abdomen sammenlignet med thorax (14). I et studie af Kong og Lee (2019) blev organ characteristic hals, thorax og abdomen undersøgt ved CTscanninger af hals-thorax på fantomer (76). Her var dosis ligeledes lavest ved organ characteristic abdomen sammenlignet med hals og thorax (76). Derfor blev det anbefalet at anvende organ characteristic abdomen, til CT-scanning af flere anatomiske områder, for at opnå dosisbesparelse (76). Fundene i disse studier bekræftede fundene i dette projekt, hvor en større referencetykkelse medførte reduktion i dosis.

Tages de nationale grænsedoser for CTDI, publiceret af SIS, i betragtning, skulle en CT-scanning af thorax-abdomen holdes under 12 mGy (26). Der var i publikationen ikke oplyst værdier for helkrops

CT-scanninger (26), hvorfor resultaterne for dette projekt blev sammenholdt med grænsedoser for thorax-abdomen CT-scanninger. CTDI-værdierne i dette projekt var mellem 2,49 mGy og 7,92 mGy ved HD og mellem 0,79 mGy og 2,06 mGy ved LD, hvorfor CTDI blev holdt under grænsedoserne. Selvom dosis for alle CT-scanningerne, i dette projekt, blev holdt under grænsedoserne vil lavest mulig dosis til patienter altid være et klinisk mål (75), hvorfor statistisk signifikans ikke altid kan sammenlignes med klinisk signifikans (77). I dette projekt var der ikke statistisk signifikant forskel i dosis mellem de fire *organ characteristic* ved hverken HD og LD, på trods af de relativt høje procentvise dosisafvigelser. I projekter som dette, med små stikprøver samt høje varianser, kan det være svært at påvise statistisk signifikans (77). Da risikoen for stokastiske skader stiger med 7,3% pr. Gy (21), har det klinisk signifikans at anvende den *organ characteristic*, som giver lavest dosis og derved undgå at udsætte patienter for denne risiko.

Til at evaluere dosis blev CTDI anvendt som dosismål. CTDI er et estimat for dosis i et CT-snit centralt i scanningen (25). CTDI angiver derfor ikke dosis i hele det scannede område (1). CTDI udledes automatisk af CT-scannere efter endt CT-scanning. Dette er et anvendeligt mål, både i litteraturen samt praksis, til at sammenligne forskellige parameterindstillinger (10,12–14,25,28,62,68). Anvendeligheden af CTDI var derfor simpel (25), hvorfor den blev anvendt i evalueringen af dosis til de forskellige *organ characteristic*. I European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography fremhæves det også, at CTDI er en simpel metode til at dosisbestemmelse, som nemt kan udledes (68). Dog beskrives det også, at der skal være forbehold, hvis CTDI-værdier skal danne grundlag for ændringer af scanningsprotokoller i klinisk praksis. CTDI-estimaterne blandt forskellige scannermodeller samt forskellige producenter kan være udledt på forskellige måder (68). Derfor kunne anvendelsen af CTDI muligvis påvirke generaliserbarheden af dette projekt.

6.2 Fantomet

CT-scanningerne, og dermed dataindsamlingen i forbindelse med dette projekt, blev udført på helkropsfantomet CT Whole Body Phantom "PBU-60". Fantomer gør det muligt at udføre adskillige CT-scanninger i arbejdet med optimering af scanningsprotokoller og –procedurer (4). Da ioniserende stråling, som røntgenstrålingen, kan have skadelig effekt på menneskelige væv, er brug af fantomer hensigtsmæssige i eksperimentelle regi og anvendes bredt til denne type af studier (4). En anden fordel ved brugen af fantomer til studier, hvor billedkvaliteten skal evalueres, er, at der ikke er

anatomiske variationer i fantomet sammenlignet med patienter (39). Derved kan alle parametre kontrolleres og holdes konstante på nær den parameter, som undersøges. Fund af forskelle i billedkvalitet skyldes derfor lige netop den parameter (39). Dog kan resultaterne ved denne type studier havde sine begrænsninger, da helkropsfantomer ikke har samme naturlige variationer, i densiteter og vævsammensætninger, som patienter (39). Disse begrænsninger blev også fremhævet i studiet af Ketelsen et. al (2011) (13) samt studiet af Söderberg og Gunnarson (2010) (29). Derved er fantomer ikke repræsentative, for patienter som CT-scannes (13,29). Helkropsfantomet, som blev anvendt i dette projekt, var mindre end en standardpatient på 60-80 kg defineret ved European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography (68). Derfor var dette en begrænsning, ved dette projekt, i forhold til generaliserbarheden til europæiske patienter. For at øge generaliserbarheden og gøre dette projekt mere klinisk repræsentativt blev forsøgsopstilling 1, 2, 3 og 4 inddraget. CTscanningerne, med arme oppe og nede samt med og uden fedtlag, bidrog til at øge variationerne og dermed skabe et mere nuanceret indblik i organ characteristic's indflydelse på dosis samt billedkvalitet. Derfor var det også en metodisk beslutning, at den statistiske analyse ved evaluering af billedkvaliteten var et udtryk for forskellene i billedkvaliteten, mellem de fire organ characteristic, på tværs af forsøgsopstillingerne. Ydermere blev helkrops-SNR og helkrops-CNR samt helkrops-VGA-scoren anvendt til de statistiske analyser. Dette gav et samlet overblik over billedkvaliteten i hele fantomets longitudinale retning og var derfor et udtryk for den samlede billedkvalitet ved helkrops CT-scanninger.

6.3 Objektiv evaluering af billedkvalitet

Høj dosis er i praksis lig med god billedkvalitet (1,4). Derfor blev det forventet, at *organ characteristic* thorax ville give bedst billedkvalitet. I den objektive evaluering af billedkvaliteten var der dog ikke signifikant forskel i SNR og CNR mellem de forskellige *organ characteristic*. Dermed kunne der argumenteres for at *organ characteristic* pelvis, som resulterede i lavest dosis, kunne anvendes i praksis til helkrops CT-scanninger. I dette projekt varierede helkrops-SNR, blandt de fire *organ characteristic*, mellem 1,99 og 5,12 ved HD og mellem 1,22 og 2,91 ved LD. Helkrops-CNR, blandt de fire *organ characteristic*, varierede mellem 1,26 og 3,25 ved HD og mellem 0,78 og 1,88 ved LD. Da der, som beskrevet, ikke er klare retningslinjer for hvad god billedkvalitet i klinisk praksis er, kunne Rose Criterion anvendes som en tommelfingerregel til at estimere god billedkvalitet (1,35). Ved Rose Criterion skal SNR være på minimum 5 for at opnå en diagnostisk brugbar billedkvalitet (1,35). Ligeledes skal CNR være mellem 3 og 5, og gerne over, for at kunne opnå en god billedkvalitet

(38). I dette projekt blev der udregnet en helkrops-SNR og helkrops-CNR, som var middelværdier af de anatomiske områder, for hver forsøgsopstilling, for at gøre det repræsentativt for helkrops CT-scanninger. Helkrops-SNR og helkrops-CNR var generelt lavere end 5, hvorfor det ifølge Rose Criterion ville betegnes som dårlig billedkvalitet. Dog blev det i studiet af Bao og Chatziioannou (2010) belyst, at den faktiske grænseværdi for CNR var afhængig af flere faktorer herunder observatørens afstand til skærm ved evaluering af billeder, det scannede objekts skarphed samt observatørens erfaringsniveau (38). Dette understøtter at Rose Criterion er en tommelfingerregel, hvorfor denne skal anvendes med forbehold (1,35).

SNR og CNR kunne anvendes til kvantitativt at beskrive forskellen mellem de fire *organ characteristic*, hvorfor de blev anvendt i dette projekt. Ifølge et studie af Thilander-Klang et al. (2010) kunne objektive mål til evaluering af billedkvalitet detektere små forskelle, som det menneskelige øje ikke kunne, hvorfor SNR og CNR var gode hvis lavkontrastopløseligheden skulle evalueres (78). De små forskelle, der kunne detekteres ved brug af objektive mål, havde dog ikke altid en klinisk betydning (78). En diagnostisk brugbar billedkvalitet er et brugerdefineret perspektiv og indeholder et bredt spektrum af forskellige karakteristikker, hvorfor billedkvaliteten derfor ikke altid kan afspejles ved brug af SNR og CNR (39,75). Da den diagnostisk brugbare billedkvalitet kan være afhængig af indikationen for CT-scanningen, vil en subjektiv evaluering derfor bedre kunne afdække billedkvalitet, som værende en mindre reliabel metode til at evaluere diagnostisk brugbarhed (40). Objektive mål af billedkvaliteten giver derfor ikke et overordnet indtryk af billedkvaliteten, da det evalueres på baggrund af enkelte målinger i enkelte ROIs på scanninger (40).

Da alle scannings- og rekonstruktionsparametre blev holdt konstante, foruden *organ characteristic*, ville dosismoduleringen variere alt efter valg af *organ characteristic* og udelukkende påvirke dosis og dermed også støjen på CT-scanningerne (52). Derfor kunne det være overvejet at benytte enten SNR eller CNR, da begge billedkvalitetsmål var et udtryk for billedkvalitet og støj (1). Da SNR er et udtryk for forholdet mellem signal og støj, var dette billedkvalitetsmål tilstrækkelig, til at beskrive hvordan de forskellige *organ characteristic's* indflydelse på støj var (1). Dog er CNR et billedkvalitetsmål som forbindes med evaluering af billedkvalitet og anvendes i flere studier til at evaluere billedkvaliteten, ved forskellige parameterindstillinger, ved helkrops CT-scanninger (10,12,62). Derfor blev både SNR og CNR anvendt til at evaluere billedkvaliteten i dette projekt.

Måling af SNR og CNR blev i dette projekt forsøgt ved en konsistent fremgangsmåde. Samme CTsnit ved alle anatomiske områder, på alle CT-scanninger, blev anvendt til målingerne. Derudover blev samme størrelse af ROI anvendt, så samme antal pixels blev anvendt til at udlede en middelværdi og SD af HU (1). Dog var det ikke muligt at kopiere ROI til eksakt samme placering scanningerne imellem ved den anvendte software. Derfor kunne det ikke afvises, at der var små afvigelser i placering af ROIs, hvilket kunne påvirke beregningerne af SNR og CNR. Når SNR og CNR anvendes til at vurdere billedkvalitet og særligt forskelle i billedkvalitet mellem to eller flere CT-scanninger, er det vigtigt med en konsistent fremgangsmåde til placering af ROIs (1). Hvis ROIs, som var blevet placeret forskellige steder i fantomet, blev anvendt til at vurdere forskelle i billedkvalitet, kunne eventuelle fund af forskelle i SNR og CNR være et udtryk for forskellige anatomiske områder. Derfor ville dette ikke nødvendigvis være et reelt udtryk for forskelle i billedkvaliteten. I litteraturen findes ingen retningslinjer for måling af SNR eller CNR. Her er det interessevævet som danner grundlag for målingerne, hvorfor det er betinget af det kliniske formål (1,37). Derfor blev interessevævene, referencevævene samt størrelse af ROIs udvalgt på baggrund af mAs-profilen samt med inspiration i litteraturen (10,12,28,29,62).

6.4 Subjektiv evaluering af billedkvalitet

I den subjektive evaluering af billedkvalitet var der ligeledes ikke signifikant forskel i VGAscoringerne mellem de tre observatører. Dette kunne indikere, at *organ characteristic* med lavest dosis kunne anvendes, uden at det havde indflydelse på den subjektive evaluering af billedkvaliteten. I et studie af Tingberg et. al (2005) var fundene ligeledes, at dosis kunne reduceres uden påvirkning af den subjektive evaluering af billedkvaliteten (79). Fund i studiet af Thilander-Klang et. al (2010) viste, at en dosisforskel på 50% kunne detekteres i billedkvaliteten med det menneskelige øje (78). Med udgangspunkt i disse fund kunne det formodes, at der ville være højere VGA-scoring i *organ characteristic* thorax sammenlignet med pelvis og dermed forskel i billedkvaliteten. CTDI ved *organ characteristic* thorax var 51% højere sammenlignet med *organ characteristic* pelvis ved HD CTscanningerne. Dog var der ikke signifikant forskel i billedkvaliteten ved den subjektive evaluering. Da VGA er en subjektiv evaluering af billedkvalitet, vil hver observatør opfatte billedkvalitet forskelligt (73). Derfor kunne resultaterne være afhængige af observatørernes erfaringsniveauer, præferencer samt perception (73).

Hvis resultaterne i dette projekt skulle kategoriseres som god eller dårlig billedkvalitet, kunne kategoriseringen fra studiet af Kristensen et al. (2022) anvendes (73). Her blev billedkvaliteten ved

VGA ligeledes scoret ud fra en 5-point Likert skala (73). Scoringer \geq 3 var klinisk acceptable og blev defineret som en diagnostisk brugbar billedkvalitet. Scoringer <3 blev defineret som en dårlig billedkvalitet (73). I dette projekt kunne billedkvaliteten, i den subjektive evaluering af helkrops CTscanningerne, overordnet kategoriseres som diagnostisk brugbar. Alle scoringer i VGA for HD var >3, hvilket kunne defineres som en diagnostisk brugbar billedkvalitet. Dog varierede scoringerne i VGA for LD, hvor scoringerne for forsøgsopstillingerne 1_LD og 2_LD var >3 og scoringerne for forsøgsopstillingerne 3_LD og 4_LD varierede mellem 2 og 3. Derfor kunne billedkvaliteten både kategoriseres som værende diagnostisk brugbar og dårlig. Generelt var VGA-scoren for LD lavest ved forsøgsopstilling 4, hvor fantomet havde et fedtlag samt armene nede. Dette kunne skyldes, at overlap af væv var et forstyrrende element i perceptionen af billedkvalitet.

VGA i dette projekt blev opstillet på baggrund af fantomets anatomi, hvor billedkvaliteten blev evalueret ud fra kvalitetskriterier opstillet af European Commission (68). Dette øgede validiteten i dette projekt. Ved hvert anatomisk område, herunder cerebrum, thorax, abdomen og pelvis, blev der udvalgt to kvalitetskriterier ved HD til den subjektive evaluering, for at gøre det repræsentativt for helkrops CT-scanninger. Kriterierne omfattede både bløddelsvæv samt knoglevæv. Dog var det begrænset, hvilke kriterier der kunne anvendes, grundet fantomets begrænsede anatomi, hvorfor kriterierne blev tilpasset hertil. Når kvalitetskriterier danner grundlag for evalueringer, øges validiteten, da observatøren skal forholde sig til visualiseringen af klinisk relevante strukturer (45,68). I et studie af Båth og Månsson (2007) blev det fremhævet, at en fordel ved VGA var, at pointskalaen typisk inddeles, så observatøren har noget fleksibilitet i forbindelse med scoringen af de enkelte kriterier (45). Dette skyldes, at skalaen typisk er inddelt i 3-5 point (39), hvor der ved andre metoder til visuel evaluering anvendes en mere binær skala (45). I studiet af Tingberg et al. (2005) blev en udfordring ved VGA fremhævet (79). Et fund i studiet var, at VGA-scoren ikke nødvendigvis var et udtryk for, hvorvidt billedkvaliteten var diagnostisk brugbar, men mere en afspejling af personlige præferencer, hvorfor validiteten blev påvirket (79). Derudover blev det belyst, at observatørerne havde tendens til at give højest score til de CT-scanninger, som blev dannet ved de parameterindstillinger, som var standard på pågældende afdeling (45). I studiet af Båth og Månsson (2007) blev det dog beskrevet, at brugen af kvalitetskriterierne fra European Commission medvirkede til, at personlige præferencer spillede en mindre rolle i scoringen af VGA (45).

VGA blev udført af tre observatører med praksiserfaring, hvilket øgede validiteten i dette projekt. De tre observatører var blindede for hvilken *organ characteristic* der blev anvendt samt evalueringerne blev udført i tilfældig rækkefølge. Dette var et forsøg på at mindske bias, så observatørerne ikke havde en forudindtaget holdning til, hvilken *organ characteristic* der gav bedst billedkvalitet. De tre observatører havde forskellige erfaringsniveauer indenfor evaluering af billedkvalitet, hvilket kunne påvirke resultaterne i VGA. Ifølge et studie af Precht et. al (2019) er observatørernes professionelle baggrund vigtig at tage i betragtning, hvis resultaterne fra VGA skal være valide samt have klinisk signifikans (39). Derfor var det en styrke, i forbindelse med dette projekt, at samtlige af de tre observatører havde flere års relevant praksiserfaring. I studiet af Precht et. al (2019) blev det ydermere belyst, at ti eller flere erfarne observatører ville være ideelt til subjektive evalueringer, hvor tre observatører var minimum (39). Derfor kunne det have været en fordel at rekruttere flere observatører for at øge validiteten. I dette projekt var dette ikke muligt grundet arbejdsbelastningen i praksis.

Det blev forsøgt at gøre rammerne for de subjektive evalueringer så standardiserede som muligt, ved at udarbejde en instruks til evalueringerne. I instruksen blev det blandt andet anbefalet at udføre evalueringerne over flere dage samt i standardiserede rammer, for at undgå træthed samt forstyrrelser. Dog var dette ikke altid en mulighed i klinisk praksis grundet arbejdsbelastningen. Derfor kunne det ikke udelukkes, at dette kunne have påvirket de subjektive evalueringer af billedkvaliteten. I studiet af Precht et al. (2019) blev forskellige forstyrrelser, i forbindelse med subjektive evalueringer i klinisk praksis, belyst (39). Det blev belyst, at "observer fatique" samt fysisk miljø kunne påvirke resultaterne, hvorfor rammerne for subjektive evalueringer bør afspejle klinisk praksis bedst muligt (39). "Observer fatique" anvendes i forbindelse med observatørens koncentrationsevne, hvilket ofte påvirkes om eftermiddagen og aftenen sammenlignet med morgen og formiddag (39). Ligeledes har det fysiske miljø betydning for subjektive evalueringer, hvor både belysning, møblering, skærmopløsning m.m. kunne påvirke resultaterne (39).

Ved VGA samt andre metoder, hvor subjektive evalueringer danner grundlag for kvalitetsvurdering, af CT-scanninger eller andet medicinsk billeddiagnostik, er intra-observer- og inter-observer variabiliteten en udfordring (39,78). I studiet af Thilander-Klang et al. (2010) blev intra-observer og inter-observer reliabiliteten undersøgt i forbindelse med kvalitetskontrol af CT-systemets ydeevne på baggrund af fantomscanninger (78). Fundene viste høj intra-observer- og inter-observer variabilitet ved evalueringer på baggrund af absolute grading og lavere variabilitet ved relative grading (78). I

dette projekt blev relative grading ikke anvendt, da der ikke var nogen standard organ characteristic til helkrops CT-scanninger. Derfor var det vanskeligt at udpege en reference blandt de 16 HD CTscanninger og 16 LD CT-scanninger. Dog kunne der være udvalgt en reference på baggrund af CTDI. Da øget mAs vil resultere i mere signal og derved bedre billedkvalitet (1), kunne det formodes, at organ characteristic thorax ville repræsentere bedst billedkvalitet og organ characteristic pelvis ville repræsentere dårligst billedkvalitet. Disse scanninger kunne derfor være anvendt som referencer, hvor observatørerne kunne være indstillet på hvor god og dårlig billedkvaliteten kunne være og evaluere på baggrund af dette. Det kunne dog ikke afvises, at dette ville være på bekostning af blindingen. Ligeledes kunne det argumenteres for at anvende organ characteristic abdomen som reference, da denne som standard blev anvendt på afdelingen, hvor to af observatørerne til dagligt evaluerede CTscanninger. Med udgangspunkt i fundene af Thilander-Klang et al. (2010) (78), kunne en referencescanning have medvirket til øget reliabilitet. Derudover blev det fremhævet at gentagende evalueringer for hver observatør, kunne træne den enkelte observatør i at detektere forskelle i billedkvalitet, hvis der reelt var forskelle (78). Med udgangspunkt i dette, kunne det ikke afvises, at gentagne subjektive evalueringer, i forbindelse med dette projekt, kunne påvirke resultaterne af Kruskal-Wallis testen. Dog var formålet med dette projekt ikke at adressere intra-observer- eller interobserver variabiliteten, hvorfor gentagne evalueringer ikke indgik som en metodisk del af projektet. Ydermere blev der i et studie af Tapiovaara og Sandborg (2004) belyst, at der ved gentagne evalueringer kunne være risiko for, at evalueringerne blev afhængige af hinanden, hvorfor præcisionen ved denne fremgangsmåde ville være lav (80).

6.4.1 Artefakter

Når helkrops CT-scanninger bliver udført i klinisk praksis, vil der ofte forekomme artefakter i forskellige afskygninger. Dette kan være metalartefakter fra eksempelvis hofte– eller tandproteser eller bevægelsesartefakter fra eksempelvis respiration under CT-scanningen. Som beskrevet i afsnit 4.5.3.2 Subjektiv evaluering af lavdosis CT-scanningerne kan artefakter ved CT-scanningerne, som benyttes til attenuationskorrektion ved PET/CT medføre fejlberegninger i PET, hvorfor dette har betydning for billedkvaliteten generelt (46,71). Derfor var VGA i forbindelse med LD opstillet omkring betydningen af artefakterne, som kunne ses på CT-scanningerne. På figur 18 ses et eksempel på et artefakt ved en LD CT-scanning. Denne type artefakter var de eneste, der fremkom på LD CT-scanningerne. Ydermere svarede konstruktionen af fantomet omkring led i skuldre og pelvis ikke til almindelig anatomi, som ses ved patienter i klinisk praksis. Derfor var artefakterne, som fremkom på
CT-scanningerne af helkropsfantomet ikke så repræsentative for klinisk praksis, hvorfor VGA til LD muligvis ville give nogle andre resultater, hvis det blev udført på patienter. Dog var der opstillet standardiserede rammer for LD CT-scanningerne, så resultaterne fra VGA kunne benyttes til at afdække spørgsmålet om forskellene i billedkvalitet blandt de forskellige *organ characteristic*.

6.5 Konkordans mellem objektive og subjektive evalueringer af

billedkvalitet

I dette projekt blev konkordansen mellem de objektive og subjektive evalueringer af billedkvaliteten præsenteret. For de 16 HD CT-scanninger var der konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer ved 6,25% af evalueringerne. For de 16 LD CT-scanninger var der konkordans mellem de objektive og subjektive evalueringer ved 31,25 % af evalueringerne. I studiet af Tingberg et. al (2005) blev konkordansen mellem forskellige metoder til evaluering af billedkvaliteten præsenteret (79). I studiet var der relativt lav konkordans mellem de forskellige metoder (79). Den lave konkordans mellem forskellige evalueringsmetoder kunne skyldes, at metoderne belyste forskellige aspekter af billedkvalitet (45,79). Formålene med metoderne var forskellige, hvorfor det ikke nødvendigvis var et udtryk for manglende validitet ved metoderne (45). I dette projekt kunne forskellige formål ved de objektive samt subjektive evalueringer også fremhæves. De objektive evalueringer gav et kvantitativt udtryk for støjens påvirkning af SNR og CNR. De subjektive evalueringer gav derimod et kvantitativt udtryk for observatørernes evne til at detektere anatomiske strukturer ved HD samt artefakters betydning ved LD. Dermed var høj konkordans mellem disse metoder ikke nødvendigvis forventelig. Med udgangspunkt i disse fund, var der en tendens til, at det menneskelige øje ikke var så følsomt for støj. Dette stemte overens med fundene af Thilander-Klang et. al (2010), hvor det blev belyst, at der skulle være 50% dosisforskelle, før forskelle i billedkvalitet kunne registreres af observatøren (78). Dog kunne det også tilføjes, at konkordansen var en simplificeret metode til sammenligning af objektiv og subjektiv evaluering af billedkvaliteten. Konkordansen blev evalueret på baggrund af en binær inddeling af billedkvaliteten, som værende god eller dårlig, med udgangspunkt i Rose Criterion (35,38) samt kategoriseringen fra studiet af Kristensen et. al (2022) ved VGA (73). Til den subjektive evaluering blev der særskilt opstillet en VGA til HD CT-scanningerne og en til LD CT-scanningerne. Derfor var der i kategoriseringen af god eller dårlig billedkvalitet taget højde for forskellige formål ved HD CT-scanningerne og LD CTscanningerne. For de objektive evalueringer blev Rose Criterion anvendt med samme grænseværdier for både HD CT-scanningerne og LD CT-scanningerne. For at opnå et mere nuanceret indblik i konkordansen mellem de objektive og subjektive evalueringer kunne der være anvendt en lavere grænseværdi for SNR og CNR ved LD CT-scanningerne. En lavere grænseværdi for SNR og CNR kunne forsvares for LD CT-scanningerne, da disse netop grundet den lave dosis var mere støjfyldte, hvilket tillades til CT-scanninger, som benyttes til attenuationskorrektion (46).

6.6 Forholdet mellem dosis og billedkvalitet

På figur 19 og figur 20 ses scatterplots som afbilder dosis og billedkvalitet ved HD og LD CTscanningerne. Af figur 19 fremgår det, at organ characteristic thorax medførte højest dosis samt bedst billedkvalitet ved de tre billedkvalitetsmål. Af figuren ses der ikke store variationer i VGA-scoren på trods af dosisvariationerne ved de forskellige organ characteristic. I SNR og CNR var variationerne større, hvor der var størst forskelle mellem organ characteristic thorax og pelvis, hvor forskellene i dosis også var størst. Dette var forventeligt, da disse mål er et udtryk for støjens betydning for billedkvaliteten (1). Da højere dosis medfører mindre støj, var det forventeligt, at SNR og CNR ville være højst ved organ characteristic thorax. Dog var det påfaldende, at SNR og CNR var højere ved organ characteristic abdomen sammenlignet med spine, da dosis ved organ characteristic spine var højere end organ characteristic abdomen. En forklaring herpå kunne være, at der var nogle små afvigelser i placeringerne af ROIs, trods den konsistente fremgangsmåde. Herved kunne der eventuelt være beregnet højere SNR og CNR i organ characteristic abdomen end de reelle værdier. Fundene, som ses på figur 20, illustrerede, at organ characteristic thorax medførte højest dosis og bedst billedkvalitet med udgangspunkt i SNR og CNR. For de resterende organ characteristic var dosis samt SNR og CNR næsthøjest ved spine, derefter abdomen og lavest ved pelvis. Dog var billedkvaliteten med udgangspunkt i VGA-scoren bedst ved organ characteristic pelvis, som ydermere resulterede i lavest dosis. På figuren blev det ligeledes illustreret, at der ikke var store variationer i VGA-scoren på trods af dosisvariationerne ved de forskellige organ characteristic.

7.0 Konklusion

Med udgangspunkt i fundene i dette projekt kunne det konkluderes, at der ikke var statistisk signifikant forskel i dosis mellem *organ characteristic* thorax, abdomen, pelvis og spine. Dog var dosis lavest ved *organ characteristic* pelvis ved både højdosis og lavdosis CT-scanningerne. Dette fund må opvejes i forhold til klinisk signifikans, da patienter ikke bør eksponeres for unødig dosis, som altid bør holdes så lav som muligt i henhold til ALARA-princippet (10). Derudover var der ikke statistisk signifikant forskel i billedkvaliteten, målt ved SNR, CNR og VGA, mellem *organ characteristic* pelvis og spine. På baggrund af disse fund kunne der være grundlag for anbefaling af *organ characteristic* pelvis til helkrops CT-scanninger. Så vidt vides, er der ikke udført andre studier med lignende formål, hvorfor der bør foretages yderligere undersøgelser, for at øge generaliserbarheden af disse fund.

8.0 Referenceliste

1. Kusk MW. Multislice ct: billedkvalitet, dosis & teknik. 1. udgave. Frederiksberg: Radiografien; 2011.

2. CT-skanning - Patienthåndbogen på sundhed.dk [Internet]. [henvist 23. februar 2023]. Tilgængelig hos:

https://www.sundhed.dk/borger/patienthaandbogen/undersoegelser/undersoegelser/ct/ct-skanning/ 3. Asmar A, Brinth LS, Gormsen LC, Hess S, Zacho HD, redaktører. Klinisk nuklearmedicin. 3. udgave. København: Munksgaard; 2022.

4. Inoue Y. Radiation Dose Modulation of Computed Tomography Component in Positron Emission Tomography/Computed Tomography. Seminars in Nuclear Medicine. marts 2022;52(2):157–66.

5. Willowson KP, Bailey EA, Bailey DL. A retrospective evaluation of radiation dose associated with low dose FDG protocols in whole-body PET/CT. Australas Phys Eng Sci Med. marts 2012;35(1):49–53.

6. Huda W, Magill D, He W. CT effective dose per dose length product using ICRP 103 weighting factors: E/DLP conversion factors for CT using ICRP 103. Med Phys. 14. februar 2011;38(3):1261–5.

7. Inoue Y, Nagahara K, Tanaka Y, Miyatake H, Hata H, Hara T. Methods of CT Dose Estimation in Whole-Body ¹⁸ F-FDG PET/CT. J Nucl Med. maj 2015;56(5):695–700.

8. Seeram E. Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control. Fourth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2016. 487 s.

9. Nikolaou K, Bamberg F, Laghi A, Rubin GD, redaktører. Multislice CT [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2019 [henvist 7. marts 2023]. (Medical Radiology). Tilgængelig hos: https://link.springer.com/10.1007/978-3-319-42586-3

10. Zouain N, Saade C, Nehme RD. Weight-Based Protocols Offer Significant Reduction in Radiation Dose Without Affecting PET-CT Image Quality. Radiol Technol. september 2022;94(1):24–33.

11. Statistics | Eurostat. Medical technologies-examinations by medical imaging techniques (CT, MRI and PET). Sidst opdateret 10. november 2022 [Internet]. [henvist 13. marts 2023]. Tilgængelig hos:

https://ec.europa.eu/eurostat/databrowser/view/hlth_co_exam/default/table?lang=en

12. Marcus RP, Koerner E, Aydin RC, Zinsser D, Finke T, Cyron CJ, m.fl. The evolution of radiation dose over time: Measurement of a patient cohort undergoing whole-body examinations on three computer tomography generations. Eur J Radiol. januar 2017;86:63–9.

13. Ketelsen D, Buchgeister M, Fenchel M, Schmidt B, Flohr TG, Syha R, m.fl. Automated computed tomography dose-saving algorithm to protect radiosensitive tissues: estimation of radiation exposure and image quality considerations. Invest Radiol. februar 2012;47(2):148–52.

14. Söderberg M. OVERVIEW, PRACTICAL TIPS AND POTENTIAL PITFALLS OF USING AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL IN CT: SIEMENS CARE DOSE 4D. Radiat Prot Dosimetry. juni 2016;169(1–4):84–91.

15. SOMATOM Definition Edge [Internet]. [henvist 29. maj 2023]. Tilgængelig hos: https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/single-source-ct-scanner/somatomdefinition-edge

16. Buzug TM. Computed tomography: from photon statistics to modern cone-beam CT. Berlin: Springer; 2008. 521 s.

17. Outzen C. Grundbog i radiologisk røntgenfysik. København: Radiografens forlag;2013.

18. Garnett R. A comprehensive review of dual-energy and multi-spectral computed tomography. Clinical Imaging. november 2020;67:160–9.

19. Hermena S, Young M. CT-scan Image Production Procedures. I: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 [henvist 29. maj 2023]. Tilgængelig hos: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK574548/

20. Sundhedsstyrelsen. Strålingsguiden - ioniserende stråling. Version: 2.0; Versionsdato:30. januar 2013. 2013.

21. Valentin J, International Commission on Radiological Protection, redaktører. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford: Elsevier; 2007. 332 s. (ICRP publication).

Söderberg M, La S. Evaluation of adaptation strengths of CARE Dose 4D in pediatric
CT. I: Nishikawa RM, Whiting BR, redaktører. Lake Buena Vista (Orlando Area), Florida, USA;
2013 [henvist 29. maj 2023]. s. 866833. Tilgængelig hos:

http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2001694

23. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, m.fl. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. Lancet. 4. august 2012;380(9840):499–505.

24. Indenrigs- og Sundhedsministeriet. Lov om ioniserende stråling og strålebeskyttelse (strålebeskyttelsesloven) [Internet]. jan 15, 2018. Tilgængelig hos:

https://www.retsinformation.dk/eli/lta/2018/23

25. McCollough CH. CT DOSE: HOW TO MEASURE, HOW TO REDUCE. Health Physics. november 2008;95(5):508–17.

26. Sundhedsstyrelsen S. Patientdosimetri ved CT-skanninger af voksne -Indsamling og vurdering af patientdoser til sammenligning med referencedoser [Internet]. Sundhedsstyrelsen; 2022. Tilgængelig hos: https://www.sst.dk/-/media/Udgivelser/2022/Patientdosimetri/Vejledning-om-patientdosimetri-ved-CT-skanninger-af-voksne_udgivelse-maj-

2022.ashx?sc_lang=da&hash=32F030A8801369CCA2780CD52A2DAFFF

27. Toda H. X-Ray CT: Hardware and Software Techniques [Internet]. Singapore: Springer Singapore; 2021 [henvist 7. marts 2023]. Tilgængelig hos:

https://link.springer.com/10.1007/978-981-16-0590-1

28. Papadakis AE, Perisinakis K, Oikonomou I, Damilakis J. Automatic Exposure Control in Pediatric and Adult Computed Tomography Examinations: Can We Estimate Organ and Effective Dose From Mean mAs Reduction? Investigative Radiology. oktober 2011;46(10):654–62.

29. Soderberg M, Gunnarsson M. The effect of different adaptation strengths on image quality and radiation dose using Siemens Care Dose 4D. Radiation Protection Dosimetry. 1. april 2010;139(1–3):173–9.

30. van Straten M, Deak P, Shrimpton PC, Kalender WA. The effect of angular and longitudinal tube current modulations on the estimation of organ and effective doses in x-ray computed tomography. Med Phys. 2. oktober 2009;36(11):4881–9.

31. CT Whole Body Phantom "PBU-60" | KYOTO KAGAKU [Internet]. [henvist 3. april 2023]. Tilgængelig hos: https://www.kyotokagaku.com/en/products_data/ph-2b/

32. Nielsen O, Springborg A, Gotenborg B. Anatomi og fysiologi - ind under huden. 2. udg. København: Munksgaard Danmark; 2012.

33. Anand S, Shantha Selva Kumari R. Sharpening enhancement of Computed Tomography (CT) images using Hyperbolic Secant Square filter. Optik. 1. august 2013;124(15):2121–4.

34. iMAR [Internet]. [henvist 20. marts 2023]. Tilgængelig hos: https://www.siemenshealthineers.com/en-us/computed-tomography/options-upgrades/clinical-applications/imar

35. Hsieh SS, Leng S, Yu L, Huber NR, McCollough CH. A minimum SNR criterion for computed tomography object detection in the projection domain. Med Phys. august 2022;49(8):4988–98.

36. Speelman ES, Brocx B, Wilbers JE, de Bie MJ, Ivashchenko O, Tank Y, m.fl. The influence of arm positions on abdominal image quality of whole-body computed tomography in trauma: systematic review. Emerg Radiol. 1. april 2020;27(2):141–50.

37. Almutairi A, Sun Z, Poovathumkadavi A, Assar T. Dual Energy CT Angiography of Peripheral Arterial Disease: Feasibility of Using Lower Contrast Medium Volume. Zhang H, redaktør. PLoS ONE. 29. september 2015;10(9):e0139275.

38. Bao Q, Chatziioannou AF. Estimation of the minimum detectable activity of preclinical PET imaging systems with an analytical method. Med Phys. november 2010;37(11):6070–83.

39. Precht H, Hansson J, Outzen C, Hogg P, Tingberg A. Radiographers' perspectives' on Visual Grading Analysis as a scientific method to evaluate image quality. Radiography. oktober 2019;25:S14–8.

40. Gatt S, Portelli JL, Zarb F. Optimisation of the AP abdomen projection for larger patient body thicknesses. Radiography. februar 2022;28(1):107–14.

41. Mohammadi P, Ebrahimi-Moghadam A, Shirani S. Subjective and Objective Quality Assessment of Image: A Survey. 2014 [henvist 27. marts 2023]; Tilgængelig hos: https://arxiv.org/abs/1406.7799

42. Mifsud K, Portelli JL, Zarb F, Couto JG. Evaluating the use of higher kVp and copper filtration as a dose optimisation tool in digital planar radiography. Radiography. august 2022;28(3):586–92.

43. Ludewig E, Richter A, Frame M. Diagnostic imaging – evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis. Vet Res Commun. juni 2010;34(5):473–9.

44. Månsson LG. Methods for the Evaluation of Image Quality: A Review. Radiation Protection Dosimetry. 1. august 2000;90(1):89–99.

45. Båth M, Månsson LG. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a nonparametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. BJR. marts 2007;80(951):169–76.

46. Ting Xia, Alessio AM, Kinahan PE. Limits of ultra-low dose CT attenuation correction for PET/CT. I: 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC) [Internet]. Orlando, FL: IEEE; 2009 [henvist 7. april 2023]. s. 3074–9. Tilgængelig hos: http://ieeexplore.ieee.org/document/5401665/

47. Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkl M, Kalender W, m.fl. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. Eur Radiol. 2000;10(2):391–4.

48. Hundt W, Rust F, Stäbler A, Wolff H, Suess C, Reiser M. Dose reduction in multislice computed tomography. J Comput Assist Tomogr. 2005;29(1):140–7.

49. Das M, Mahnken AH, Mühlenbruch G, Stargardt A, Weiss C, Sennst DA, m.fl. Individually adapted examination protocols for reduction of radiation exposure for 16-MDCT chest examinations. AJR Am J Roentgenol. maj 2005;184(5):1437–43.

50. Greess H, Wolf H, Baum U, Kalender WA, Bautz W. [Dosage reduction in computed tomography by anatomy-oriented attenuation-based tube-current modulation: the first clinical results]. Rofo. marts 1999;170(3):246–50.

51. Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. Med Phys. november 1999;26(11):2235–47.

52. SOMATOM Definition Edge System Owner Manual. Siemens Healthineers. Ikke publiceret scannermanual.

53. Siemens Healthineers | Corporate Home [Internet]. [henvist 12. april 2023]. Tilgængelig hos: https://www.siemens-healthineers.com/

54. Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJG, Giammarile F, Tatsch K, Eschner W, m.fl. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging. februar 2015;42(2):328–54.

55. Google [Internet]. Google. [henvist 16. maj 2022]. Tilgængelig hos: https://www.google.com/

56. Embase [Internet]. Embase. [henvist 16. maj 2022]. Tilgængelig hos: https://www.embase.com/landing?status=grey

57. PubMed [Internet]. PubMed. [henvist 16. maj 2022]. Tilgængelig hos: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/

58. Haraldstad AMB, Christophersen E. Chapter 5 - Literature Searches and Reference Management. I: Laake P, Benestad HB, Olsen BR, redaktører. Research in Medical and Biological Sciences (Second Edition) [Internet]. Amsterdam: Academic Press; 2015 [henvist 12. april 2023]. s. 125–65. Tilgængelig hos:

https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780127999432000057

59. Litteratursøgning i praksis - begreber, strategier og modeller | Sygeplejersken, DSR [Internet]. DSR. 2008 [henvist 15. december 2022]. Tilgængelig hos:

https://dsr.dk/sygeplejersken/arkiv/sy-nr-2008-10/litteratursogning-i-praksis-begreber-strategier-og-modeller

60. Schroeder T, Schulze S, Hilsted J, Gøtzsche L, redaktører. Basisbog i medicin og kirurgi. 5. Kbh.: Munksgaard; 2012.

61. Liang B, Gao Y, Chen Z, Xu XG. Evaluation of Effective Dose from CT Scans for Overweight and Obese Adult Patients Using the VirtualDose Software. Radiat Prot Dosimetry. april 2017;174(2):216–25.

62. Saade C, Ammous A, Abi-Ghanem AS, Giesel F, Asmar K. Body Weight-Based Protocols During Whole Body FDG PET/CT Significantly Reduces Radiation Dose without Compromising Image Quality:Findings in a Large Cohort Study. Academic Radiology. maj 2019;26(5):658–63.

63. MacDougall RD, Kleinman PL, Callahan MJ. Size-based protocol optimization using automatic tube current modulation and automatic kV selection in computed tomography. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2016;17(1):328–41.

64. Mhagama A, Msaki P. Assessment of radiation dose reduction potential and clinical utilization of automatic tube current systems. Imaging in Medicine. 31. maj 2021;13(5):1.

65. Hu X, Gou J, Lin W, Zou C, Li W. Size-specific dose estimates of adult, chest computed tomography examinations: Comparison of Chinese and updated 2017 American College of Radiology diagnostic reference levels based on the water-equivalent diameter. PLoS One. 2021;16(9):e0257294.

66. Bisgaard M, McEvoy FJ, Nielsen DH, Allberg C, Müller AV, Timm S, m.fl. Collimation and Exposure Parameter Influence Image Quality and Potential Radiation Dose to the Eye Lens of Personnel in Computed Radiography of the Canine Pelvis. Front Vet Sci. 14. december 2021;8:684064.

67. Zarb F, McEntee MF, Rainford L. Visual grading characteristics and ordinal regression analysis during optimisation of CT head examinations. Insights Imaging. juni 2015;6(3):393–401.

68. CEC. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16260 EN. Luxemborg: Office for official publications of the European Communities, 1996. [Internet]. [henvist 4. april 2023]. Tilgængelig hos:

https://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm

69. Vilstrup DLindstrøm, Bennich B. Basal epidemiologi og statistik. Munksgaard; 2014.
70. Internationale Atomenergie-Organisation. PET/CT atlas on quality control and image artefacts [Internet]. Vienna: IAEA; 2014. 89 s. (IAEA human health series). Tilgængelig hos: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1642web-16821314.pdf

71. Sureshbabu W, Mawlawi O. PET/CT imaging artifacts. J Nucl Med Technol. september 2005;33(3):156–61; quiz 163–4.

72. Arapakis I, Efstathopoulos E, Tsitsia V, Kordolaimi S, Economopoulos N, Argentos S, m.fl. Using "iDose ⁴" iterative reconstruction algorithm in adults' chest–abdomen–pelvis CT examinations: effect on image quality in relation to patient radiation exposure. BJR. april 2014;87(1036):20130613.

73. Kristensen SV, Outzen C, Grau LM, Larsen TR, Bidstrup M, Egeskjold MV, m.fl. Can advanced edge enhancement software improve image quality to visualise tubes, catheters and wires in digital chest radiographs? Radiography. januar 2023;29(1):165–70. 74. Zar JH. Biostatistical analysis. 5th ed. Upper Saddle River, N.J: Prentice-Hall/Pearson; 2010. 944 s.

75. Verdun FR, Racine D, Ott JG, Tapiovaara MJ, Toroi P, Bochud FO, m.fl. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. Physica Medica. december 2015;31(8):823–43.

76. Department of Radiology, Kangwon National University Hospital, Hyo-Geum K, Ki-Baek L. Radiation Dose Comparison according to Different Organ Characteristics at Same Scan Parameters Using CareDose 4D: An Adult and Pediatric Phantom Evaluation. J Radiol Sci Technol. 31. august 2019;42(4):271–7.

77. Sharma H. Statistical significance or clinical significance? A researcher's dilemma for appropriate interpretation of research results. Saudi J Anaesth. 2021;15(4):431.

78. Thilander-Klang A, Ledenius K, Hansson J, Sund P, Bath M. Evaluation of subjective assessment of the low-contrast visibility in constancy control of computed tomography. Radiation Protection Dosimetry. 1. april 2010;139(1–3):449–54.

79. Tingberg A, Båth M, Håkansson M, Medin J, Besjakov J, Sandborg M, m.fl. Evaluation of image quality of lumbar spine images: a comparison between FFE and VGA. Radiation Protection Dosimetry. 17. maj 2005;114(1–3):53–61.

80. Tapiovaara MJ, Sandborg M. How should low-contrast detail detectability be measured in fluoroscopy? Med Phys. 26. august 2004;31(9):2564–76.