

UNIVERSITETET FOR MILJØ- OG BIOVITENSKAP





## Forord

Denne masteroppgaven i Folkehelsevitenskap ved Universitetet for Miljø- og Biovitenskap er gjort i samarbeid med Statens Strålevern og Universitetet i Oslo, Institutt for fysikk. En del av oppgaven var å teste en betaversjon 1.0 av en ny programvare for beregning av organdoser i pediatrik datatomografi (CT), utviklet ved National Cancer Institute i USA. Programvaren vil bli brukt til doserekonstruksjon i et multinasjonalt epidemiologisk prosjekt, EPI-CT, under EUs 7<sup>ende</sup> rammeprogram. EPI-CT-prosjektet tar sikte på å studere mulig sammenheng mellom CT i barndommen og senere kreft. Den nye programvaren er testet på lokale protokoller som ble brukt i Norge på 1990-tallet, og en nåværende moderne CT-scanner. Det understrekes at siden programvaren er en betaversjon, kan de beregnede organdosene i resultatene endre seg noe. Hovedkonklusjonene i oppgaven vil imidlertid bli stående. Intern veileder ved Universitetet for miljø- og biovitenskap har vært professor Deborah H. Oughton. Ekstern faglig veileder for denne oppgaven har vært Hilde M. Olerud ved Statens Strålevern og Universitet i Oslo, Institutt for fysikk. Takk til Hilde for god veiledning og mange gode innspill underveis i arbeidet.

This Master thesis in Public Health Science at Norwegian University of Life Sciences has been done in collaboration with the Norwegian Radiation Protection Authority and University of Oslo, Institute of Physics. Part of the task was to test a beta version of new software for calculation of organ absorbed doses in pediatric computed tomography (CT) which is being developed at the National Cancer Institute in US. The software will be used for dose reconstruction in a EU7 framework epidemiological project, EPI-CT, aimed to study possible correlation between CT in childhood and later cancer. The new software has been tested on local protocols used in Norway in the 1990s, and one current modern scanner. We emphasize that since the software is still a beta version, the calculated organ doses in the results might be different somewhat from the values calculated from a production version. However, the main conclusions in the thesis will still sustain.

Gjøvik, mai 2013

## Sammendrag

**Bakgrunn:** Bruk av datatomografi (CT) har økt i Norge de siste ti årene og står nå for 80 % av befolkningsdosen fra medisinsk bruk av stråling. Det er usikkerhet rundt risikoen ved bruk av ioniserende stråling, særlig knyttet til CT av barn og unge. En stor internasjonal studie (EPI-CT-prosjektet) tar sikte på å skaffe økt kunnskap om risiko for leukemi og hjernekreft forbundet med CT-undersøkelser hos barn og unge.

**Studiens hensikt:** Karlegging av organdoser til barn ved CT-undersøkelser på 1990-tallet. Studien er gjennomført i samarbeid med Statens Strålevern som er deltaker i EPI-CT-prosjektet.

**Materiale og metode:** Stedlige protokoller fra CT-scannere som ble brukt på 1990-tallet beregnet for voksne, og betaversjon av ny programvare for utregning av organdoser til barn og unge som skal brukes i EPI-CT-prosjektet. To dosekalkulatorer som er tilgjengelig på markedet er brukt til sammenligning av ny programvare. Organdoser til barn i ulike aldersgrupper er beregnet for ulike scannermodeller og for stedlige protokoller. Disse resultatene er sammenlignet med aldersjusterte protokoller som brukes i dag.

**Resultater:** Det er store variasjoner i doser til ulike aldersgrupper, scannermodeller og stedlige protokoller. Dersom 1990-protokoller ble brukt på barn, betyr det at en ettåring kan ha mottatt doser i størrelsesorden 54 (17– 77) mGy til hjerne og 21 (7 – 31) mGy til rød benmarg for CT av hode. For CT av thorax kan en nyfødt ha mottatt doser i størrelsesorden 14 (10 – 21) mGy til rød benmarg. For CT av abdomen kan dosene har vært 10 (6 – 17) mGy til rød benmarg for aldersgruppen 10 år. Dette er doser som er til dels betydelig høyere enn aldersjusterte protokoller som brukes i dag.

**Konklusjon:** Under forutsetning av at voksenprotokoller ble brukt, er dosene barn fikk ved CT-undersøkelser på 1990-tallet er av en slik størrelsesorden at man kan vente og finne resultater i EPI-CT-prosjektet.

**Nøkkelord:** Organdoser, barn, CT-undersøkelser, leukemi, hjernekreft, risiko

## Abstract

**Background:** The use of computed tomography in Norway has increased the last decades, accounting for 80% of the population dose from medical use of radiation. There is uncertainty around the risks from ionizing radiation, particularly related to the use of computed tomography in children. A large international study (EPI-CT project) aims to provide knowledge about the risk of leukemia and brain cancer associated with computed tomography in children and adolescents.

**Purpose of the study:** Calculation of organ doses to children from computed tomography examinations in the 1990s. The study was conducted in collaboration with the Norwegian Radiation Protection Authority as a participant in the EPI-CT project.

**Materials and methods:** Local protocols from scanners used in the 1990s intended for adults, and a beta version of new software for calculation of organ doses to children to be used in the EPI-CT project. Two dose calculators available on the market are used for comparison of new software. Organ doses to children of various ages are calculated for different scanner models and local protocols. These results are compared with age-adjusted protocols used today.

**Results:** There are large variations in doses between different age groups, scanner models and local protocols. If the 1990s protocols were used on children, a one year old child may have received doses in the range of 54 (17-77) mGy to the brain, and 21 (7-31) mGy to active marrow from CT of the head. From CT of the chest, a newborn may have received doses in the range of 14 (10-21) mGy to active marrow. From CT of the abdomen 10 year old children may have received doses in the range of 10 (6-17) mGy to active marrow. These doses are considerably higher than the age-adjusted protocols used today.

**Conclusion:** Assuming that protocols intended for adults were used, the doses children received from computed tomography during the 1990s are of such magnitude that they may find results in the EPI-CT project.

**Keywords:** Organ doses, children, computed tomography, leukemia, brain cancer, risk

# Innhold

Forord .....	
Sammendrag .....	
Abstract .....	
1.0 Innledning.....	1
1.1 Bakgrunn for valg av tema.....	3
1.2 Overordnet formål med oppgaven .....	4
1.3 Presentasjon av problemstillingen .....	6
2.0 Teori.....	8
2.1 Bruk av radiologi i diagnostikken.....	8
2.2 CT – oppbygging og virkemåte .....	9
2.3 Stråledoser, dosebegrep og effekter av stråling .....	13
2.4 CT dosimetri .....	15
2.4.1 Monte Carlo-beregninger og matematiske fantomer .....	16
2.5 Stråledoser og kreftrisiko .....	17
2.5.1 Barn og kreftrisiko .....	18
3.0 Materiale og metode.....	22
3.1 Datamateriale og utvalg .....	24
3.2 Dosekalkulatorer .....	26
3.2.1 ImPACT .....	28
3.2.2 CT Expo .....	29
3.2.3 NCICT beta 1.0.....	30
3.3 Utregning av doser i dosekalkulatorene .....	32
3.3.1 Utregning for alle tre dosekalkulatorene .....	32
3.3.2 Utregning på åtte scannere i NCICT beta 1.0 .....	33
3.3.3 Utregning av stedlige doser på 13 scannere i NCICT beta 1.0.....	33
3.3.4 Utregning av doser i NCICT beta 1.0 på en scanner som brukes i dag.....	33
3.4 Dataanalyse .....	34
3.5 Etske betraktninger .....	35
4.0 Resultat.....	36
4.1 Test av ny dosekalkulator utviklet for EPI-CT-prosjektet .....	36
4.1.1 Forskjell mellom kalkulatorene ved hodeundersøkelser .....	36
4.1.2 Forskjell mellom kalkulatorene ved thoraxundersøkelser .....	37
4.1.3 Forskjell mellom kalkulatorene ved abdomenundersøkelser .....	38

4.2 Dosevariasjon mellom kjønn og ulike aldersgrupper .....	39
4.3 Dosevariasjon mellom ulike scannermodeller .....	41
4.3.1 Organdoser ved hodeundersøkelser .....	42
4.3.2 Organdoser ved thoraxundersøkelser.....	44
4.3.3 Organdoser ved abdomenundersøkelser.....	46
4.4 Stedlige doser .....	47
4.4.1 Stedlige doser ved hodeundersøkelser .....	47
4.4.2 Stedlige doser ved thoraxundersøkelser.....	49
4.4.3 Stedlige doser ved abdomenundersøkelser.....	50
4.5 Aldersjusterte protokoller som brukes i dag kontra stedlige protokoller fra 1990-tallet.....	52
4.5.1 Organdoser ved hodeundersøkelser .....	52
4.5.2 Organdoser ved thoraxundersøkelser.....	54
4.5.3 Organdoser ved abdomenundersøkelser.....	55
4.6 Aldersjusterte protokoller som brukes i dag kontra scannere fra 1990-tallet.....	57
4.6.1 Organdoser ved hodeundersøkelser .....	57
4.6.2 Organdoser ved thoraxundersøkelser.....	58
4.6.3 Organdoser ved abdomenundersøkelser.....	59
5.0 Diskusjon .....	60
5.1 Test av tre dosekalkulatorer.....	61
5.2 Dosevariasjoner mellom kjønn og ulike aldersgrupper.....	62
5.3 Dosevariasjoner mellom ulike scannere .....	63
5.4 Stedlige doser .....	65
5.5 Dagens protokoller sammenlignet med stedlige protokoller fra 1990-tallet .....	68
5.6 Dagens protokoller sammenlignet med scannerne fra 1990-tallet .....	69
5.7 Stråledoser, barn og risiko.....	70
5.7.1 Behovet for aldersjusterte protokoller .....	72
5.8 Metodevurdering .....	73
6.0 Konklusjon .....	75
7.0 Litteratur.....	77
Vedlegg I Avtale om testing av NCICT beta 1.0 .....	81
Vedlegg II Tilbakemeldingsskjema ved uttesting av NCICT beta 1.0.....	83
Vedlegg III Eksempel på utregning av organdoser i NCICT beta 1.0 .....	85
Vedlegg IIII Ordliste .....	88

## 1.0 Innledning

Radiologi omfatter i dag mange bruksområder og modaliteter. Det har vært en stor teknologisk utvikling som gir bedre muligheter for å stille en korrekt diagnose.

Tilgjengelighet av utsyr og nye modaliteter med stadig nye bruksområder har hatt betydning for individuell dose og samlet befolkningsdose i den vestlige verden. Tilgjengeligheten har ført til økt bruk av radiologiske tjenester, særlig datatomografi (CT), og dette har gitt en økning i befolkningsdosen i Norge og Europa. Statens Strålevern sier i sin Strategiske Plan at økningen i bruk av radiologiske undersøkelser forventes å fortsette, som igjen kan føre til økte pasientdoser (Statens Strålevern 2008, 2010; DDM2 2012).

Fra 1980 – tallet og fram til i dag har Statens Strålevern kartlagt omfanget av radiologiske undersøkelser og befolkningsdoser. Kartleggingene viser at antall konvensjonelle røntgenundersøkelser har blitt noe redusert, mens antall CT-undersøkelser har økt betydelig og ført til at befolkningsdosen fra medisinsk ioniserende stråling har økt med 40 % siden 1993. Pr. 2002 sto CT for 59 % av befolkningsdosen i Norge. Den siste kartleggingen fra 2008 viste at befolkningsdosen fra medisinsk ioniserende stråling på 1,1 millisievert (mSv) pr. innbygger er den samme som ved kartleggingen i 2002, men at CT nå står for 80 % av befolkningsdosen. Antallet CT- undersøkelser har altså økt i perioden 2002 til 2008, mens de konvensjonelle røntgenundersøkelsene har gått ned. Dermed står CT for det største bidraget til befolkningsdosen Norge. I forhold til andre europeiske land gjør Norge mange CT- undersøkelser, og siden CT gir høye stråledoser i forhold til konvensjonell røntgen, vil en økning i bruk av CT gi konsekvenser for befolkningsdosen (Statens Strålevern 2006, 2010). Befolkningsdosen på 1,1 mSv er et gjennomsnitt, men de individuelle dosene kan variere mye.

I Norge ligger ansvaret for overvåkning, tilsyn og kvalitetssikring innen medisinsk bruk av stråling hos Statens Strålevern. Statens Strålevern er et myndighets – og kompetanseorgan for bruk av all stråling, og et direktorat under Helse – og omsorgsdepartementet. De har i tillegg mandat og direktoratsoppgaver for Miljøverndepartementet og Utenriksdepartementet. Forvaltning av nasjonalt og internasjonalt regelverk inngår også i deres arbeid, og de jobber for å øke kunnskapen om helse – og miljømessige effekter av stråling og strålebruk (Statens Strålevern 2008).



Tre grunnprinsipper er viktig for Statens Strålevern; berettigelse, optimalisering og dosebegrensning for menneske, miljø og samfunn. I berettigelse ligger det et krav om at fordelene ved bruk av stråling skal oppveies av eventuelle skader som følge av strålingen. I begrepet optimalisering ligger det at strålingen skal holdes så lav som mulig uten at bildekvaliteten forringes. Dette kalles ALARA-prinsippet. ALARA står for As Low As Reasonably Achievable, og er nedfelt i strålevernforskriften (Statens Strålevern 2008; Lovdata 2012).

Det Internasjonale Atomenergibyrådet (IAEA) bruker begrepet «AAA» for å redusere bruken av unødige CT-undersøkelser. Begrepet står for Awareness (bevissthet), Appropriateness (hensiktsmessighet) og Audit (revisjon), og er rettet mot henvisende lege og radiolog. Man ønsker en bevissthet rundt stråledoser og risiko, og at pasienter som henvises til CT-undersøkelser har behov for undersøkelsen. Begrepet revisjon betyr at henvisningen kvalitetssikres i henhold til henvisningskriterier (IAEA 2011; Staten Strålevern 2012).

En undersøkelse gjort av Kristin B. Lysdahl og Bjørn Hofmann i 2009, viser at økningen i bruk av radiologiske tjenester skyldes ny teknologi og pasientenes krav om å bli undersøkt. Klinikerens ønske om å være på den sikre siden, økt tilgjengelighet og en økning i kliniske indikasjoner bidrar også til økt bruk (Lysdahl og Hofmann 2009).

Undersøkelser fra USA og Storbritannia viser at det kan være økt risiko for utvikling av kreft som følge av bruk av CT, og den økte bruken skaper bekymring (Berrington de Gonzalez mfl. 2009; Pearce mfl. 2012). Dersom det er økt risiko for kreftutvikling som følge av CT-undersøkelser, kan dette bli en utfordring sett i et folkehelseperspektiv, og økt bevissthet rundt dette er viktig.

## 1.1 Bakgrunn for valg av tema

Røntgenundersøkelser kan avdekke mange tilstander og sykdommer, og kan gi pasientene mulighet for korrekt behandling og dermed forlenge liv og øke livskvalitet. Medisinsk strålebruk er det største menneskeskapte bidraget til befolkningsdose, hvorav CT som sagt står for mesteparten, derfor er det viktig at det er gode indikasjoner for å gjøre slike undersøkelser. Optimalisering av undersøkelsesteknikker og veiledende referanseverdier for alle røntgenundersøkelser er viktige faktorer for å holde stråledosene så lave som mulig, og samtidig ivareta diagnostisk verdi (Martin og Sutton 2002).

Den Internasjonale Kommissjonen for Strålevern (ICRP) er et overordnet organ som siden 1928 har jobbet med å lage standarder og retningslinjer for å forhindre stråleinduserte skader, og for beskyttelse av miljøet. De har utgitt en rekke publikasjoner, og den siste publikasjonen IRCP103, kom i 2007 og omfatter strålefølsomhet til organer (IRCP publication 103 2007).

Statens Strålevern bygger på ICRP's prinsipper om berettigelse, optimalisering og dosebegrensning. Siden det er usikkerhet rundt risikoen ved bruk av ioniserende stråling ved radiologiske undersøkelser, er det behov for å skaffe ny kunnskap rundt dette temaet. Fra 2011 ble Statens Strålevern og Kreftregisteret med som to uavhengige partnere i et EU-prosjekt kalt EPI-CT (2011 – 2015), som ledes av det Internasjonale Byrået for Kreftforskning (IARC) i Lyon. Dette er en stor internasjonal epidemiologisk studie, hvor Norge og 10 andre europeiske land er med. Prosjektet vil kunne gi ny kunnskap om helseeffekter og risiko forbundet med CT-undersøkelser av barn og unge. Siktemålet er å evaluere risikoen for senskader som leukemi og hjernekreft knyttet til CT-undersøkelser gjort på barn. I tillegg skal prosjektet gi ny kunnskap til utforming av nasjonale faglige anbefalinger for CT- undersøkelser av barn, og optimalisering av diagnostiske referanseverdier. I EPI-CT-prosjektet vil stråledoser fra CT- undersøkelser gjort på barn beregnes ved hjelp av et nyutviklet Software program som er utviklet ved National Cancer Institute i USA. Fra prosjektet nasjonalt er det etablert en kohort av barn og unge fra 0 – 20 år, som Kreftregisteret skal følge over en periode på fem år; retrospektivt fra 1990 – 2010, og prospektivt 2011 – 2015. Den nasjonale kohorten er nå på rundt 40 000 barn, og internasjonalt ønsker man en kohort på over 1 million barn og unge. Man ønsker å beregne organdoser for barna i kohorten, for å undersøke om det er sammenheng mellom dosene de har fått fra CT- undersøkelser og tilfeller av leukemi og hjernetumor. Prosjektet gjøres i samarbeid med radiologiske avdelinger i Norge. Kohorten og data fra CT- undersøkelsene høstes fra de ulike

radiologiske avdelingene gjennom deres Røntgen Informasjon System (RIS) og Patient Archiving Communication System (PACS) system (Statens Strålevern 2011a, 2012; Thierry-Chef mfl. 2013).

Nasjonalt består EPI-CT-prosjektet av ulike deler, såkalte arbeidspakker, se tabell 1. Krefregisteret har ansvar for etableringen av den nasjonale kohorten, vedlikehold av den nasjonale databasen, avidentifisering av data, samt innhenting av utfallsdata (arbeidspakke to, tre og seks). Statens Strålevern har ansvar for å samle inn parametere fra sykehusene som skal brukes til doserekonstruksjon og optimalisering av CT-undersøkelser og protokoller. De har også ansvar for å koordinere arbeidet nasjonalt (arbeidspakke en, tre, fire, seks, sju og åtte) (Statens Strålevern 2011a).

Arbeidspakker i EPI - CT prosjektet (2011 – 2015)		
WP1	Koordinering og ledelse	NRPA
WP2	Epidemiologiske metoder	KR
WP3	Datainnsamling	NRPA, KR
WP4	Beregning av stråledoser	NRPA
WP5	Strålebiologiske mekanismer	(pilot)
WP6	Dataanalyse og tolkning	NRPA, KR
WP7	Optimalisering av pediatrik CT	NRPA
WP8	Formidling av resultater	NRPA
NRPA = Statens strålevern, KR = Krefregisteret		

Tabell 1 viser aktører som er involvert i de ulike arbeidspakkene nasjonalt. Egen tabell.

Denne oppgaven er en del av arbeidspakke fire, som består av beregning av stråledoser.

## 1.2 Overordnet formål med oppgaven

Hensikten med denne oppgaven er å skaffe kunnskap om organdoser til barn som ble undersøkt med CT på 1990-tallet, før PACS ble innført i norske sykehus. Før 2000-tallet var radiologiske avdelinger i Norge analoge, og bildene ble lagret i konvolutter i et fysisk bildearkiv. De hadde RIS for timebestilling og svar på radiologiske undersøkelser, men bildearkivet var altså analogt. På begynnelsen av 2000-tallet ble røntgenavdelingene digitale på bildesiden, og bildene lagres nå i PACS. Barn fra kohorten i EPI-CT- prosjektet som har blitt undersøkt etter PACS-innføringen vil ha scanparametere for sin CT-undersøkelse tilgjengelig i PACS, og på disse barna kan man gjøre individuelle doserekonstruksjoner. I tiden før introduksjon av PACS ved norske sykehus, er man i EPI-CT-prosjektet avhengig av informasjon fra RIS alene. Det er ikke samme mulighet for doserekonstruksjon på barn som ble undersøkt før PACS-innføringen, man har kun informasjon om undersøkelsestype og

hvilken CT- maskin som ble brukt. På disse barna må man gjøre et estimat over organdosene de kan ha fått på CT basert på innsamling av gamle protokoller.

Statens Strålevern har fra 1980 – tallet og fram til i dag god oversikt over stråledosene til voksne pasienter, mens oversikten over doser til barn er mer sparsomme. Man ønsker gjennom EPI-CT-prosjektet å finne ut hvordan dosene er fordelt mellom ulike aldersgrupper. Man antar at barn er mer strålefølsomme enn voksne, og derfor kan ha høyere risiko for å utvikle senskader, samtidig som livslengden gjør at en kreftsykdom får lengre tid til å manifestere seg (Statens Strålevern 2011a).

Den økte bruken av CT-undersøkelser på barn skyldes den gode diagnostikken bildene gir, samt at tiden en slik undersøkelse tar har gått betydelig ned på grunn av bedre teknologi. Organdosene fra CT-undersøkelser er høyere enn ved konvensjonelle radiologiske undersøkelser, og dette skaper bekymring for økt risiko for utvikling av kreft (IARC 2012).

Ved hjelp av en landsdekkende spørreundersøkelse Statens Strålevern gjorde i 1994, ble undersøkelsesteknikk og stråledoser ved sju vanlige CT-undersøkelser ved norske sykehus kartlagt. 49 CT-scannere fra fire ulike leverandører ble omfattet i denne undersøkelsen, som representerte 70 % av CT-scannere i Norge. Undersøkelsen gjort i 1994 baseres på standardprotokoller og undersøkelsesteknikk tilpasset voksne pasienter. Den viste at det var store variasjoner i stråledoser mellom de ulike scannerne og sykehusene, og at årsaken var ulike undersøkelsesteknikker og tekniske forhold knyttet til scannerne. Man fant at forholdet mellom høyeste og laveste stråledose for samme undersøkelsestype varierte med en faktor på 8-12 (Olerud og Finne 1995).

I denne oppgaven brukes dataene fra undersøkelsen til Olerud og Finne (1995) som utgangspunkt for å beregne organdoser til ulike aldergrupper og kjønn. Måten organdoser estimeres i denne studien, kan videreføres i EPI-CT-prosjektet nasjonalt for rekonstruksjon av doser til barn før PACS ble innført ved norske sykehus.

### 1.3 Presentasjon av problemstillingen

De fleste CT-undersøkelser i dag gir lavere stråledose enn de som ble utført på 1990 – tallet grunnet bedre utstyr, bedre teknikk og alderstilpassede protokoller. I dag brukes ulike protokoller og scanparametere på barn og voksne, og de nyere CT- maskinene bruker protokoller tilpasset pasientenes alder og størrelse slik at ALARA- prinsippet blir ivaretatt. Det er likevel viktig at man stadig jobber med optimalisering av undersøkelser for å holde doseverdiene så lave som mulig. På 1990-tallet var det ikke så vanlig å bruke protokoller tilpasset alder og størrelse, siden man ikke hadde mulighet for lagring av protokollene på CT-scannerens dataprogram, de ulike variablene måtte settes inn manuelt av operatøren. Dagens CT-scannere har større mulighet for lagring av ulike protokoller tilpasset alder og undersøkelsestype. CT-scannerne som ble brukt på 1990-tallet hadde ingen mulighet for dosemodulering, hvor CT-scanner automatisk velger scanparametere ut fra pasienten størrelse, slik scannere som brukes i dag har. Det fantes heller ikke programvare for å regne stråledoser fra CT-undersøkelser spesifikt på barn i ulike aldersgrupper.

Hypotesen i denne oppgaven er at det var mer vanlig å bruke samme protokoll og scanparametere på alle aldersgrupper ved CT-undersøkelser på 1990 – tallet, slik at barn mottok høyere stråledoser enn voksne. Videre at barna fikk høyere doser enn de får i dag, fordi det nå er mer vanlig å bruke aldersjusterte protokoller.

Dette gir problemstillingen:

***Hva var organdosene til barn ved CT – undersøkelser gjort på 1990-tallet dersom protokoller tilpasset voksne ble brukt? Hvordan er disse dosene sammenlignet med organdoser barn får i dag?***

Sentralt i EPI-CT- prosjektet er det som sagt utviklet ny Software for beregning av organdoser ved CT-undersøkelser, NCICT dosekalkulator. Denne programvaren skal ha brukt matematiske fantomer hvor organene er bedre representert for ulike aldersgrupper og kjønn, sammenlignet med tilsvarende tilgjengelige dosekalkulatorer. Statens Strålevern har fått tilgang til en betaversjon av NCICT - dosekalkulator for uttesting, NCICT beta 1.0 (National Cancer Institute 2012). Vedlegg I viser tillatelse for testing av denne betaversjonen.

Av pediatriske CT-undersøkelser gjøres det flest undersøkelser av hode, deretter lunger og mageregion (Galanski, Nagel og Stamm 2005). Protokoller som er aktuelle å se på i denne oppgaven er CT-undersøkelser av hode, lunger, mageregion og bekkenorganer. Bestråling av

disse områdene gir doser til strålefølsomme organer som hjerne, forplantningsorganer, brystvev og rød benmarg.

I denne oppgaven brukes som nevnt data og protokoller fra undersøkelsen til Olerud og Finne (1995). Først sammenlignes NCICT beta 1.0 med eksisterende dosekalkulatorer som ImPACT ([impactscan.org](http://impactscan.org) 2012) og CT – Expo (SASCRAAD 2012), for å se om organdosene varierer mellom de tre dosekalkulatorene. Videre rekonstrueres organdoser for seks aldersgrupper og begge kjønn ved å bruke NCICT beta 1.0 for undersøkelsene hode, thorax og abdomen med bekken. Dosene som rekonstrueres her forutsetter at man brukte standardprotokoller fra undersøkelsen til Olerud og Finne (1995) også ved undersøkelser av barn. Dosevariasjoner mellom alder og kjønn blir undersøkt, samt variasjon i dose mellom ulike scannermodeller og sykehus. Til slutt beregnes organdoser for begge kjønn og ulike aldersgrupper på én CT-scanner som brukes i dag med aldersjusterte protokoller, og disse resultatene sammenlignes med resultatene fra CT-scannerne som er regnet for fra undersøkelsen til Olerud og Finne (1995).

Materialet i denne oppgaven er stort, og doseberegningene gir store mengder med data. Det er ikke mulig å presentere alt i denne oppgaven, det blir for omfattende. Doserresultater for hjerne og rød benmarg blir presentert, siden dette er relevant i EPI-CT-prosjektet, og bryst og forplantningsorganer, siden dette er strålefølsomme organer. Det er også gjort et utvalg av aldersgrupper i presentasjonen av resultatene, da det blir for omfattende å vise alle aldergruppene det er gjort beregninger for. Presisering av ord og uttrykk ligger i ordlisten, som vedlegg IIII bakerst i oppgaven.

## 2.0 Teori

I dette kapitlet følger en presentasjon av teori knyttet til bruk av radiologi i diagnostikken, CT-scannerens oppbygging og virkemåte, stråledoser og effekt av stråling. Videre presenteres CT-dosimetri og doseberegninger på CT, og til slutt i kapitlet teori knyttet til risiko ved bruk av ioniserende stråling.

### 2.1 Bruk av radiologi i diagnostikken

Den siste kartleggingen til Statens Strålevern fra 2008 viser at de konvensjonelle røntgenundersøkelsene har gått ned, ultralydundersøkelser er uendret, og bruken av CT og Magnet Resonans (MR) har økt. MR bidrar imidlertid ikke til stråledoser slik som CT gjør. Ifølge kartleggingen er de undersøkelsene som har størst betydning for befolkningsdosen konvensjonelle røntgenundersøkelser av thorax, mammografi, bekken/hofter, samt CT-undersøkelser av hode, abdomen, bekken og thorax. Som tidligere nevnt står CT for 80 % av befolkningsdosen, som er en økning fra forrige kartlegging i 2002, hvor befolkningsdosen fra CT var på rundt 65 % (Statens Strålevern 2010; DDM2 2012).

Av de nordiske landene gjør Island flest konvensjonelle røntgenundersøkelser, deretter følger Finland, Norge, Sverige og Danmark. Norge gjør flest CT-undersøkelser sammenlignet med de nordiske landene, og sammenlignet med resten av Europa ligger Norge på femteplass. Luxemburg og Belgia er de landene som gjør flest CT-undersøkelser (DDM2 2012).

En studie fra USA gjort av Brenner og Hall (2007), viser også en økning i antall CT-undersøkelser. Økningen skyldes den gode diagnostiske verdien, og at undersøkelsene tar kort tid på grunn av den avanserte teknologien. Studien anslår at mellom 6 og 11 % av undersøkelsene som gjøres på CT er av barn. Siden CT gir god diagnostikk og tar kort tid, ser man at det brukes mye på barn siden man ikke har samme behov for anestesi ved CT-undersøkelser sammenlignet med MR (Brenner og Hall 2007; Davies, Wathen og Gleeson 2011).

Siden 2006 er virksomheter som bruker medisinsk ioniserende stråling blitt bedt om å rapportere inn representative doser for de mest vanlige undersøkelsene til Statens Strålevern. Dette ble gjort fordi tidligere kartlegginger viste store forskjeller i doser mellom ulike sykehus og virksomheter, og man ønsket å fastsette nasjonale referanseverdier for radiologiske undersøkelser. Disse referanseverdiene er et viktig verktøy for sykehusene og

virksomhetene i arbeidet med optimalisering av protokoller, og er utgitt i Veileder 5b: *Veileder om representative doser for røntgenundersøkelser* (Statens Strålevern 2007).

For en del røntgenundersøkelser rettet mot barn, inkludert CT, skal det registreres dose, og denne doseverdien skal ligge i pasientens journal. Dersom det er andre modaliteter som kan gi samme diagnostiske verdi uten bruk av ioniserende stråling, bør dette velges (Statens Strålevern 2004; Lovdata 2012).

Tabell 2 viser effektiv dose for undersøkelser ved konvensjonell røntgen og CT, og man ser at CT gir betydelig høyere dose enn konvensjonell røntgen (Statens Strålevern 2010).

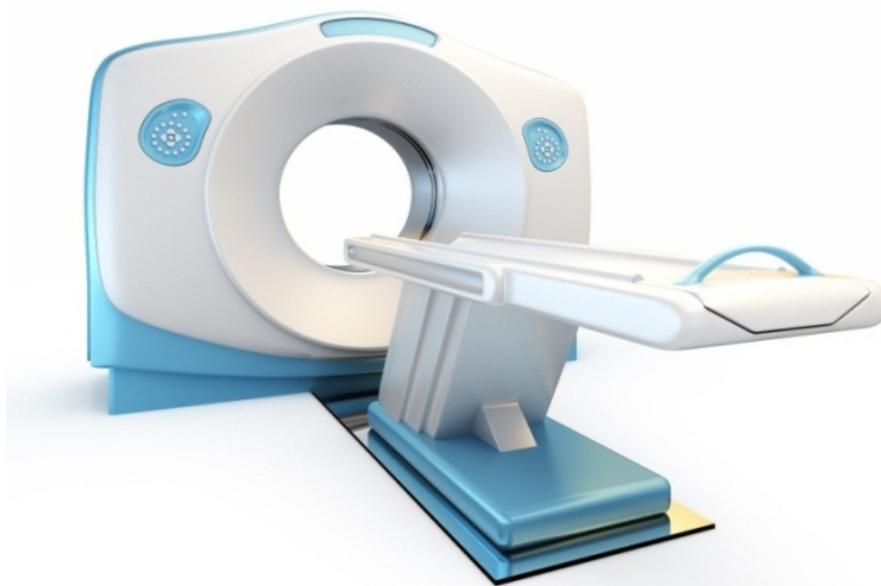
Undersøkelse	Konvensjonell røntgen Effektiv dose (mSv)	CT Effektiv dose (mSv)
Thorax	0,07	4,7
Abdomen	1,2	10
Bekken	0,4	7,3
Hode		1,5

Tabell 2 viser effektiv dose for undersøkelser ved konvensjonell røntgen og CT, og er laget på bakgrunn av tabell 5.1 s. 24 i Strålevern Rapport 2010:12.

## 2.2 CT – oppbygging og virkemåte

Tomografi betyr snittfotografering, og CT gir en visualisering av en tynn skive av et objekt. Datainnsamlingen foregår ved at røntgenrøret roterer 360° rundt pasienten mens detektorene registrerer målinger av strålingen som passerer gjennom ulike deler av kroppen. Basert på registrert informasjon, beregner datamaskinen røntgentetthet i vevselementer i scanvolumet ved hjelp av matematiske algoritmer, og man får på den måten en tredimensjonal vevsskive som fremhever forskjeller i tetthet mellom ulike organer. Informasjonen om røntgentetthet i vevselementer i kroppen blir gjort om til digitale verdier, og overføres til en datamaskin som lager dette til bilder. Gråtonene i bildene ved CT-undersøkelser er tildelt etter en skala som kalles Hounsfield Unit. Denne skalaen er et uttrykk for svekkelse av strålingen i ulike typer vev. Vann har alltid en Hounsfield Unit lik 0 og har en mørk gråfarge, mens luft alltid har verdien – 1000 og er svart. Skalaen går gjerne fra – 1000 til + 3000. En gråtone med høy Hounsfield Unit har en lysere farge enn luft og vann, og benvev vil presenteres som lyst på CT-bilder. På denne måten kan de ulike vevstypene skilles fra hverandre i bildematerialet, utfra hvilken tetthet de har. På en arbeidsstasjon kan bildene hentes opp og vises som todimensjonale bilder, eller de kan rekonstrueres videre til tredimensjonale bilder (Haugaard Jørgensen 2004; Kusk 2011; Romans 2011).

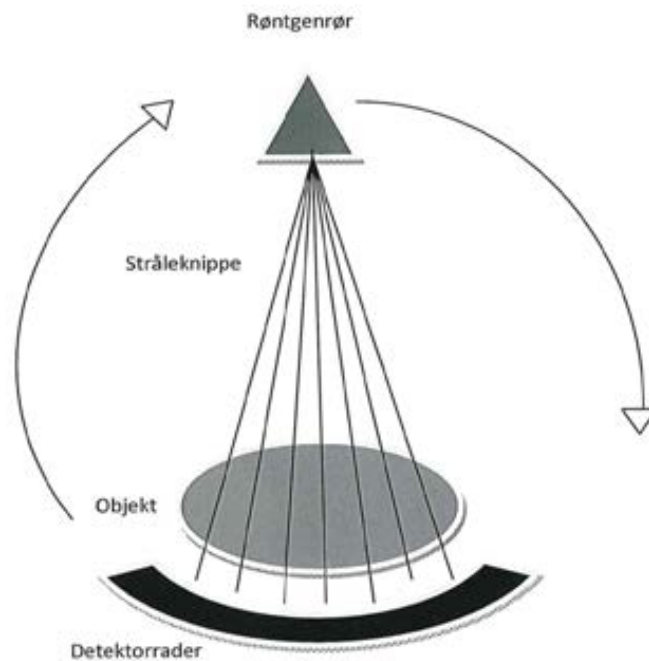




Figur 1: CT-scanner med pasientbord og gantry. Foto: colourbox.com

CT-scanneren består, som figur 1 viser, av en kasseformet enhet som kalles gantry, og et bevegelig bord som pasienten plasseres på. Gantryet inneholder røntgenrør og detektorkjeder/rader, og i åpningen på gantryet føres bordplaten med pasienten inn. Fra de første CT-scannerne kom på 1970 – tallet og fram til i dag, har det vært en stor teknisk utvikling. Maskinene har blitt raskere med mer følsomme detektorer, og gir dermed bedre diagnostikk siden mulighetene for ulike rekonstruksjoner av bildene har blitt betydelig større. Maskinene som ble brukt på 1970 – og 80-tallet ble kalt singleslice CT, hvor man bare hadde én detektor i lengderetningen. På grunn av kabler fra generator til røntgenrør kunne man bare foreta én rotasjon av gangen, og dette resulterte i ett snittbilde. Pasienten ble så flyttet noen millimeter og man kunne ta et nytt snittbilde, men da måtte røret rotere motsatt vei. På 1990-tallet kom spiral CT - maskinene som gjorde det mulig å fotografere med kontinuerlig rørrotasjon mens pasientbordet beveget på seg. Dette var mulig fordi man i stedet for kabler til røntgenrøret, brukte en annen teknologi (sleperingsteknikk) for å gi signaloverføring og høyspenning til røntgenrøret fra generatoren. Det førte til at røret kunne rotere i samme retning hele tiden, og man kunne flytte pasienten samtidig som man gjorde bildeopptak. På den måten fikk man datainnsamling fra et volum, og ikke enkeltvis snitt som tidligere. Datainnsamling fra et slikt volum gir mange flere muligheter for bilderekonstruksjon siden det innsamlede materiale er mye større. På slutten av 1990 – tallet kom mulitslice – CT maskinene. Prinsippet er det samme som ved spiral - CT, men i stedet for en detektorkjede, består disse av flere detektorkjeder plassert longitudinalt (z-retning/lengderetning). Det betyr

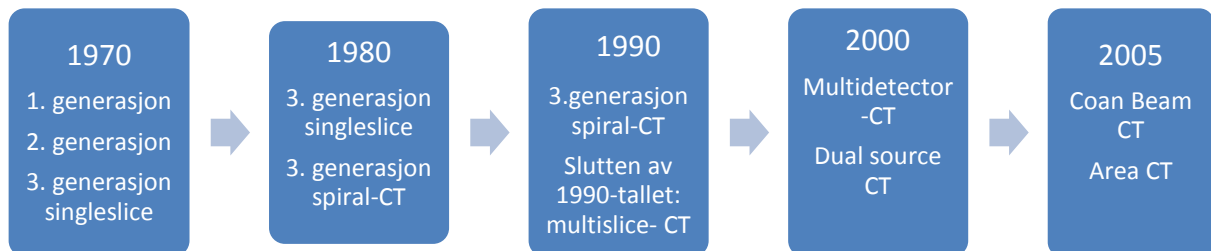
at datamaterialet blir enda større, og bildeopptakene gir mulighet for bedre romlig oppløsning og rekonstruksjon av bildene i tredimensjonalt plan. Undersøkelsestiden har også gått ned, da opptaket går mye raskere enn tidligere (Haugaard Jørgensen 2004; Hofer 2010). Figur 2 viser prinsippet ved CT-fotografering.



Figur 2 viser hvordan detektor og røntgenrør roterer rundt pasienten under bildeopptak.  
Egen figur.

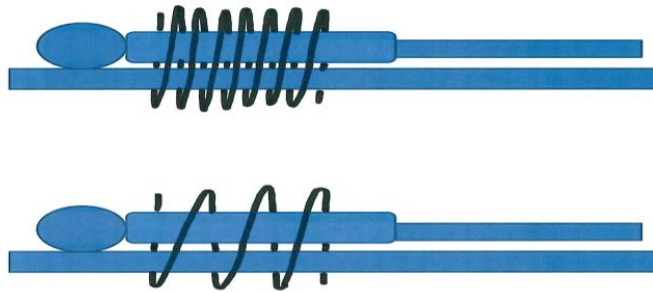
Figur 3 på side 12 viser utviklingen av CT- teknologien, og deles gjerne inn i tre generasjoner av CT- maskiner. Innenfor hver generasjon er det et stort antall varianter av scannere. Førstegenerasjonsscannerne var kun konstruert for å undersøke hjernen og var tilgjengelig for klinisk bruk i 1972, mens andregenerasjon var utviklet for å ta stegvise bilder av hele kroppen. Tredjegenerasjon var raskere fordi detektorkjeden besto av en bue som kunne dekke hele pasienten, kalt singleslice-scanner. Denne var på markedet på slutten av 1970 – tallet. I løpet av 1980 – og 90– tallet kom en videreutvikling av tredjegenerasjonsscannere hvor røntgenrøret kunne rotere kontinuerlig rundt pasienten ved hjelp av sleperingsteknikken, kalt spiral-CT. Disse maskinene gjorde som tidligere nevnt, opptak samtidig som bordet flyttet seg, og var vanlig gjennom hele 1990- tallet. På slutten av 1990 - tallet kom de første mulitslice - CT -maskinene med mer enn én detektorkjede, som også går inn under tredjegenerasjonsscannere. På 2000-tallet kom multidetektor-CT, som hadde flere

detektorrader, og Dual Source CT som har to røntgenrør og mange detektorrader. Coan Beam CT og Area CT er de siste typene, og disse har multiple detektorrader som gjør at man kan gjøre en undersøkelse på én enkelt rotasjon (Seeram 2001; Haugaard Jørgensen 2004).



Figur 3 viser utvikling av CT- scannere fra de første maskinene kom på 1970-tallet og fram til i dag. Egen figur.

Når en CT-undersøkelse kjøres, brukes en rekke scanparametere som kV (kilovolt/rørspenning), mA (milliamperer/rørstrøm), s (rotasjonstid) og pitch. **Rørspenning** er forskjellen i det elektriske potensialet mellom anoden og katoden i røntgenrøret, og denne rørspenningen bestemmer maksimal energi til røntgenstrålene (fotonene). Ved CT-undersøkelser er 120 kV vanlig å bruke på voksne. Dersom energien til fotonene er for lav, vil mange av røntgenstrålene stoppe i pasienten og ikke nå fram til detektoren, og bildekvaliteten forringes. **Rørstrømmen** bestemmer hvor mange elektroner som sendes ut fra katoden, og dermed antall fotoner som sendes ut av røntgenrøret. Rørstrømmen påvirker også bildekvaliteten, for lav rørstrøm gir få fotoner til detektoren, som igjen gir mer støy i bildet og dermed dårlig bildekontrast. Rørstrømmen sendes ut over en viss **rotasjonstid**, og oppgis i sekunder. Produktet av rørstrøm og rotasjonstid (mAs) er proporsjonal med dosen, og en dobling i mAs-verdi dobler dosen til pasienten, gitt at andre parametere holdes konstant. **Pitch** er bordbevegelsen per rotasjon delt på total kollimering. Kollimering er innblending av stråleknippet (i z-retning) som kommer ut av røntgenrøret. Pasientbordet beveger seg under eksponering, og man kan se på stråleknippet som en spiral. Dersom røret roterer en gang rundt pasienten, mens bordet flytter seg 10 mm og man har en kollimering på 10 mm, er pitch lik 1. Ved en bordbevegelse på 20 mm pr. rotasjon hvor stråleknippet fremdeles er 10 mm, har man en pitch på 2 (Hofer 2010; Kusk 2011).



Figur 4 illustrerer forholdet mellom bordbevegelse og størrelsen på strålekippet pr. rotasjon. Dersom pitch er 1, er går spiralen kant i kant. Dersom pitch er større enn 1, er den avstand i spiralen. Egen figur.

Scan Field of View (SFOV) er også et begrep som brukes i CT-teknologien. SFOV angir innblending av strålekippet i x- og y-retningen, og man velger dette ut fra størrelsen på området som skal bestråles. Noen CT-scannere gir mulighet for å velge tre SFOV størrelser, mens andre maskiner gir mulighet for å velge to størrelser. Der hvor man kan velge to størrelser kalles det gjerne Head Field of View (HFOV) og Body Field of View (BFOV). Dette var vanlig for scannerne på 1990-tallet. Bildeprosesseringen avhenger av størrelsen på SFOV, og hvordan det vises på dataskjermen. Dersom man velger et lite SFOV på en stor kroppsdel, vil deler av kroppen ikke vises på dataskjermen siden det faller utenfor bildet. Velger man et stort SFOV på en liten kroppsdel, for eksempel hode, vil bildet som vises på skjermen være veldig lite (Romans 2011).

### 2.3 Stråledoser, dosebegrep og effekter av stråling

Røntgenstråler er ioniserende stråling og har en biologisk effekt i vev. Stråleskader deles gjerne i deterministiske og stokastiske skader. De deterministiske skadene er akutte stråleskader, og inntreffer kort tid etter bestråling med høye doser. Dette har blitt sett ved strålebehandling dersom gitte terskelverdier overskrides. De stokastiske skadene er skader som kommer lenge etter bestråling, gjerne flere år. Dette er skader som kan komme fra lavere stråledoser, og gi utvikling av kreft eller forandring i arvematerialet. Når røntgenstråler passerer gjennom vev, mister strålene en del av sin energi, og det skjer en vekselvirkning med vevet som igjen fører til frigjøring av energi. Dersom denne energien blir for høy, kan skader i vev oppstå (Martin og Sutton 2002).

Stråledoser benevnes på flere måter og med ulike enheter, som gray (Gy) og sievert (Sv). Det finnes også flere ulike typer stråling, og disse har ulik skadelighet i vev. Alfa, beta - og gammastråling er stråling fra radioaktive kilder, mens røntgenstråling er elektromagnetisk

stråling produsert i et røntgenrør, og er beslektet med stråling fra radiobølger og synlig lys. Alfa -og betastråling er partikkelstråling med henholdsvis protoner, nøytroner og elektroner, mens gammastråling er elektromagnetisk stråling (Statens Strålevern 2011b).

**Absorbert dose** har enheten Gy, og er et mål på energien som strålingen gir pr. kilo kroppsvev. Siden de ulike stråletypene har ulik skadelighet i vev, gis de en vektfaktor. Alfastråling har en vektfaktor på 20, og det betyr at ved en dose på 1 Gy er alfastråling 20 ganger mer skadelig enn beta -, gamma- og røntgenstråling som har vektfaktor 1. Derfor er ikke absorbert dose et entydig mål på skadelighet i vev. I tillegg er skadeeffekten og risiko for kreft ikke den samme i alle organer, siden hvert organ har en vektfaktor for kreftrisiko/strålefølsomhet. (Statens Strålevern 2011b).

**Ekvivalent dose** er den absorberte dosen multiplisert med vekt faktoren til type stråling, og har enheten Sv. **Effektiv dose**, E, er ekvivalent dose multiplisert med vekt faktoren for organet. Effektiv dose gir altså en indikasjon på risiko for senskader og kreftrisiko, og betegnes med enheten Sv. Vekt faktorene til ulike organer kan endres ettersom kunnskapsgrunnlaget øker, og de faktorene som nå foreligger er fra publikasjonen ICRP kom med i 2007, ICRP103. Summen av vekt faktorene til organer skal til sammen være 1. Magesekk, brystkjertelvev, lunger, tykktarm og rød benmarg har pr. i dag den høyeste vekt faktoren som er 0.12. Det betyr at organer i bryst- og mageregion samt rød benmarg har høy strålefølsomhet. Pasientdoser i bildediagnostikk har størrelsesorden millisievert (mSv), mens stråledosene i strålebehandling ligger i området sievert (Martin og Sutton 2002; Statens Strålevern 2011b).

Kunnskap om effekter fra stråling kommer blant annet fra oppfølgingsstudier som Life Span Study, som følger de overlevende etter atombombene i Japan. Her er kohorten på 94 000 overlevende etter atombombene, og en kohort på 27 000 som ikke er eksponert (RERF 2007).

ICRP kommer med anbefalinger om strålevern og farer ved bruk av ioniserende stråling. De gjennomgår jevnlig kunnskapsgrunnlag fra studier som Life Span Study, og endrer vekt faktorer for strålefølsomhet til organer på bakgrunn av slike studier. I den siste publikasjonen ICRP103, er strålefølsomhet knyttet til organdoser justert enten opp eller ned i forhold til ICRP60-publikasjonen. Ved sammenligning av ICRP60 og ICRP103 er strålefølsomheten for gonadene justert ned fra 0.2 til 0.08, og strålefølsomheten for bryst er justert opp fra 0.05 til 0.12. Strålefølsomheten for de andre organene er tilnærmet like (ICRP publication 103 2007; NEA 2011).

## 2.4 CT dosimetri

Ved CT-undersøkelser bestråles pasienten fra alle sider, og dosefordelingen i pasienten avhenger av størrelsen på det bestrålte området. Ved hodeundersøkelser er dosen tilnærmet homogen, men ved abdomenundersøkelser er dosen lavest midt i det bestrålte området. For å angi stråledoser ved CT, brukes doseparameteret CTDI (CT dose index). CTDI måles praktisk ved hjelp av et 100 mm lang sylindrisk ionisasjonskammer (CTDI<sub>100</sub>). For at det skal være mulig å indikere dose til pasient, må CTDI vektas, siden det bestrålte området ikke alltid er homogent. CTDI<sub>w</sub> defineres i to fantomstørrelser, 16 cm for måling av dose til hodeundersøkelser, og 32 cm for måling av doser til kropp. Det måles i fem punkter på disse fantomene, ett i senter, og fire perifert i fantomet. CTDI<sub>w</sub> blir 1/3 av dosen som måles i sentrum, pluss 2/3 av dosen som måles perifert (Kusk 2011; IAEA 2012).

CTDI-verdien varierer fra scanner til scanner. Verdien påvirkes av avstanden fra fokus (hvor røntgenstrålene kommer ut) til rotasjonsaksen. Dersom denne avstanden er kort, vil CTDI-verdien være høyere enn for scannerne som har lengre avstand fra fokus til rotasjonsaksen (Olerud og Finne 1995).

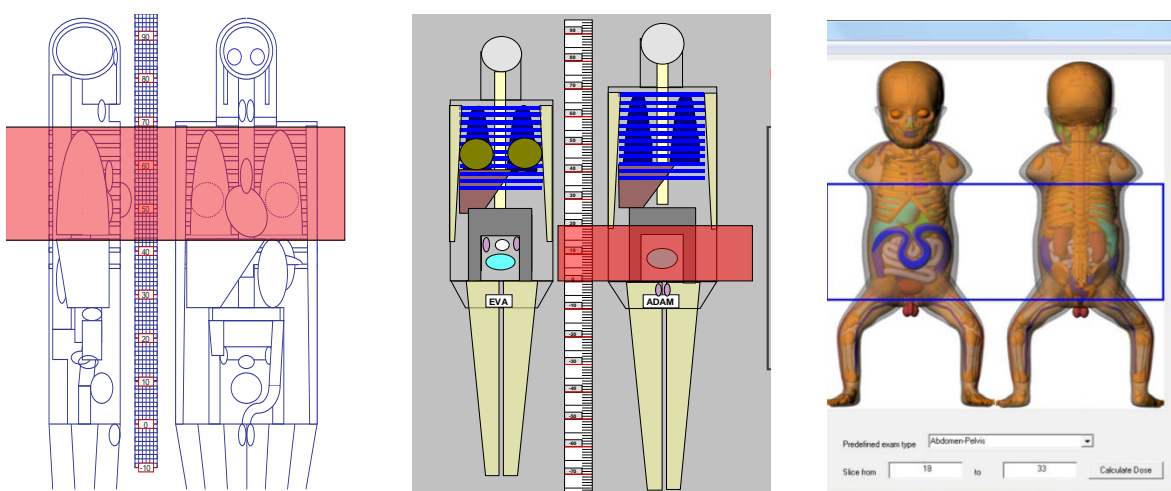
Ved en CT-undersøkelse bestråles et volum siden pasientbordet beveger seg under eksponering, og man må derfor ta hensyn til pitchfaktoren. Økning i pitch-verdi gir reduksjon i dose, gitt at de andre parameterinnstillingene er uendret. CTDI<sub>vol</sub> gir dosen i et snittbilde, og CTDI<sub>vol</sub> finner man ved å dele CTDI<sub>w</sub> på pitch:  $CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$ . På moderne CT-scannere har man mulighet for å lese av både CTDI<sub>w</sub> og CTDI<sub>vol</sub> (Elojeimy, Tipnis og Huda 2010; Kusk 2011).

For å gi en indikasjon på den totale avsatte energien i et objekt eller en pasient, brukes begrepet Dose Length Product (DLP), hvor lengden på det undersøkte området tas med. Formel for dette er:  $DLP = CTDI_{vol} \times L$ , hvor L er lengden på det scannede området. Siden DLP er uavhengig av organenes strålefølsomhet, bruker man Monte Carlo-beregninger og organvekting fra IRCP60 eller IRCP103 for å beregne mer eksakte doser til pasienten (Martin og Sutton 2002; Kusk 2011; Romans 2011).

### 2.4.1 Monte Carlo-beregninger og matematiske fantomer

For å estimere organdoser og effektiv dose til pasient, er det vanlig å bruke Monte Carlo-beregninger for å kalkulere dosene. Monte Carlo-beregning innebærer simulering av røntgenstrålenes vekselvirkning i kroppen, slik at man kan etablere sammenhengen i målbare størrelser (CTDI) og organdoser i pasienter. For å simulere doser til pasient, brukes matematiske fantomer som har ulike vevstyper og organer modellert inn. Resultatet av slike Monte Carlo-simuleringer representeres i datasett med overgangsfaktorer som brukes for estimering av effektiv dose og organdoser. Det finnes flere fagmiljøer i verden som utvikler fantomer og Monte Carlo-simuleringer, og resultatet av slike simuleringer er datasett med overgangsfaktorer (Martin og Sutton 2002).

Fantomene som brukes for beregning av doser i de ulike dosekalkulatorene er matematiske fantomer med organers posisjon definert og modellert som geometriske grunnfigurer (førstegenerasjon), andregenerasjonsfantomer som er voxel/tomografiske fantomer, og til slutt tredjegerasjon som er hybridfantomer basert på CT, - og MR- opptak av pasienter. Voxelfantomene har fikserte organer, uten mulighet for endring, men her brukes omregningsfaktorer for ulik pasientstørrelse. Hybridfantomene er laget for å ivareta det beste fra de to første fantomene, og det er laget fantomer av begge kjønn for nyfødt, ett år, fem år, 10 år, 15 år og voksen, og dermed gir hybridfantomene gir mer realistiske doseberegninger til ulike organer. På grunn av anatomiske ulikheter mellom hybridfantomene og første-, -og andregenerasjonsfantomer, vil sammenligning av organdoser mellom disse variere (Lee mfl. 2009; Lee mfl. 2011).



Figur 5 viser matematiske fantomer som brukes i dosekalkulatorene ImpACT, CT Expo og NCICT beta 1.0, hvorav NCICT beta 1.0 er basert på hybridfantomene. Figurene er hentet fra dosekalkulatorene.

## 2.5 Stråledoser og kreft risiko

Risikoen for kreftutvikling hos barn er antatt større enn for voksne, både fordi ungt vev i vekst er antatt mer strålefølsomt, og fordi seneffekter i form av kreft vil ha lang tid til å manifestere seg. Derfor er det viktig at dosene til barn holdes så lave som mulig, man vet heller ikke hvor ofte de vil ha behov for radiologiske tjenester opp gjennom barneårene og i voksen alder (Martin og Sutton 2002).

Stråleindusert kreft oppstår på grunn av stråling som gjør skade på DNA og forårsaker mutasjoner på kromosomer og gener som kroppen ikke klarer å reparere. ICRP legger til grunn et lineært forhold mellom dose og risiko når det gjelder kreftutvikling (The Linear Non-Threshold model/LNT model). Det finnes ingen nedre grenseverdi i dose, men sannsynligheten for skade øker med økende dose. Hos pasienter som har gjennomgått stråleterapibehandling, har man sett at det kan oppstå sekundærkreft som resultat av strålingen de har blitt utsatt for. Hos pasienter som har mottatt doser av den størrelsesorden man får fra diagnostisk radiologi, er det vanskeligere å estimere risiko, men man antar at det er en liten økt risiko. Doser under 100 mGy regnes som lavdoser der risikoen er omdiskutert og vanskelig å tallfeste, og forskningen spriker i ulike retninger. I en oversiktsartikkel fra 2002 viser Cohen at det lineære forholdet mellom dose og risiko når det gjelder lavdosestråling er overestimert, og artikkelen konkluderer med at kreft risiko fra diagnostisk radiologi er lavere enn man har antatt. Dette understøttes av Tubiana mfl. (2009), som i sin artikkel konkluderer med at LNT- modellen ikke understøttes av eksperimentelle og epidemiologiske data (Cohen 2002; National Research Council 2006; Tubiana mfl. 2009).

I en studie av Wall (2004) finner man at enkelte CT-undersøkelser kan gi opptil 100 mGy i dose til organer i scanvolumet, men at det kan forsvares hos enkelte pasientgrupper på grunn av den diagnostiske nytteverdien. Av den grunn er det vanskelig å definere en dosegrense for røntgenundersøkelser, annet enn at nytteverdien skal være klar, og at undersøkelsen skal være berettiget. I denne artikkelen fant man at risiko for kreftutvikling er det dobbelte for barn under 15 år i forhold til voksne mellom 30 og 60 år, men liten forskjell mellom kjønn uansett alder. Ved CT-undersøkelser av thorax var risiko for kreftutvikling relativt høy helt opp til 60-årsalder, og her var det forskjell mellom kjønn, hvor kvinner hadde høyest risiko (Wall 2004).



En studie gjort av Berrington de Gonzalez og Darby (2004) viser at risikoen for kreft på grunn av diagnostisk radiologi var 0-6 %, og at i Storbritannia kunne 700 krefttilfeller tilskrives ioniserende stråling. De gjorde estimerer for 14 andre land, deriblant Norge, basert på antall utførte røntgenundersøkelser i de ulike landene. De estimerte risikoen i 13 av disse landene til 0-6 %, og Japan med 1-8 %. Japan gjør flest røntgenundersøkelser i verden pr. innbygger (de González og Darby 2004).

En studie fra USA også gjort av Berrington de Gonzalez mfl. (2009), viser at 29 000 krefttilfeller i USA kunne tilskrives CT-undersøkelser gjort i 2007. Materialet de baserte disse tallene på var 72 millioner utførte CT-undersøkelser i 2007. De estimerte at 15 % av krefttilfellene var fra CT-undersøkelser utført på personer under 18 år (Berrington de Gonzalez mfl. 2009).

### **2.5.1 Barn og kreftrisiko**

CT er en viktig modalitet i utredning og diagnostisering av barn med traumer, hydrocephalus, kreftutredning, oppfølging av kreftbehandling, urinveisproblemer og kardiovaskulære utredninger. Av CT-undersøkelsene som ble gjennomført på midten av 1990-tallet i USA, utgjorde CT-undersøkelsene av barn omkring 11 %. Av disse var ca. 33 % gjort de ti første leveårene. Barn er som sagt mer sensitive for ioniserende stråling, og har større sjanse for å utvikle stråleindusert kreft på grunn av lengre levetid etter eksponering. Organdosen til små barn kan bli større enn hos voksne pasienter ved samme parameterinnstillinger, fordi energien avsettes i et mindre volum. Mange av de strålefølsomme organene som gonader, brystvev, hjerne og rød benmarg inngår ofte i strålefeltet ved en CT-undersøkelse, og derfor er det viktig med parameterinnstillinger tilpasset pasientens alder og størrelse slik at dosen ikke blir unødig høy (Frush, Donnelly og Rosen 2003).

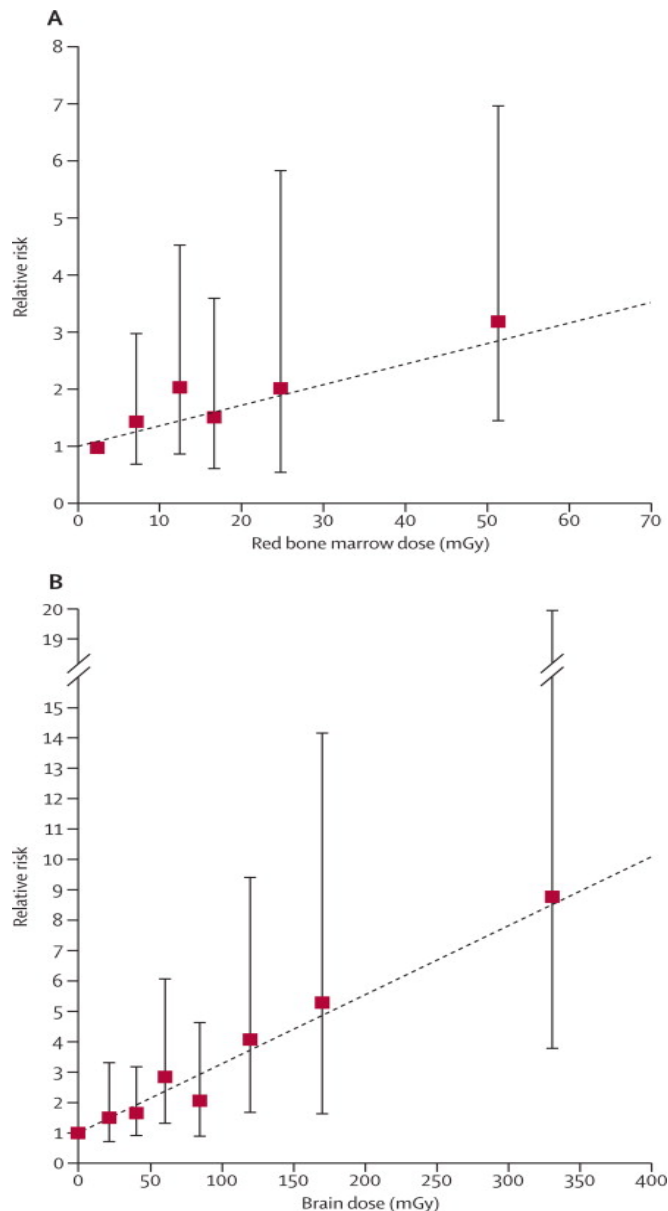
Risiko for stråleindusert kreft og behov for aldersjusterte protokoller understøttes også av Brody mfl. (2007). Latensperioden varierer for ulike krefttyper, leukemi har en utviklingsperiode på opptil ti år, mens andre krefttyper kan ha en latensperiode på opptil 30 år. Medisinsk radiologi betegnes som lavdosestråling, definert som doser under 100 mGy, og innenfor dette området er det gjort få studier. Derfor er kunnskapen om risiko for kreftutvikling fra lavdosestråling uklar, og eksakte dosegrenser vanskelig å definere (Brody mfl. 2007).

I Norge er 1/3 av krefttilfellene hos barn leukemi, 1/3 hjernesvulster og den siste tredjedelen er andre kreftsykdommer. Akutt leukemi er den hyppigst forekommende leukemiformen hos barn; akutt lymfatisk leukemi (ALL) og akutt myelogen leukemi (AML), hvor ALL står for ca. 85 % av tilfellene. Begge formene kan debutere gjennom hele barnealderen, men AML er hyppigst de to første leveårene, og ALL er mest vanlig mellom to- og femårsalderen. I Norge rammes mellom 35 og 40 barn av akutt leukemi pr. år, og overlevelsen hos disse barna er rundt 80 %. Hjernesvulster rammer mellom 30 og 40 barn i Norge pr. år, og lavgradige astrocytomer og maligne medulloblastomer er de dominante svulsttypene. Overlevelsen hos disse barna er på rundt 60 % (Kåresen, Wist og Reppe 2012).

Epidemiologiske studier viser at det er mange mulige risikofaktorer for utvikling av leukemi hos barn. Genetikk, infeksjoner og miljøfaktorer er noen av dem, men det ser også ut til at ioniserende stråling er en signifikant risikofaktor knyttet til leukemi. Studien til Belson mfl. (2007), viser at leukemi hos barn knyttet til ioniserende stråling avhenger av alder for eksponering og dosen som er gitt. Videre sier de at statistikk fra overlevende etter atombombene over Hiroshima og Nagasaki viser at leukemitilfellene hos barn var mye høyere innenfor en radius på en kilometer hvor bombene falt (Belson, Kingsley og Holmes 2007).

En studie gjennomført av Brenner mfl. (2001) viste at CT-undersøkelser hos barn gir høyere risiko for kreftutvikling enn hos voksne, selv om økningen er liten. Videre anslo Brenner at rundt 500 av 600 000 barn som fikk utført CT-undersøkelser i USA, ville utvikle kreft som følge av stråling fra CT. Derfor er bruk av lavere parametersetting ved barneundersøkelser et viktig fokus, og Brenner mener dette kan gjøres uten særlig tap av informasjon i bildene (Brenner mfl. 2001).

Pearce mfl. (2012) gjorde en retrospektiv kohortstudie i Storbritannia, hvor det ble sett på CT-undersøkelser av barn knyttet opp mot leukemi og hjernesvulster. Rød benmarg og hjernevev er som tidligere sagt strålefølsomt vev, og disse områdene blir ofte eksponert ved CT-undersøkelser av barn. I studien fant man en sammenheng mellom stråledoser fra CT og risiko for leukemi og hjernesvulster. Risikoen økte med økende dose og antall undersøkelser, og man fant at kumulative doser på over 50-60 mGy tredoblet sjansen for å få leukemi eller hjernetumor. Figur 6 viser hvordan risiko for leukemi og hjernetumor øker med økende doseverdier (Pearce mfl. 2012).



Figur 6 viser sammenhengen mellom dose og risiko for utvikling av leukemi og hjernetumor. Figuren er hentet fra Pearce mfl. 2012 utgitt i Lancet 2012; 380: 499-505: *Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukemia and brain tumors: a retrospective cohort study*, side 501. Figuren er brukt med tillatelse fra artikkelforfatteren.

Europakommisjonen har i Radiation Protection N° 154 gitt en oversikt over hvordan blant annet bruken av CT fordeler seg i Europa. Undersøkelser av hodet er den CT-undersøkelsen det gjøres mest av. Flest CT-undersøkelser av hodet blir gjort i aldersgruppen 75-79 år, mens ca. 1 % av CT-undersøkelsene av hodet er barn fra null år og opp til 20 år. Ser man på alle typer CT-undersøkelser samlet, gjøres det flest undersøkelser i aldergruppen 65-74 år, mens barn i alder 0-20 år ligger på litt under 1 % av det totale antallet CT-undersøkelser (European Commission 2008).

Dette understøttes av en studie fra Tyskland i 2005/2006 utført av Galanski mfl., der man fant at pediatriske CT-undersøkelser utgjorde 1 % av det totale antallet CT-undersøkelser. Av disse var det flest CT-undersøkelser av hodet (52 %), etterfulgt av thorax (17 %), abdomen (7 %) og resterende undersøkelser som utgjorde 5 %. 40 % av CT-undersøkelsene var på barn mellom null og fem år, 28 % på barn mellom seks og 10 år, og 32 % var barn mellom 11 og 15 år (Galanski, Nagel og Stamm 2005).

### 3.0 Materiale og metode

Denne studien ble gjennomført som en kartlegging av organdoser til barn ved CT-undersøkelser. Det er en retrospektiv, kvantitativ studie med tverrsnittsdesign og en deduktiv tilnærming. I dette kapittelet følger en presentasjon av metoden som er brukt, datamaterialet og utvalg, beskrivelse av dosekalkulatorene, og en beskrivelse av dataanalysen.

Gjennom tverrsnittsundersøkelser kan man måle en rekke variabler. Tverrsnittsundersøkelser gir informasjon om variasjoner og sammenhenger på et tidspunkt, men gir ikke så mye informasjon om utvikling over tid. En avledning fra det generelle til noe konkret er en deduktiv tilnærming, og påstandene eller hypotesene testes ved empiriske data. For å rydde opp i datamaterialet, kan deskriptiv statistikk og univariat analyse brukes. Her lager man tabeller for én og én variabel for å visualisere variasjonen i resultatene (Bjørndal og Hofoss 2004; Johannessen, Tufte og Kristoffersen 2010).

Litteratur som er brukt i denne oppgaven er rapporter utgitt av Statens Strålevern, samt bøker og artikler relevant for temaet. Artikkene er søkt opp gjennom databaser som blant annet ScienceDirect og SpringerLink. Aktuelle søkeord som ble brukt i databasesøkene er: cancer risk, ionizing radiation, computed tomography og children i ulike kombinasjoner. Andre artikler er funnet ved å se på kildehenvisningene til artikkene og rapporter som ble valgt ut etter relevans. I tillegg til dette er det brukt referanser fra blant annet ICRP og IAEA.

I denne studien er hensikten å gjøre nye estimater av organdoser til barn ved CT-undersøkelser på 1990-tallet, basert på protokoller som ble brukt på den tiden. Dette gjøres ved å bruke ny programvare utviklet for EPI-CT-prosjektet av Choonsik Lee ved National Cancer Institute i USA. Den nye programvaren skal ha bedre organrepresentasjon i fantomene enn eksisterende dosekalkulatorer. Protokollene som er brukt i denne oppgaven ble samlet inn av Statens Strålevern i 1994, i en kartlegging innrettet på CT-undersøkelser av voksne. Kartleggingen ble gjennomført av Olerud og Finne (1995).

Hypotesen i denne oppgaven er at det var mer vanlig å bruke samme protokoll og scanparametere på alle aldersgrupper på CT gjennom 1990 – tallet, slik at barn mottok høyere stråledoser enn voksne. Videre at barna fikk høyere doser enn de får i dag, fordi det i dag er vanlig å bruke aldersjusterte protokoller.

Metodisk er denne studien er gjort i fire trinn for å gi svar på følgende problemstilling:

***Hva var organdosene til barn ved CT- undersøkelser gjort på 1990-tallet dersom protokoller tilpasset voksne ble brukt? Hvordan er disse dosene sammenlignet med organdoser barn får i dag?***

De fire trinnene ble utført på følgende måte:

1. **Ny dosekalkulator utviklet for EPI-CT-prosjektet.** Tre dosekalkulatorer ble brukt for sammenligning av organdoser, og samtidig teste dosekalkulatoren NCICT beta 1.0. NCICT beta 1.0 dosekalkulator er basert på hybridfantomene som skal være bedre og gi mer korrekt organdose enn dosekalkulatorer som har vært i bruk fram til nå, som er basert på første-, -og andregenerasjons matematiske fantomer. NCICT beta 1.0 (National Cancer Institute 2012) ble sammenlignet med dosekalkulatoren CT Expo (SASCRAAD 2012) og ImPACT (impactscan.org 2012). Det ble regnet organdoser for tre ulike CT-undersøkelser for tre forskjellige CT-scannere i denne uttestingen, på alle tre kalkulatoren basert på protokollene fra kartleggingen til Olerud og Finne (1995).
2. **Dosevariasjon mellom ulike scannermodeller.** NCICT beta 1.0 dosekalkulator ble brukt i doseberegning av tre ulike CT-undersøkelser for åtte forskjellige CT-scannere basert på protokollene fra kartleggingen til Olerud og Finne (1995). Organdosene ble beregnet for begge kjønn i seks aldersgrupper; nyfødt, ett år, fem år, 10 år, 15 år og voksen.
3. **Dosevariasjon mellom sykehusene som har samme type scannermodell.** NCICT beta 1.0 ble brukt i doseberegning for den scannermodellen det var flest av i datamaterialet til Olerud og Finne (1995), 13 CT-scannere tilsammen. Her ble det beregnet organdoser for tre ulike CT-undersøkelser for begge kjønn i alle seks aldersgruppene.
4. **Dosevariasjon mellom scannere som ble brukt på 1990-tallet sammenlignet med en CT-scanner som brukes i dag.** NCICT beta 1.0 ble brukt i doseberegning på tre ulike CT-undersøkelser på utvalgte aldersgrupper av barn ved å bruke protokoller tilpasset en type CT-scanner som brukes ved en barneradiologisk avdeling i dag. Resultatene fra denne scanneren sammenlignes med resultatene fra scannerne som det ble regnet doser for i punkt 2 og 3.

For alle fire punktene ble det regnet doser for undersøkelsene hode, thorax og abdomen siden dette er de undersøkelsene som oftest gjøres av barn på CT. Dette gir organdoser til blant annet hjerne, thyroidea, rød benmarg, hjerte, bryst, lever, magesekk, tykktarm og forplantningsorganer. Tabell 4 på side 27 viser en oversikt over hvilke organer de tre dosekalkulatorer regner doser for.

### **3.1 Datamateriale og utvalg**

I denne oppgaven har jeg fått tilgang til data og materiale gjennom Statens Strålevern. En del av dataene som brukes er fra rapporten til Olerud og Finne (1995), Strålevern Rapport 1995:11, hentet fra vedlegg VII i den rapporten. De resterende data er internt bakgrunnsmateriale som ble brukt som grunnlag for Strålevern Rapport 1995:11.

Strålevern Rapport 1995:11 er som sagt laget på bakgrunn av en spørreundersøkelse Statens Strålevern gjorde i 1994, hvor man kartla undersøkelsesteknikk og stråledoser ved vanlige CT-undersøkelser på 49 CT-scannere ved norske sykehus, basert på standardprotokoller tilpasset voksne pasienter. Rapporten er tilgjengelig på Statens Stråleverns hjemmesider, og det interne bakgrunnsmateriale har jeg fått tilgang til hos Statens Strålevern. Det interne bakgrunns materialet består av de enkeltes sykehus` lokale protokoller. Både strålevernrapporten og de interne dataene gir informasjon om scannertype, undersøkelsestype og scanparametere på voksne pasienter. De interne dataene gir opplysninger om stedlige scanparametere og protokoller ved hver av de 49 CT- scannere/sykehusene, mens strålevernrapporten gir informasjon om gjennomsnittsverdier av scanparametere for samme type CT-scanner ved de 49 stedene det var samlet protokoller fra.

For å regne organdoser fra protokoller på en vanlig CT-scanner som brukes i dag, har jeg fått tilgang til scanparametere som brukes på barn i dag på én scannermodell ved en barneradiologisk avdeling ved et norsk sykehus.

Ved å bruke data fra Strålevern Rapport 1995:11 kan man sammenligne de tre dosekalkulatorer, og dataene gir mulighet for å se dosevariasjoner mellom ulike CT-scannere. De interne dataene gir mulighet for å se stedlige dosevariasjoner på 1990-tallet. Resultatene gir mulighet for en sammenligning med protokollene fra scannermodellen som brukes i dag.

I en dosekalkulator ønsker man å få oppgitt doser til mange organer for den aktuelle CT-scanneren man ønsker å regne doser for. I tillegg ønsker man at kalkulatoren skal gi sannferdige doser. Man vil at den skal regne doser for mange aldersgrupper av begge kjønn på mange typer CT-scannere. Betaversjon av NCICT, har som nevnt innledningsvis, vært gjennom en testing ved Statens Strålevern fra 1/10 -11, for at programutvikler skal få tilbakemelding på eventuelle feil og mangler. Flere av de andre deltakerlandene i EPI-CT-prosjektet har også hatt denne betaversjonen til uttesting, og den endelige versjonen av dosekalkulatoren skal brukes sentralt i EPI-CT prosjektet. Vedlegg II viser skjemaet som er brukt ved tilbakemeldinger.

I denne oppgaven er det betaversjonen som er brukt, NCICT beta 1.0. Dosekalkulatoren har jeg fått tilgang til gjennom Statens Strålevern og programutvikler Choonsik Lee ved National Cancer Institute i USA. Uttesting og tilbakemelding til programutvikler har vært noe av arbeidet med denne oppgaven, og det er blant annet gitt tilbakemelding om hvilke scannere fra Strålevern Rapport 1995:11 som ikke ligger i denne betaversjonen. Det er fire scannermodeller fra strålevernrapporten man ikke kan regne for i denne betaversjonen, og disse er det ikke gjort utregninger for. Det er viktig for EPI-CT-prosjektet at man har mulighet til å fremskaffe doseestimer på alle scannerne fra Strålevern Rapport 1995:11, det vil styrke validiteten på resultatene fra Norge inn i EPI-CT-prosjektet.

NCICT-dosekalkulator regner doser for flere organer og aldersgrupper for begge kjønn enn dosekalkulatorene som har blitt brukt fram til nå. Dosekalkulatorene CT Expo og ImPACT ble også brukt i denne oppgaven. CT Expo er kjøpt gjennom dr. Georg Stamm i Hannover, og ImPACT er lastet ned fra hjemmesiden [impactscan.org](http://impactscan.org) (2012). Hvilke tilbud om doseberegninger og aldersgrupper de ulike dosekalkulatorene gir, blir beskrevet senere i metodekapittelet.

Datamaterialet fra strålevernrapporten er stort, og derfor har jeg i denne oppgaven avgrenset det til å regne doser for undersøkelser av hode, lunger og abdomen, siden dette er de CT-undersøkelsene som oftest gjøres på barn. Undersøkelser av disse områdene gir doser til blant annet hjerne og rød benmarg, og som beskrevet i teoridelen kan doser til disse organene gi økt risiko for hjernetumor og leukemi hos barn.

Siden noen av scannerne fra strålevernrapporten ikke ligger i betaversjonen av NCICT, er det regnet doseverdier for de åtte scannermodellene fra rapporten som er tilgjengelig i NCICT beta 1.0. Mange av de CT-scannerne på de 49 stedene er av samme type, og i rapporten er det



oppgitt middelværdier for scanparametere på CT-scannere av samme modell. Internrapporten gir opplysninger om scanparametere for hver enkelt av de 49 CT-scannerne, altså lokale protokoller. Fra internrapporten er det regnet doser for den CT-scanneren det er flest av, 13 stykker i alt. Tabell 3 gir en oversikt over scannerne fra strålevernrapporten og hvilke av disse som ikke ligger i NCICT beta 1.0 dosekalkulator. Leverandører og modeller er anonyme i resultatkapittelet, og scannermodellene er navnet fra A til og med H. Ved utregning av stedlige doser er sykehusene navnet fra 1 til og med 13.

Leverandør/scannermodell	Ligger i NCICT beta	Scannernavn	Antall scannere
General Electric Pace, Sytec 3000	Ja	A	13
General Electric 9000	Ja	B	3
General Electric 9800/9800 Quick	Ja	C	5
General Electric Max	Ja	D	3
Philips Tomoscan CX	Ja	E	3
Philips Tomoscan LX, SR7000	Ja	F	4
Toshiba 600 HQ, XSPEED	Ja	G	2
Philips Tomoscan TX	Ja	H	1
Siemens ARC/ART	Nei		
Siemens DRG	Nei		
Siemens DRH, CR	Nei		
Toshiba 300-S	Nei		

Tabell 3 viser leverandør og scannermodeller som er bakgrunn for Strålevern Rapport 1995:11, og hvilke scannere det er regnet organdoser for i denne oppgaven. Det er ikke regnet doser for de tre Siemensmodellene og Toshiba 300-S da disse ikke ligger i NCICT beta 1.0.

### 3.2 Dosekalkulatorer

De tre dosekalkulatorene i denne oppgaven gir som tidligere nevnt ulike tilbud om organdoser til ulike aldersgrupper og kjønn. NCICT beta 1.0 dosekalkulator oppgir doseverdier til flest organer, og den gir organdoser til begge kjønn for aldersgruppene null, ett, fem, ti, 15 år og voksen. CT Expo gir tilbud om organdoser til aldersgruppene seks uker, sju år og voksen av begge kjønn. ImpACT gir kun tilbud om doseberegninger til voksne pasienter, og det oppgis doser til begge kjønn i samme utregning. Alle tre dosekalkulatorene bruker Monte Carlo-beregninger som bakgrunn for beregningene av organdoser. Tabell 4 viser organdosene man får oppgitt i de tre dosekalkulatorene, det er bare tatt med voksne av begge kjønn i denne tabellen.

Scanner A	NCICT		CT Expo		ImPACT	
Hode	Male	Female	Male	Female	Male	Female
Age	Adult	Adult	Adult	Adult	Adult	Adult
Brain	53,88	64,20	66,7	69,7	65	65
Pituitary gland	47,41	57,41				
Lens	69,81	72,85	85,2	86,2	66	66
Eye balls	65,57	73,22				
Salivary glands	62,64	67,77	79	84,6		
Oral cavity	50,55	57,77	79	84,6		
Spinal cord	6,22	8,08				
Thyroid	4,38	5,78	14,6	23,7	11	11
Esophagus	0,75	1,50	0,6	0,8	0,3	0,3
Trachea	1,79	2,86				
Thymus	1,04	2,17	0,6	0,8	0,3	0,3
Lungs	0,63	1,03	0,5	0,6	0,37	0,37
Breast	0,14	0,33	0	0,1	0,09	0,09
Heart wall	0,29	0,61	0,1	0,2		
Stomach wall	0,06	0,12	0	0	0,01	0,01
Liver	0,09	0,16	0	0	0,02	0,02
Gall bladder	0,04	0,09	0	0		
Adrenals	0,05	0,07	0	0	0,03	0,03
Spleen	0,09	0,15	0	0	0,02	0,02
Pancreas	0,02	0,06	0	0	0,02	0,02
Kidney	0,03	0,08	0	0	0	0
Small intestine	0,01	0,02	0	0	0	0
Colon	0,02	0,02	0	0	0	0
Rectosigmoid	0,01	0,01	0	0		
Urinary bladder	0,00	0,00	0	0	0	0
Prostate	0,00	0,00	0		0	
Uterus	0,00	0,01		0		0
Testes	0,00	0,00	0		0	
Ovaries	0,00	0,00		0		0
Skin	5,12	6,31	6,7	7,2	5,8	5,8
Muscle	0,22	0,29	3,5	3,6	2,9	2,9
Active marrow	4,00	4,12	10,1	10,6	5,4	5,4
Shallow marrow	9,75	11,62	25,7	27,6	24	24
ED60	2,33	2,82	4	4,7	3,2	3,2
ED 103	2,56	3,00	4,6	5,3	3,5	3,5

Tabell 4 viser de tre dosekalkulatorene og hvilke organer det regnes doser for på en undersøkelse av hodet. De tomme feltene er organer det ikke regnes doser for. Her ser man at ImPACT er den som oppgir færrest organedoser, mens NCICT beta 1.0 oppgir flest.

Det er viktig å presisere bruken av pitch-verdi i denne oppgaven. For to av de tre dosekalkulatorene er det bare mulig å sette inn pitchverdi som et mål på snittykkelse i forhold til bordforflytning. For mange av scannerne som ble brukt på 1990-tallet var det ikke aktuelt å bruke pitch, da flere av scannerne ikke var spiralscannere, det ble kjørt undersøkelser hvor man registrerte inn snittykkelse og bordbevegelse. Det er derfor regnet ut «pitchverdier» for alle scannerne i denne oppgaven basert på snittykkelse og bordbevegelse, slik at det skal være mulig å gjøre beregninger i dosekalkulatorene.

### 3.2.1 ImPACT

Denne dosekalkulatoren er basert på Excel regneark og gir ikke mulighet for å velge kjønn, pasienten er voksen og tvekjønnet. Her får man oppgitt dose til ovarier og testikler i samme utregning, fantomet i denne dosekalkulatoren er begge kjønn i en og samme figur. Det er ikke oppgitt høyde og vekt, i regnearket står det at utregningene på dette fantomet er basert på gjennomsnittshøyde og vekt. I denne kalkulatoren setter man inn variabler som: type leverandør, scannermodell, kV, mAs, scanlengde og snittykkelse på en valgt undesøkelse. Versjonen som er brukt i denne oppgaven er ImPACT versjon 1.0.4 (impactscan.org 2012).

Scanner Model:				Acquisition Parameters:			
Manufacturer:	GE			Tube current	354,3 mA		
Scanner:	GE 9800 Series			Rotation time	1 s		
kV:	120			Spiral pitch	1,8		
Scan Region:	Body			mAs / Rotation	354,3 mAs		
Data Set	MCSET08 Update Data Set			Effective mAs	196.8333 mAs		
Current Data	MCSET08			Collimation	mm		
Scan range				Rel. CTDI Look up	1,00 (assumed)		
Start Position	6 cm	Get From Phantom Diagram		CTDI (air) Look up	26,0 mGy/100mAs		
End Position	43 cm			CTDI (soft tissue) Look up	27,8 mGy/100mAs		
Organ weighting scheme	ICRP 60			nCTDI <sub>w</sub> Look up	6,2 mGy/100mAs		
				CTDI <sub>w</sub>	22,1 mGy		
				CTDI <sub>w,ol</sub>	12,3 mGy		
				DLP	455 mGy.cm		

Organ	w <sub>R</sub>	H <sub>T</sub> (mGy)	w <sub>R</sub> ·H <sub>T</sub>	Remainder Organs	H <sub>T</sub> (mGy)
Gonads	0,2	8,1	1,6	Adrenals	15
Bone Marrow	0,12	6,3	0,75	Small Intestine	17
Colon	0,12	14	1,7	Kidney	19
Lung	0,12	1,8	0,21	Pancreas	15
Stomach	0,12	16	2	Spleen	14
Bladder	0,05	15	0,77	Thymus	0,38
Breast	0,05	0,48	0,024	Uterus	18
Liver	0,05	14	0,72	Muscle	5,9
Oesophagus (Thymus)	0,05	0,38	0,019	Brain	0,0019
Thyroid	0,05	0,026	0,0013	Not Applicable	N/A
Skin	0,01	4,1	0,041	Not Applicable	N/A
Bone Surface	0,01	7,8	0,078	Not Applicable	N/A
Not Applicable	0	0	0	Not Applicable	N/A
Not Applicable	0	0	0	Other organs of interest	H <sub>T</sub> (mGy)
Remainder	0,025	5,9	0,15	Eye lenses	0
Kidneys	0,025	19	0,48	Testes	0,89
<b>Total Effective Dose (mSv)</b>			<b>8,5</b>	Ovaries	15
				Uterus	18
				Prostate	15

Scan Description / Comments	

© Nicholas Keat for ImPACT, 2000-2011  
 Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre  
<http://www.impactscan.org>

Figur 7 viser dosekalkulatoren for ImPACT for en scannermodell ved en thoraxundersøkelse, og de ulike variablene som kan settes inn.

### 3.2.2 CT Expo

CT Expo dosekalkulator er også basert på Excel regneark, og gir mulighet for å velge kjønn, og i tillegg til voksen er det to varianter for barn. De to variantene på barn er; Child som er sju år, og baby som er seks uker (SASCRAD 2012).

## Calculate

**2. Scan Range**

**1. Age Group**      **Gender**

Adult        male     female

Scan Range Data (Slice Positions)		
Scan Range z from z-	to z+	L [cm]
35	69	34

**3. Scanner Model**

Manufacturer: General Electric    Scanner: 9800

Scanner Data for Scan Region "Body"					
$n_{CTDI_w}$	$U_{ref}$	$P_{B,H}$	$k_{CT}$	$k_{OB}$	$L$
[mGy/mAs]	[kV]				[cm]
0,062	120	0,24	0,50	1,00	0,0

**4. Select mode**     Body mode for head/neckregion     Spiral mode

**5. Scan Parameters**

U [kV]	I [mA]	t [s]	$Q_{el}$ [mAs]	Q [mAs]	$N \cdot h_{col}$ [mm]	TF [mm]	$h_{rec}$ [mm]	p	Ser.
120			340	340	1,0	1,1		1,1	

**6. Results**

Dose Values per Scan or per Series*				
$CTDI_w$	$CTDI_{vol}$	$DLP_w$	E	$D_{uterus}$
[mGy]	[mGy]	[mGy/cm]	[mSv]	[mSv]
21.1	19.2	hrec?	hrec?	n.a.

CTDI and DLP values refer to 32cm body phantom

Effective dose E refers to ICRP 103

**7. Effective Dose**

ICRP:  60     103

Dose Values per Examination		
$DLP_w$	E	$D_{uterus}$
[mGy/cm]	[mSv]	[mSv]
Ser?	Ser?	n.a.

Effective dose E refers to ICRP 103

**8. Tissue or Organ H<sub>T</sub> per Series**

Tissue or Organ	H <sub>T</sub> per Series [mSv]	Tissue or Organ	H <sub>T</sub> per Series [mSv]
Brain	0,3	Upp. large int.	1,0
Salivary glands	1,9	Thymus	29,2
Thyroid	6,2	Spleen	19,1
Breasts	0,0	Pancreas	17,8
Oesophagus	29,2	Adrenals	21,6
Lungs	31,0	Kidneys	7,6
Liver	18,1	Small intest.	0,8
Stomach	14,6	Uterus	0,0
Low. Large int.	0,1	Prostate	0,0
Testicles	0,0	Gall bladder	17,8
Ovaries	0,0	Heart	27,3
Bladder	0,0	ET tissue	6,2
Bone marrow	8,0	Oral mucosa	1,9
Bone surfaces	21,6	Lymph nodes	8,2
Skin	7,4	Muscle	8,2
		Eye lenses	0,4

**Please note:**  
All organ doses H<sub>T</sub> are based on conversion coefficients for stand-ard patients (ADAM, EVA, CHLD, BABY) and serve for information purposes only (in particular organs outside the scan range)!

**9. Scan Range Selection for:**

ADAM

**Legend:**

- Female breast
- Lung
- Liver
- Bladder
- Ovaries / Testes
- Uterus
- Pelvis

Figur 8 viser et eksempel på CT Expo dosekalkulator og de ulike variablene som kan settes inn ved en thoraxundersøkelse.

Størrelse og vekt på fantomene i denne dosekalkulatoren er:

- Male: 170 cm, 70 kg
- Female: 160 cm, 60 kg
- Child male: 115 cm, 22 kg
- Child female: 115 cm, 22 kg
- Baby male: 57 cm, 4.2 kg
- Baby female: 57 cm, 4.2 kg

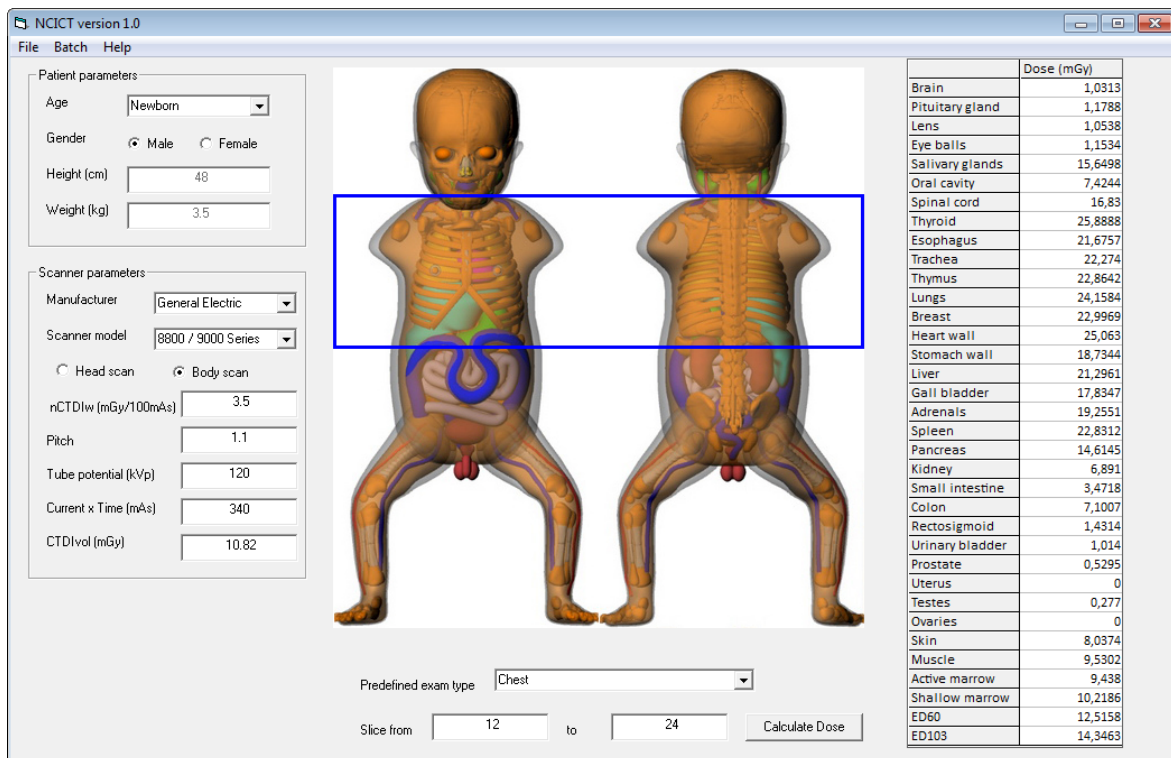
I denne dosekalkulatoren kan man sette inn variabler som: type leverandør, scannermodell, kV, mAs, snittykkelse og scanlengde. Man setter også inn kjønn, alder, head FOV eller body FOV.

### 3.2.3 NCICT beta 1.0

Denne kalkulatoren skal inneholde forbedrede doserekonstruksjoner til organer for ulike kjønn og aldersgrupper, siden det brukes hybridfantom som beregningsgrunnlag i denne kalkulatoren. Hybridfantomene skal være mer realistiske i forhold til pasientens anatomi og størrelse enn første-, -og andregenerasjonsfantomer. Kalkulatoren og utvikling av fantomene som er brukt i denne er basert på blant annet CT Expo dosekalkulator og fantomer (Lee mfl. 2011; National Cancer Institute 2012).

Kalkulatoren er en Windowsbasert applikasjon, og er enkel i bruk. Den gir mulighet for å regne for én enkelt undersøkelse, slik man ser på figur 9, og det er mulighet for å regne i batch, hvor man kan gjøre utregninger på flere undersøkelser og pasienter samtidig. I denne oppgaven er det regnet for én og én undersøkelse på de ulike scannermodellene, undersøkelsestypene og aldersgruppene. Utregning i batch vil være aktuelt å gjøre for undersøkelser som er gjort etter PACS-innføringen, da informasjon kan hentes fra PACS og legges rett inn i en batchfil ved hjelp av et program som heter PeRMoS.

PeRMoS er utviklet ved Henri Tudor Public Research Centre i Luxemburg, og er et program som kan hente opplysninger om scanparametere ved CT-undersøkelser fra PACS-arkivet (CRP Henri Tudor 2012).



Figur 9 viser applikasjonen og hvordan man kan velge ulike variabler som kjønn, alder, kV, mAs og CT-leverandør og modell. Utregning på en thoraxundersøkelse er vist her.

Størrelser og vekt på fantomene i denne dosekalkulatoren er:

- Male: 175 cm, 73 kg
- Female: 164 cm, 60 kg
- 15 år male: 167 cm, 56 kg
- 15 år female: 162 cm, 53 kg
- 10 år male: 140 cm, 32 kg
- 10 år female: 140 cm, 32 kg
- Fem år male: 111 cm, 19 kg
- Fem år female: 111 cm, 19 kg
- Ett år male: 77 cm, 10 kg
- Ett år female: 77 cm, 10 kg
- Newborn male: 48 cm, 3,5 kg
- Newborn female: 48 cm, 3,5 kg

I denne dosekalkulatoren kan man sette inn variabler som: type leverandør, scannermodell, kV, mAs, scanvolum og pitchverdi. Man setter også inn kjønn og alder, samt head FOV eller body FOV.

### 3.3 Utregning av doser i dosekalkulatorene

Doseberegningene i denne oppgaven ble som tidligere sagt, gjort i fire trinn på undersøkelsene hode, thorax og abdomen. Tabell 5 viser en oversikt over hvordan prosessen i de fire trinnene er gjort.

Trinn 1	Trinn 2	Trinn 3	Trinn 4
Data hentet fra Strålevernrapport 1995:11, gjennomsnittsverdier for protokoller	Data hentet fra Strålevernrapport 1995:11, gjennomsnittsverdier for protokoller	Data hentet fra internrapport. 13 stedlige protokoller for scanneren det var flest av	Data fra protokoller som brukes ved en barneradiologisk avdeling i dag
Beregnet organdoser for hode, thorax, abdomen i alle tre dosekalkulatorene på voksne for tre scannermodeller	Beregnet organdoser for hode, thorax, abdomen for alle åtte scannermodellene på seks aldersgrupper og begge kjønn i NCICT beta 1.0	Beregnet organdoser for hode, thorax, abdomen for 13 scannerne/sykehus på seks aldersgrupper og begge kjønn i NCICT beta 1.0	Beregnet organdoser for hode på seks aldersgrupper og begge kjønn i NCICT beta 1.0. Beregnet organdoser for thorax og abdomen for to aldersgrupper og begge kjønn i NCICT beta 1.0.

Tabell 5 viser oversikt over hvordan de fire trinnene er utført med beregning av organdoser.

Det er gjort utregning for alle organene som er presentert i de ulike dosekalkulatorene, og datamaterialet dosekalkulatorene har produsert er stort. Materialet fra utregningene gir mulighet for å lage figurer som viser organdoser for alle organer, men det blir for omfattende å ta med alt i denne studien. Det blir derfor presentert resultater for de mest sentrale og strålefølsomme organene; hjerne, rød benmarg, forplantningsorganer (gonader) og bryst. Doser som sammenlignes er hjerne og rød benmarg for hodeundersøkelser, rød benmarg og brystkjertelvev for thoraxundersøkelser, og rød benmarg og gonader for abdomenundersøkelser.

#### 3.3.1 Utregning for alle tre dosekalkulatorene

Det ble først regnet doser i alle tre kalkulatorene for scannermodellene A, C og F for hode, thorax og abdomen basert på data hentet fra Strålevern Rapport 1995:11. Disse scannerne ble valgt fordi det var flere enn én av dem i strålevernrapporten. I NCICT beta 1.0 er det predefinert scanlengde på de ulike undersøkelsene dersom man velger å regne for én undersøkelse. Denne scanlengden ble også brukt på de to andre kalkulatorene slik at scanvolumet til undersøkelsene det ble regnet for, var det samme i de tre kalkulatorene. De samme variablene som kV, mAs og pitch fra hver scannertype ble hentet fra strålevernrapporten og registrert i kalkulatorene. Siden de tre kalkulatorene ikke gir samme

tilbud om aldersgrupper og kjønn, ble det regnet organdoser for voksne av begge kjønn. I resultatkapittelet presenteres eventuelle doseforskjeller mellom de tre kalkulatorene.

### **3.3.2 Utregning på åtte scannere i NCICT beta 1.0**

Deretter ble det ble regnet doser for hode, thorax og abdomen i NCICT beta 1.0 på de åtte scannerne fra Strålevern Rapport 1995:11 som var å gjenfinne i dosekalkulatoren. Den predefinerte scanlengden i kalkulatoren ble brukt på alle utregningene. Variabler som kV, mAs og pitch fra hver scannertype ble hentet fra strålevernrapporten og registrert inn i dosekalkulatoren. Dette var gjennomsnittsverdier fra protokollene for de ulike scannerne. Resultatene fra utregningene i NCICT beta 1.0 får fram variasjon i organdoser mellom de åtte scannermodellene. Det ble beregnet dose på følgende åtte scannere: General Electric Pace/Sytec 3000, GE 9000, GE9800/9800 Quick, GE Max, Philips Tomoscan CX, Philips Tomoscan LX/SR7000, Toshiba 600HQ/XSPEED og Philips Tomoscan TX. Det ble regnet for de seks aldersgruppene som er tilgjengelige i NCICT beta 1.0 for begge kjønn. I tillegg ble det for de to minste aldersgruppene beregnet organdoser for thorax, - og abdomenundersøkelser hvor det i dosekalkulatoren ble bruk HFOV i stedet for BFOV. For de aller minste barna ble det i noen tilfeller brukt HFOV på undersøkelser gjort på thorax og abdomen, da bildene på dataskjermen blir presentert som større enn ved bruk av HFOV. Scannermodellene er anonymisert i resultatkapittelet, og navnet fra A til H.

### **3.3.3 Utregning av stedlige doser på 13 scannere i NCICT beta 1.0**

Videre ble det gjort utregninger på den scannermodellen det var 13 stykker av, scanner A, hvor data ble hentet fra internrapporten. Her ble variabler som kV, mAs, pitch og scanlengde registrert i dosekalkulatoren, det vil si stedlige protokollene fra hvert av de 13 sykehusene. Det ble regnet for de seks aldersgruppene som er tilgjengelige i NCICT beta 1.0 for begge kjønn for undersøkelsene hode, thorax og abdomen med predefinert scanlengde. Sykehusene er anonymisert i figurene som presenteres i resultatkapittelet, og navnet fra 1 til 13.

### **3.3.4 Utregning av doser i NCICT beta 1.0 på en scanner som brukes i dag**

Til slutt ble det regnet doser for hode, thorax og abdomen på en vanlig scanner som i dag brukes på barneundersøkelser. For hodeundersøkelser er det regnet organdoser for alle seks aldersgruppene og begge kjønn, da protokoller for disse aldersgruppene var tilgjengelig. For thorax- og abdomenundersøkelser er det regnet for begge kjønn i aldersgruppen null og fem år, som var de aldersgruppene jeg hadde fått protokoller for. Den predefinerte scanlengden som ligger i dosekalkulatoren er brukt på de tre undersøkelsene, men det er brukt ulike variabler som kV, mAs og pitch, da protokollene varierer for de ulike aldersgruppene og



undersøkelsene. Resultatene fra disse utregningene blir sammenlignet med den scanneren som det var 13 stykker av, samt de åtte scannermodellene. Denne scanneren er navnet med bokstaven I.

### **3.4 Dataanalyse**

Beregninger av doser i CT Expo, ImPACT og NCICT beta 1.0 ble gjennomført våren 2012, basert Strålevern Rapport 1995:11, og dosetabeller for hode-, thorax- og abdomenundersøkelser ble laget. Dosetabellene får fram eventuelle forskjeller mellom kalkulatorene. Data fra de tre dosekalkulatorene ble registrert i Excel-ark, tabell 4 på side 27 viser eksempel på slike dosetabeller. Ut fra dosetabellene ble det laget figurer i Excel for å visualisere eventuelle variasjoner mellom de tre dosekalkulatorene. Samme prosedyre ble gjennomført for alle åtte scannermodellene regnet i NCICT beta 1.0, hvor resultater fra dosetabellene ble brukt til å lage figurer for å visualisere dosevariasjoner mellom de åtte scannermodellene.

Høst 2012 ble det gjort utregninger i NCICT beta 1.0 basert på data fra internrapporten over de 13 stedlige protokollene. Det ble laget dosetabeller for seks aldersgrupper av begge kjønn for hode-, thorax- og abdomenundersøkelser, og resultatene fra disse dosetabellene ble brukt til å lage figurer som viser stedlige variasjoner for samme scannermodell.

Vinter 2013 ble det regnet doser i NCICT beta 1.0 på den CT-scanneren som brukes ved en barneradiologisk avdeling i dag. Dosetabellene som ble produsert her, ble brukt til å lage figurer som viser eventuelle forskjeller i organdoser for denne scannermodellen sammenlignet med stedlige doser og scannermodeller fra 1990-tallet.

### 3.5 Etiske betraktninger

Denne studien inneholder ikke personopplysninger eller sensitiv informasjon, og derfor er det ikke nødvendig med godkjenning fra regional etisk komité (REK). Materialet som brukes i denne oppgaven er tidligere publiserte data som Statens Strålevern har innhentet, og som nå er brukt på oppfordring fra dem. Stedlige doser er anonymisert i denne studien. Ved innhenting av data fra én CT-scanner som er i bruk i dag ved en radiologisk avdeling i Norge, har jeg informert om mitt samarbeid med Statens Strålevern og hensikten med studien, og at alle opplysninger blir anonymisert. Datagrunnlaget fra denne masteroppgaven vil kunne brukes i EPI-CT prosjektet for å estimere doser til barn som ble undersøkt med CT på 1990 – tallet, og dataene fra denne studien oppbevares hos Statens Strålevern.

Det utvalget av organdoser som presenteres for de tre undersøkelsestypene i resultatkapittelet, er valgt ut på grunn av disse organers høye strålefølsomhet. I tillegg er hjerne valgt ut siden det er en del av EPI-CT-prosjektet å kalkulere doser til hjernen.

## 4.0 Resultat

I dette kapittelet vises resultater av utregninger for de tre dosekalkulatorene gjort på tre scannere for hode, - bryst, - og abdomenundersøkelser. Videre vises resultater over variasjonene i organdoser til barn ved ulike scannermodeller, og stedlige variasjoner på den scannermodellen som det var flest av i strålevernrapporten. Deretter vises variasjonene mellom scanneren som brukes i dag med aldersjusterte protokoller og de ulike scannermodellene. Resultater som trekkes ut og vises fram i dette kapittelet er doser til hjerne og rød benmarg for hodeundersøkelser, brystkjertelnev og rød benmarg for thoraxundersøkelser og gonader og rød benmarg for abdomenundersøkelser. For de ulike undersøkelsene er det trukket ut to til tre aldersgrupper. Det er mulig å trekke ut resultater for alle aldersgruppene og alle organer NCICT beta 1.0 gjør beregninger for, men det blir for omfattende å vise alt dette i denne oppgaven. Se vedlegg III for eksempel på dosetabeller for scannerne.

### 4.1 Test av ny dosekalkulator utviklet for EPI-CT-prosjektet

Resultatene fra testingen av tre dosekalkulatorer på tre ulike scannere viser at det er forskjeller mellom dem. Parameterinnstillingene i dosekalkulatorene er lik for samme scanner, men forskjellig for hver scanner, siden parameterne fra strålevernrapporten er brukt for de forskjellige scannerne.

#### 4.1.1 Forskjell mellom kalkulatorene ved hodeundersøkelser

Hode	Dosekalkulator	Organ	Dose (mGy)		Organ	Dose (mGy)	
			Male	Female		Male	Female
Scannermodell A	CT Expo	Brain	66,7	69,7	Active marrow	10,1	10,6
	ImPACT	Brain	65,0	65,0	Active marrow	5,4	5,4
	NCICT	Brain	53,9	64,2	Active marrow	4,0	4,1
Skannermodell C	CT Expo	Brain	44,7	46,7	Active marrow	6,8	7,2
	ImPACT	Brain	44,0	44,0	Active marrow	3,7	3,7
	NCICT	Brain	37,2	44,3	Active marrow	2,8	2,8
Scannermodell F	CT Expo	Brain	49,2	51,4	Active marrow	7,5	7,9
	ImPACT	Brain	47,0	47,0	Active marrow	4,1	4,1
	NCICT	Brain	40,9	48,7	Active marrow	3,0	3,1

Tabell 6 viser doser til hjerne og rød benmarg ved hodeundersøkelser for alle tre scannerne i alle tre dosekalkulatorene for begge kjønn. CT Expo gir de høyeste dosene for hjerne og rød benmarg.

Ved sammenligning av organdoser til hjerne og rød benmarg for hodeundersøkelser viser CT Expo de høyeste dosene for begge kjønn. NCICT beta 1.0 viser de laveste dosene til hankjønn for både hjerne og rød benmarg, men for hunkjønn viser scannermodell C og F noe høyere

dose til hjerne for NCICT beta 1.0 i forhold til ImPACT. ImPACT gir samme dose til begge kjønn, mens de to andre kalkulatorene gir høyere dose til hjernen til hunkjønn. Det er liten dosevariasjon mellom kalkulatorene for hjerne, og doseforskjellen til hjerne mellom kvinner og menn er størst for NCICT beta 1.0. For rød benmarg er forskjellen mellom kjønn liten, men her gir CT Expo høyere dose enn de to andre kalkulatorene. CT Expo gir en dosevariasjon til rød benmarg med en faktor på 2.5 for hankjønn og 2.6 for hunkjønn og i forhold til NCICT beta 1.0.

#### 4.1.2 Forskjell mellom kalkulatorene ved thoraxundersøkelser

Thorax	Dosekalkulator	Organ	Dose (mGy)		Organ	Dose (mGy)	
			Male	Female		Male	Female
Scannermodell A	CT Expo	Breast	0,0	35,2	Active marrow	7,2	7,3
	ImPACT	Breast	23,0	23,0	Active marrow	8,0	7,3
	NCICT	Breast	29,5	26,2	Active marrow	7,7	9,5
Scannermodell C	CT Expo	Breast	0,0	31,4	Active marrow	6,5	6,5
	ImPACT	Breast	20,0	20,0	Active marrow	7,0	6,5
	NCICT	Breast	23,9	21,1	Active marrow	6,2	7,7
Scannermodell F	CT Expo	Breast	0,0	40,6	Active marrow	6,5	6,5
	ImPACT	Breast	22,0	22,0	Active marrow	6,7	6,2
	NCICT	Breast	23,2	20,6	Active marrow	6,0	7,5

Tabell 7 viser organdoser for bryst og rød benmarg ved thoraxundersøkelser i tre kalkulatorer og tre scannermodeller for begge kjønn. CT Expo gir høyest dose til brystkjertelvev, mens for rød benmarg varierer det mellom ImPACT og NCICT beta 1.0 om den høyeste dosen.

Ser man på organdoser for bryst ved thoraxundersøkelser, er dosen høyest for CT Expo, og lavest for ImPACT, med unntak av scannermodell F som viser noe lavere brystdose til hunkjønn for NCICT beta 1.0. Tabell 6 viser at NCICT beta 1.0 gir høyere dose til bryst på menn i forhold til kvinner, og at CT Expo ikke regner dose til bryst på menn. Dosevariasjonen mellom CT Expo og ImPACT for brystdose til hunkjønn har en faktor på 1.3 og 1.4 for scannermodell A og C. Forskjellen mellom CT Expo og NCICT beta 1.0 har en faktor på 1.9 for scannermodell F for brystdose til hunkjønn. Dosen til rød benmarg er relativ lik for alle tre kalkulatorene, og her er det CT Expo som viser samme dose for kvinner og menn. ImPACT gir noe høyere dose til rød benmarg for menn, og for kvinner er det NCICT beta 1.0 som gir noe høyere dose.

### 4.1.3 Forskjell mellom kalkulatorene ved abdomenundersøkelser

Abdomen	Dosekalkulator		Dose (mGy)			Dose (mGy)		
			Male		Female	Male	Female	
Scannermodell A	CT Expo	Testes	2,1	Ovaries	23,9	Active marrow	10,4	11,3
	ImPACT	Testes	1,6	Ovaries	23,0	Active marrow	9,6	9,4
	NCICT	Testes	1,9	Ovaries	18,9	Active marrow	9,1	10,6
Scannermodell C	CT Expo	Testes	1,4	Ovaries	15,5	Active marrow	6,8	7,3
	ImPACT	Testes	1,1	Ovaries	15,0	Active marrow	6,4	6,3
	NCICT	Testes	1,2	Ovaries	11,5	Active marrow	5,6	6,5
Scannermodell F	CT Expo	Testes	1,6	Ovaries	18,2	Active marrow	8,0	8,7
	ImPACT	Testes	1,1	Ovaries	16,0	Active marrow	6,8	6,6
	NCICT	Testes	1,3	Ovaries	12,7	Active marrow	6,2	7,2

Tabell 8 viser doser for testikler, ovarier og rød benmarg for abdomenundersøkelser utregnet i tre dosekalkulatorer. CT Expo viser de høyeste dosene for alle tre organene. NCICT beta 1.0 viser lavest dose for ovarier.

Ved abdomenundersøkelser viser de tre kalkulatorene at dosen til testikler er ganske lik for alle tre kalkulatorene, men også her er det CT Expo som gir høyest dose. For ovarier er det CT Expo som gir høyest dose, og NCICT beta 1.0 lavest dose. Alle tre kalkulatorene viser at dosen til ovarier er betydelig høyere enn for testikler, testiklene ligger utenfor scanområdet ved denne undersøkelsen, mens ovariene ligger i scanområdet. Dosevariasjonen for ovarier mellom CT Expo og NCICT beta 1.0 har en faktor for scanner A og C på 1.3 og for scanner F en faktor på 1.4. Dosen til rød benmarg er høyest for CT Expo, men det er liten variasjon mellom kalkulatorene for dette organet på disse utregningene. Det er også liten variasjon mellom kjønnene i de tre kalkulatorene, men noe høyere til hunkjønn for CT Expo og NCICT beta 1.0.

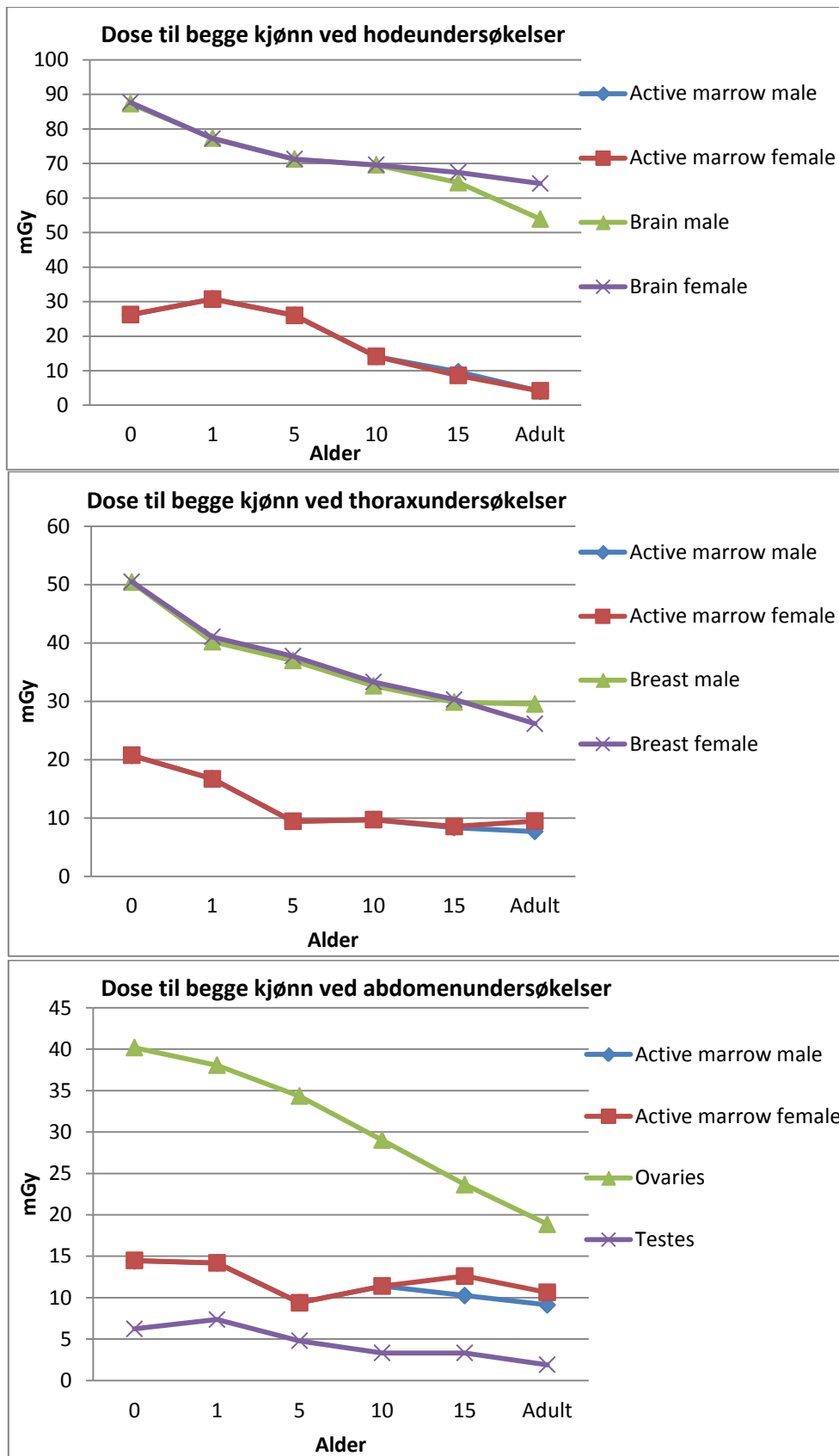
## 4.2 Dosevariasjon mellom kjønn og ulike aldersgrupper

Figur 10 viser eksempel på hvordan dosen synker med økende alder ved bruk av samme parameterinnstillinger. Det er bare tatt med én scannermodell som eksempel, men resultatene viser det samme for alle scannermodellene. Figuren viser at de minste barna får de høyeste dosene, og man ser at dosen for hunkjønn og hankjønn er tilnærmet lik opp til ti år.

Ved hodeundersøkelser er dosen til hjerne for aldersgruppene 15 år og voksen høyere for hunkjønn enn hankjønn, og man ser at forskjellene er størst i aldersgruppen voksen. For rød benmarg er det ingen forskjell mellom kjønnene ved hodeundersøkelser. Aldersgruppen null år får 1.4 og 1.6 ganger høyere dose til hjerne for hunkjønn og hankjønn sammenlignet med aldersgruppen voksen. Aldersgruppen ett år får 7.5 ganger høyere dose til rød benmarg i forhold til voksen ved hodeundersøkelser.

Ved thoraxundersøkelser viser resultatene at dosen er noe høyere for brystkjertelvev hos hankjønn i aldersgruppen voksen i forhold til hunkjønn. For de andre aldersgruppene er dosen til brystkjertelvev lik for begge kjønn. Aldersgruppen null år får 1.7 ganger høyere dose til brystvev enn voksen hankjønn, og for hunkjønn er faktoren på 1.9. Dosen til rød benmarg er lik for begge kjønn opp til og med aldersgruppen 15 år, men i aldersgruppen voksen er det hunkjønn som får noe høyere dose til rød benmarg. Doseforskjellen mellom den yngste og eldste aldersgruppen har en faktor på henholdsvis 2.7 for hankjønn og 2.2 for hunkjønn.

For abdomenundersøkelser er doseforskjellen mellom kjønn størst i aldersgruppen 15 år for rød benmarg. Man ser også ved abdomenundersøkelser at dosen til rød benmarg øker fra fem år til 10 og 15 år. Her får de to siste aldersgruppene høyere dose til rød benmarg enn aldersgruppen fem år. Dosevariasjonen for rød benmarg har en faktor på 1.4 mellom aldersgruppen null år og voksen. Ser man på dosene til ovarier, får de minste barna mer enn to ganger så høy dose som voksen. For testikler gir variasjonen en faktor på 3.3 mellom aldersgruppen null og voksen.



Figur 10 viser doser for scanner A, og hvordan dosene synker med økende alder ved bruk av samme parameterinnstillinger. Man ser at dosene er like for begge kjønn opp til og med 10 år. Fra 15 år mottar hunkjønn høyere doser til hjerne og rød benmarg. For brystkjertelvev er dosen høyere for hankjønn i aldersgruppen voksen.

### 4.3 Dosevariasjon mellom ulike scannermodeller

Hode	Scanner A (13stk)	Scanner B (3 stk)	Scanner C (5 stk)	Scanner D (3 stk)	Scanner E (3 stk)	Scanner F (4 stk)	Scanner G (2 stk)	Scanner H (1stk)
nCTDI <sub>w</sub> /100 mAs	23,2	6,2	14,6	18	15	14,4	15,9	5,4
Pitch	1,1	1	1,1	1	1	1	1	1
kVp	120	120	120	120	120	120	120	120
mAs	377	606,7	413,6	401,8	373	419	400	324
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	79,51	37,62	54,9	72,32	55,95	60,34	63,6	17,5
Thorax	Scanner A (13stk)	Scanner B (3 stk)	Scanner C (5 stk)	Scanner D (3 stk)	Scanner E (3 stk)	Scanner F (4 stk)	Scanner G (2 stk)	Scanner H (1stk)
nCTDI <sub>w</sub> /100 mAs	10,9	3,5	6,2	7,5	6,3	7,4	5,9	ikke mulig å
Pitch	1,3	1	1,1	1,2	1,3	1,2	1	sette inn
kVp	120	120	120	120	120	120	120	BFOV
mAs	283	312,7	340	242	397,3	302,8	275	på thorax
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	23,73	10,94	19,16	15,12	19,25	18,67	16,23	
Abdomen	Scanner A (13stk)	Scanner B (3 stk)	Scanner C (5 stk)	Scanner D (3 stk)	Scanner E (3 stk)	Scanner F (4 stk)	Scanner G (2 stk)	Scanner H (1stk)
nCTDI <sub>w</sub> /100 mAs	10,9	3,5	6,2	7,5	6,3	7,4	5,9	ikke mulig å
Pitch	1,8	1,3	1,8	1,5	1	1,8	1,3	sette inn
kVp	120	120	120	120	120	120	120	BFOV
mAs	330,6	420	354,3	363	467,8	328	445	på abdomen
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	20	11,31	12	18,15	29,47	13,48	20,2	

Tabell 9 gir en oversikt over parameterinnstillingene for de åtte scannermodellene det er regnet organdoser for i NCICT beta 1.0, basert på Strålevern Rapport 1995:11. Den viser også CTDI og CTDI<sub>vol</sub> for scannerne.

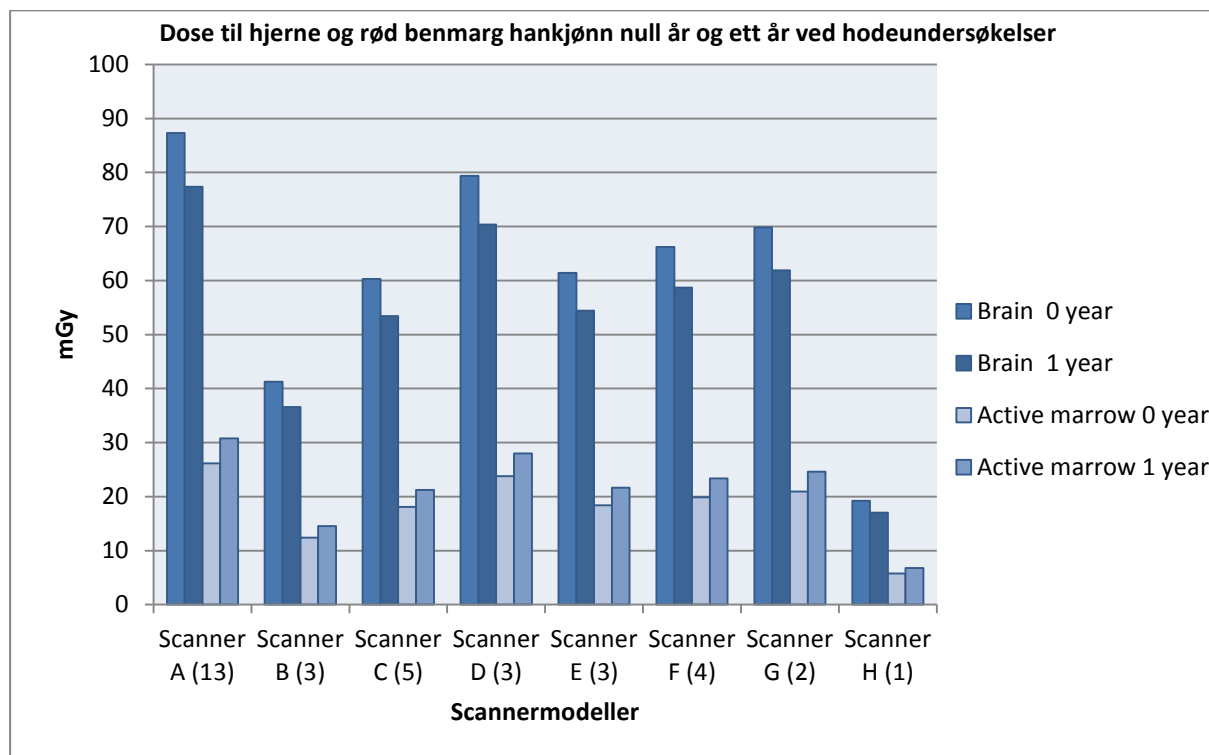
Ut fra tabellen ser man at det er ulike parameterinnstillinger for de åtte scannerne. Scannerne er anonymisert og navnet fra A til H. For scanner H er det bare tatt med utregninger av doser ved hodeundersøkelser, da det ikke var mulig å sette inn BFOV i dosekalkulatoren NCICT beta 1.0 for denne maskinen. Ved forsøk på å sette inn parametere for undersøkelser av thorax og abdomen og Body FOV, ville ikke kalkulatoren gjøre utregninger.

Det er brukt de samme parameterinnstillingene som er vist i tabell 8 for begge kjønn og alle aldersgruppene. Eksempel: for scanner A er det brukt 120kV, 377mAs og pitch 1.1 for hodeundersøkelser for alle seksaldersgruppene og begge kjønn, mens for scanner B er det brukt 120 kV, 606.7 mAs og pitch 1 for alle seks aldersgruppene og begge kjønn. Man ser at scanner A har den høyeste CTDI-verdien for hode, -thorax og abdomenundersøkelser, men ikke størst pitch og mAs-verdi.



### 4.3.1 Organdoser ved hodeundersøkelser

Her vises resultater for de åtte CT-scannerne og organdoser til hjerne og rød benmarg for hankjønn i aldersgruppene null og ett år, og 15 år begge kjønn. Siden organdosene er lik for gutter og jenter opp til 10 år, vises det bare for ett kjønn i figur 11.

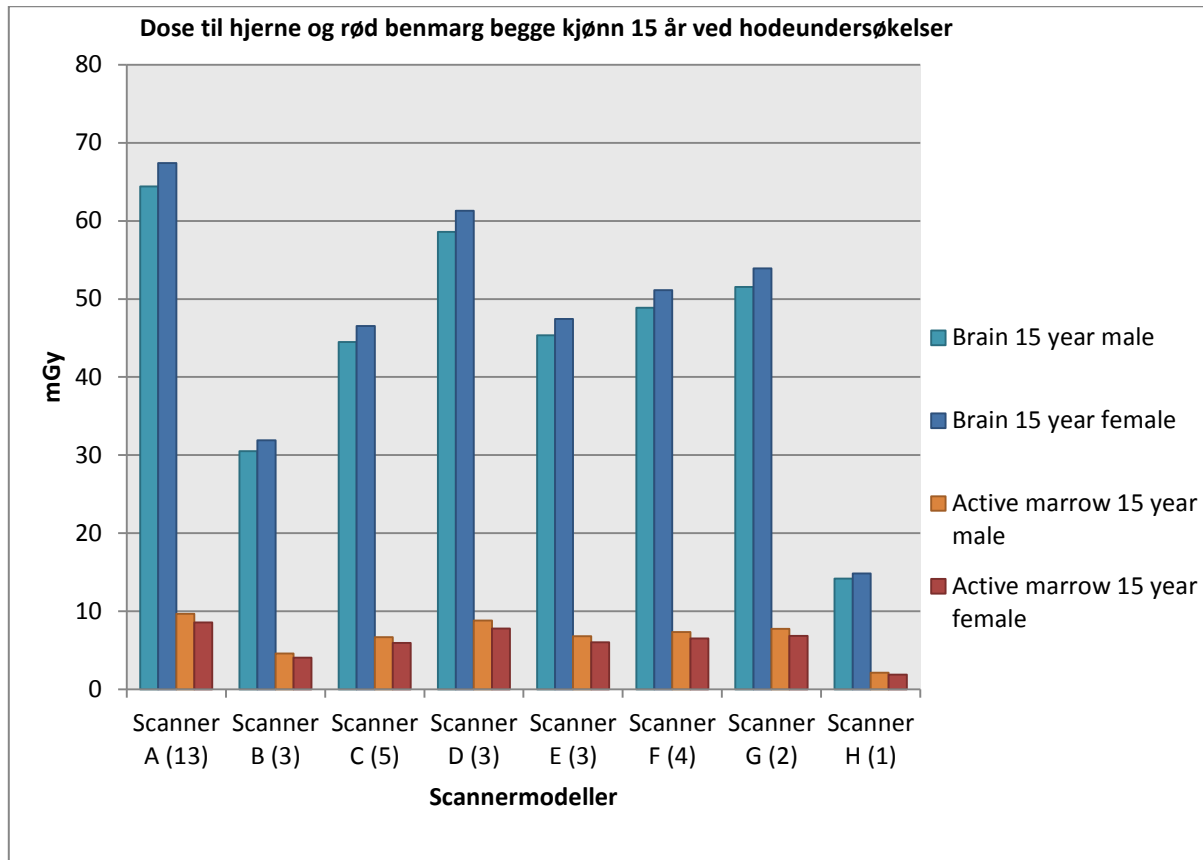


Figur 11 viser dosene til hjerne og rød benmarg for hankjønn i aldersgruppene null og ett år for åtte scannermodeller. Antall scannere av hver modell vises i parentes. Scanner A gir de høyeste dosene, mens scanner H gir de laveste etterfulgt av scanner B.

Resultatene viser at scanner A gir de høyeste dosene, samtidig som tabell 8 viser at denne scanneren bruker en av de laveste mAs-verdiene. Scanner B bruker høyest mAs-verdi, men er den maskinen som gir nest lavest stråledose. Scanner H gir lavest stråledose, og er den scanneren som brukes den laveste mAs-verdien. Man ser i figur 11 at den yngste aldersgruppen får størst dose til hjerne, og for rød benmarg er det aldersgruppen ett år som får den høyeste dosen. Scanner A gir en dose til hjerne og rød benmarg for begge aldersgruppene som er 4.5 ganger høyere enn scanner H. Forskjellen mellom scanner A og scanner B som gir de nest laveste dosene er på 2.1.

Gjennomsnittsdosen for hjerne er 60 mGy, minimumsdosen er 19 mGy og maksimumsdosen er 87 mGy for aldersgruppen null år. For aldersgruppen ett år er gjennomsnittsdosen til hjerne 54 mGy (17 mGy -77 mGy), og for rød benmarg er gjennomsnittsdosen for de åtte scannerne 21 mGy (7mGy-31mGy).

Figur 12 viser de samme forskjellene mellom scannerne for aldersgruppen 15 år, scanner A gir de høyeste dosene, og scanner H gir de laveste.



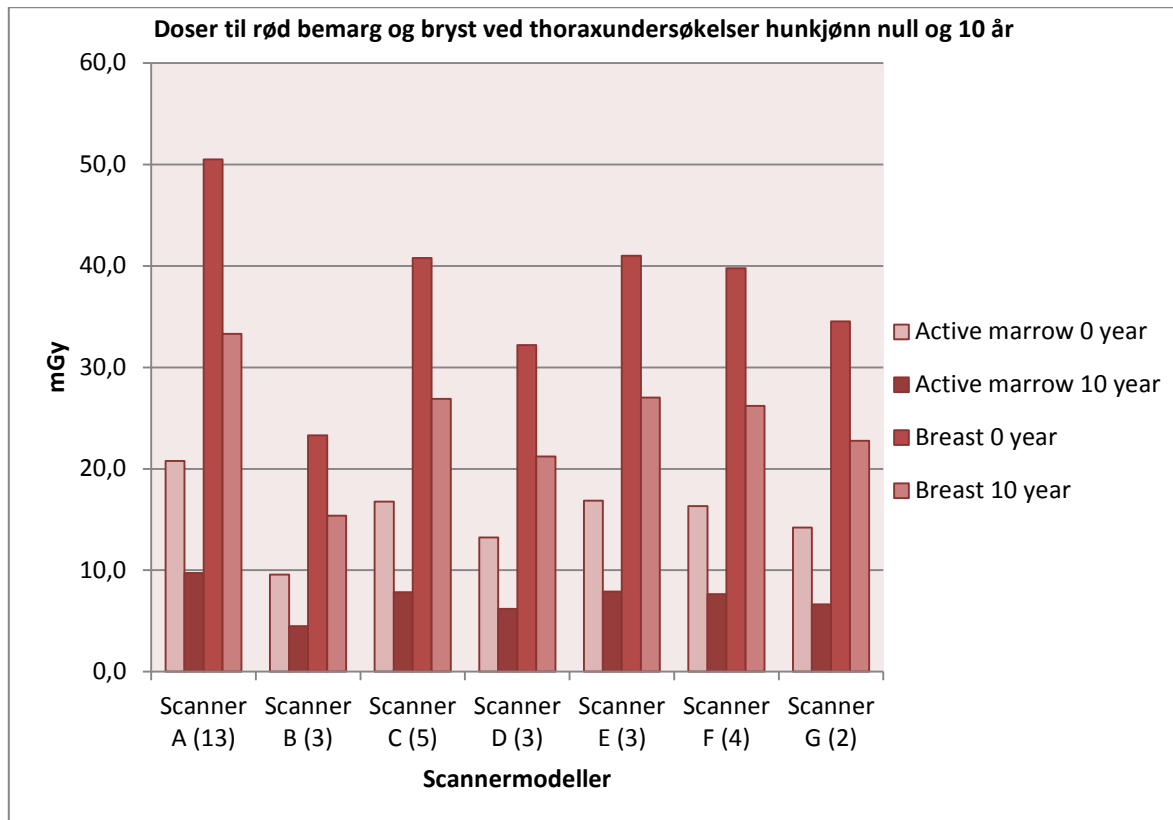
Figur 12 viser doser til begge kjønn for aldersgruppen 15 år. Figuren viser at jenter får høyere doser til hjerne, mens gutter får noe høyere dose til rød benmarg sett i forhold til jenter. Differansen mellom scanner A og H har en faktor på 4.5, og forholdet mellom scanner A og B er på 2.1.

Figur 12 viser at det er en liten forskjell i dose mellom kjønn i aldersgruppen 15 år. Hankjønn får noe lavere dose til hjerne, og noe høyere dose til rød benmarg sammenlignet med hunkjønn.

Gjennomsnittsdosen for hjerne hankjønn er 45 mGy (14 mGy-64 mGy), og for rød benmarg er den på 6.5 mGy (2 mGy-10 mGy).

### 4.3.2 Organdoser ved thoraxundersøkelser

Resultatene for CT av thorax vises for aldersgruppen null og 10 år for hunkjønn siden det ikke er forskjell i doseverdier mellom hankjønn og hunkjønn opp til 10 år. Her er én CT-scanner trukket ut fra resultatene, scanner H, da det i dosekalkulatoren ikke var mulig å regne doser for thorax, kun hode for denne scannermodellen.

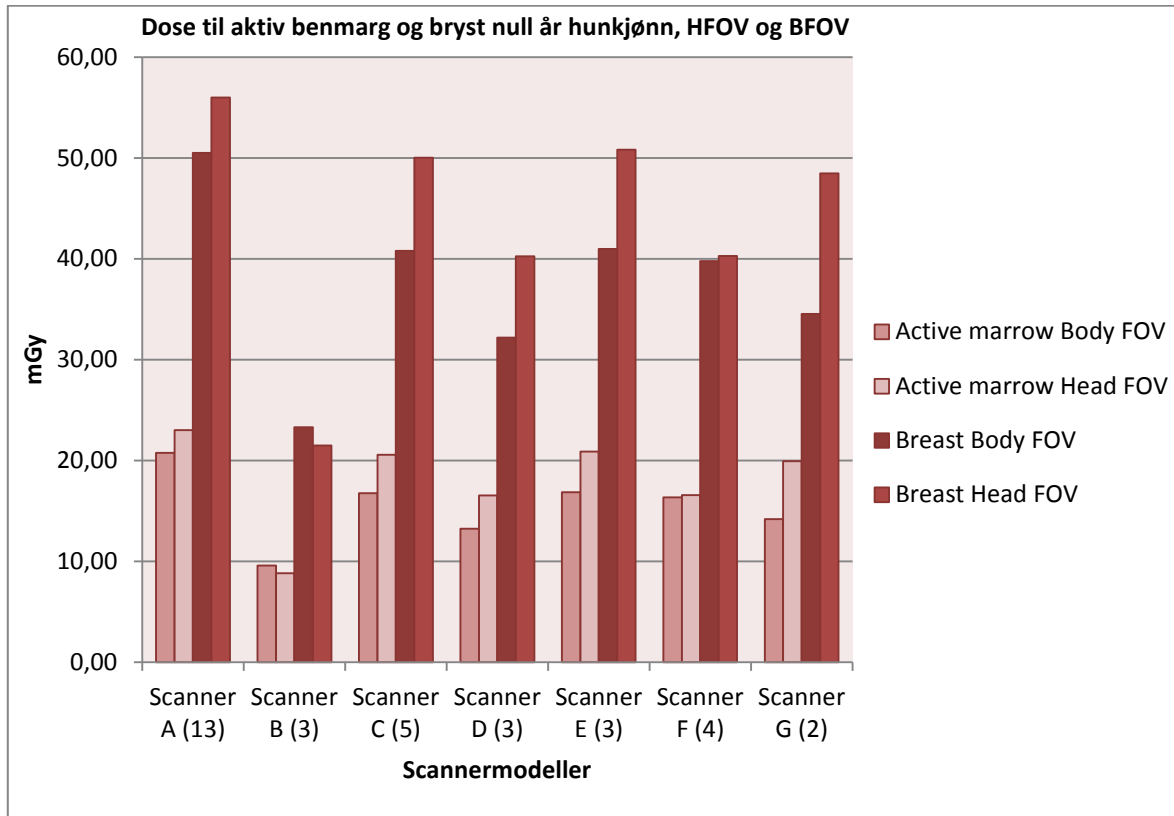


Figur 13 viser doser til aktiv benmarg og bryst for jenter null og 10 år. Scanner A viser høyest dose til begge organene, og scanner B gir de laveste dosene. Scanner A gir 2.2 ganger høyere dose enn scanner B.

I figur 13 ser man en oversikt over organdoser til begge aldersgruppene for aktiv benmarg og bryst. Man ser at det er scanner A som gir de høyeste stråledosene og scanner B gir de laveste dosene. For begge aldersgruppene gir doseforskjellen mellom scanner A og B en faktor 2.2 for både bryst og aktiv benmarg. Dosen til rød benmarg er dobbelt så høy for aldersgruppen null år sammenlignet med aldersgruppen 10 år uansett scannermodell.

Gjennomsnittsdosen for rød benmarg i aldersgruppen null år er 14 mGy (10 mGy-21 mGy). Gjennomsnittsdosen til bryst for aldersgruppen 10 år er 25 mGy (15 mGy-33 mGy).

Dersom man bruker Head FOV i stedet for Body FOV på de minste barna, viser de fleste scannerne en økning i stråledose. Figur 14 viser et eksempel over organdosene til rød benmarg og bryst for hunkjønn ved thoraxundersøkelser til aldersgruppen null år dersom man bruker Body FOV og Head FOV.

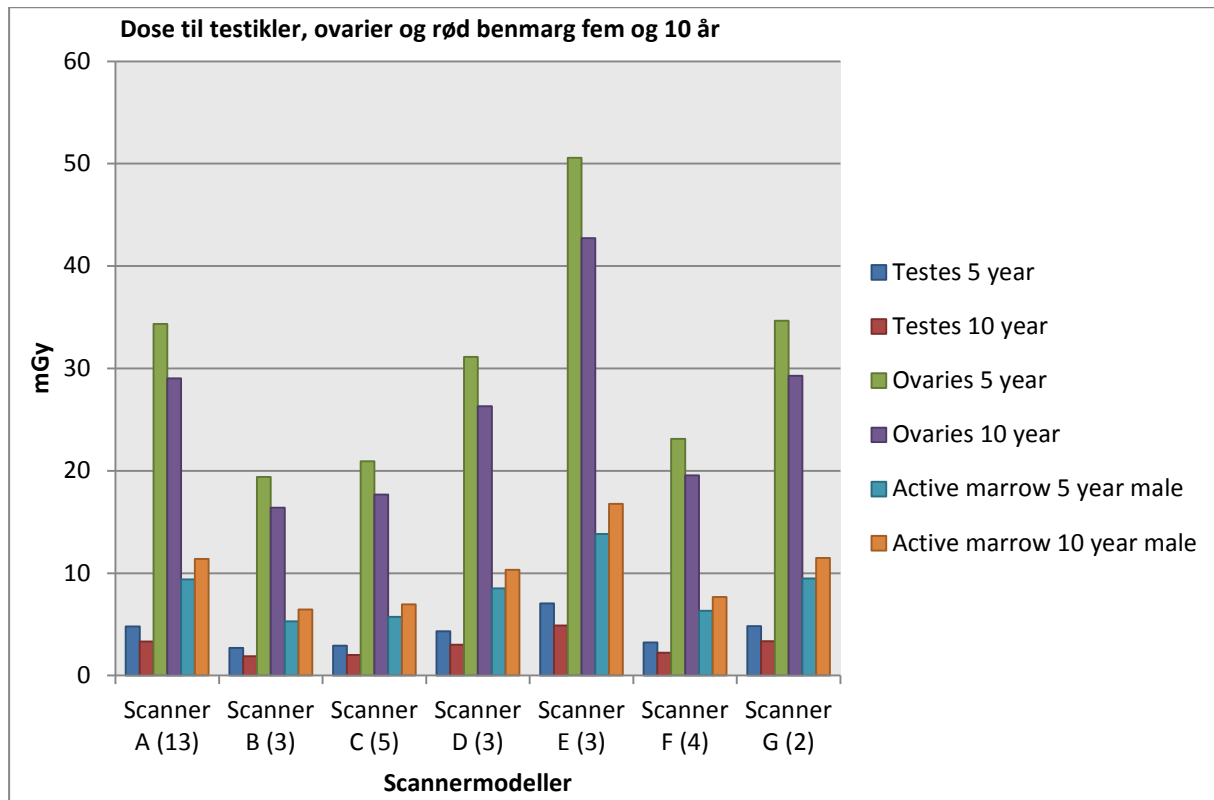


Figur 14 viser organdoser ved Body FOV og Head FOV. Man ser at dosen blir høyere ved bruk av HFOV for alle scannerne med unntak av scanner B som gir noe lavere dose ved Head FOV. Scanner G gir 1.4 ganger høyere dose ved bruk av Head FOV i stedet for Body FOV.

Den største forskjellen mellom body og head FOV er for skanner G, som gir en økning i stråledose på 5.7 mGy for rød benmarg dersom man kjører undersøkelsen med head FOV i stedet for body FOV. Faktoren for denne differansen er på 1.4. Scanner B gir en reduksjon i dosen på 0.7 mGy for samme organ dersom man kjører med head FOV. For skanner F er det liten forskjell mellom head FOV og body FOV.

### 4.3.3 Organdoser ved abdomenundersøkelser

Figur 15 viser variasjonen i organdoser for ovarier og testikler for sju av scannerne ved abdomenundersøkelser for aldersgruppen fem og 10 år. For aktiv benmarg vises bare resultater for hankjønn, siden det er likt for begge kjønn i disse aldersgruppene. Her er også scanner H trukket ut, da det bare var mulig å regne for head FOV for denne scanneren.

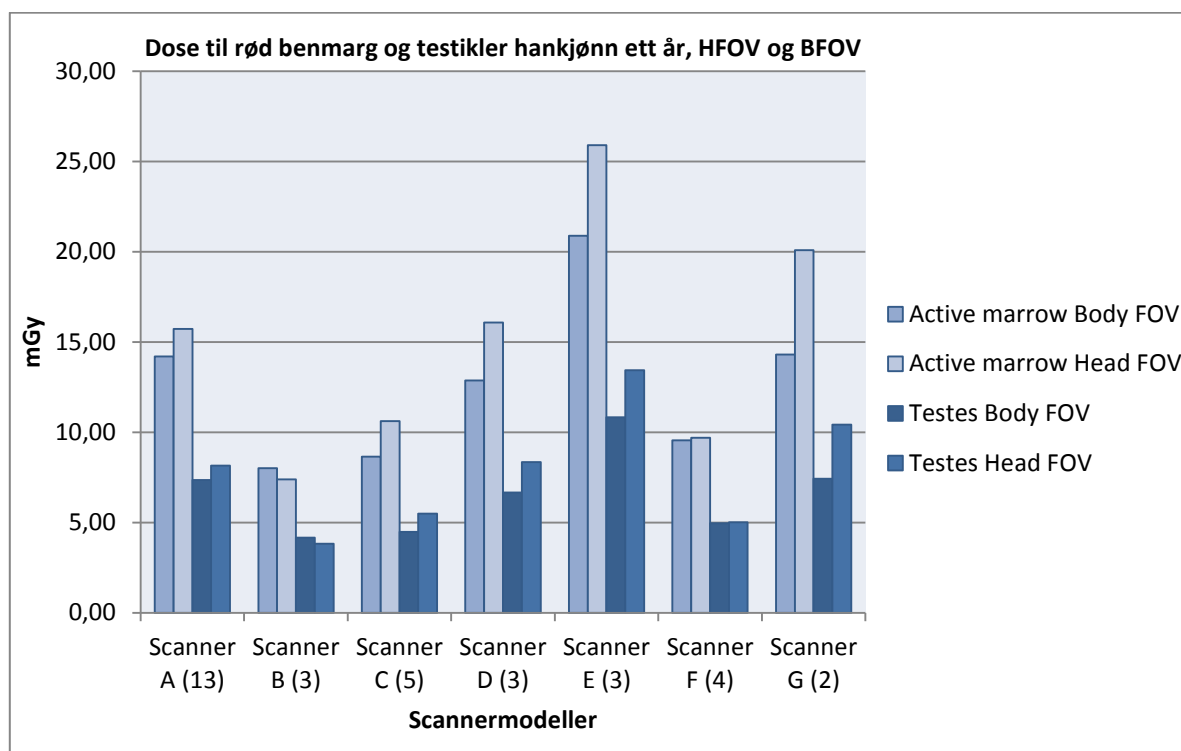


Figur 15 viser doser til testikler og ovarier. Rød benmarg vises for gutter. Scanner E gir 2.6 ganger høyere dose til organene enn scanner B som gir de laveste dosene.

Man ser at det er scanner E som gir de høyeste organdosene, etterfulgt av scanner G og A. CT-scanneren som gir de laveste organdosene er scanner B. Forskjellen i organdoser mellom scanner E og B har en faktor på 2.6. Figuren viser at dosene til ovarier og testikler synker fra fem til 10 år, mens for rød benmarg øker den noe.

Gjennomsnittsdose for rød benmarg i aldersgruppen ti år er 10 mGy (6 mGy-17 mGy). For ovarier er gjennomsnittsdosen for aldersgruppen fem år 30 mGy (19 mGy-50 mGy).

Sammenligner man dosene ved body FOV og head FOV for aldersgruppen ett år, viser resultatene at alle scannerne gir høyere dose til organene ved å kjøre head FOV, med unntak av scanner B som også her viser reduksjon i dosen ved bruk av head FOV. Dette vises i figur 16.



Figur 16 viser doseverdiene dersom man kjører undersøkelsene ved å bruke head FOV i stedet for body FOV. Scanner G gir 1.4 ganger høyere dose ved å bruke Head FOV i stedet for Body FOV.

Som ved thoraxundersøkelsene ser man også her at scanner G gir den største variasjonen i dose ved bruk av body FOV kontra head FOV. Scanner F gir liten forskjell, og scanner B gir noe lavere dose ved bruk av head FOV.

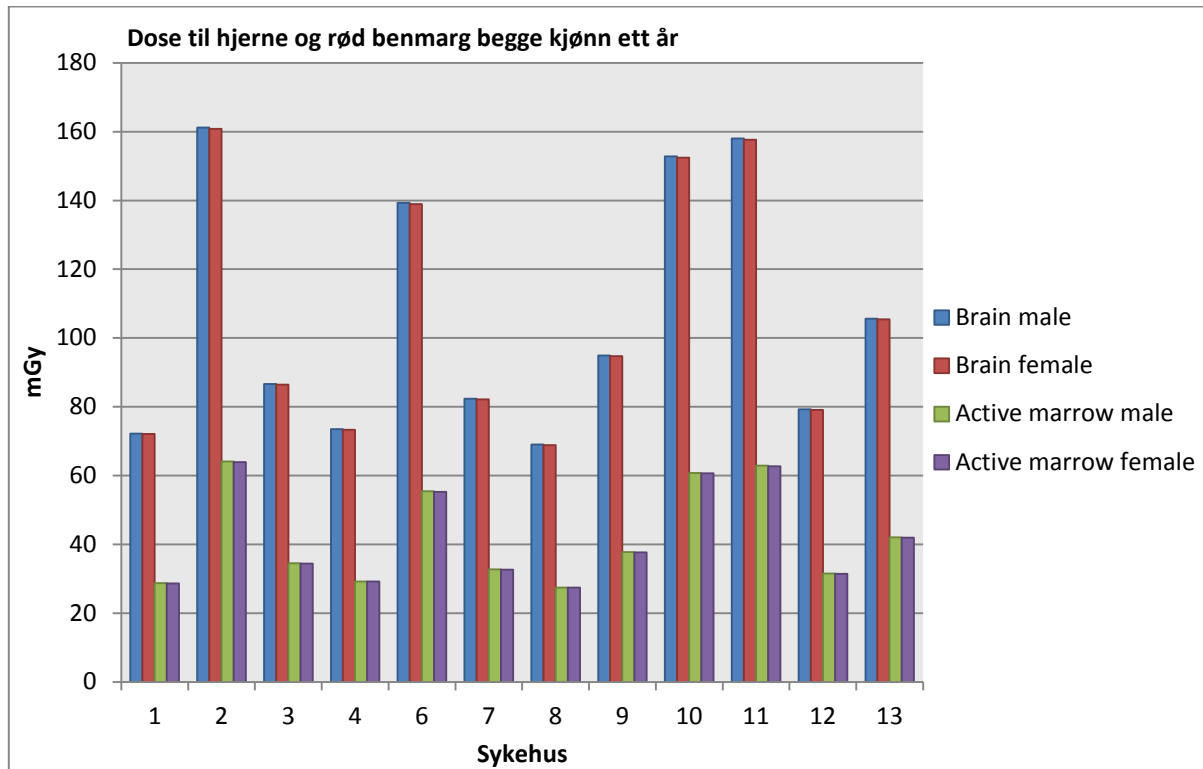
#### 4.4 Stedlige doser

Her vises resultater for scanner A som det var flest av på de 49 stedene som Strålevern Rapport 1995:11 samlet inn data fra, og det vises en oversikt over organdosene fra de 13 sykehusene. Sykehusene er anonymisert og navnet fra 1 til 13.

##### 4.4.1 Stedlige doser ved hodeundersøkelser

Dersom man ser på resultater for undersøkelser av hodet, er det store stedlige variasjoner. Organdoser til hjerne og rød benmarg for begge kjønn i aldersgruppen ett år vises i figur 17, og her ser man at protokollen for sykehus nr. 2 gir høyest dose, og sykehus nr. 8 gir lavest dose, dosevariasjonen her har en faktor på 2.3. Sykehus nr. 2 har i sin standardprotokoll to serier på hodeundersøkelser, uten og med intravenøs kontrast, mens sykehus nr. 8 oppgir én

serie i sin standardprotokoll. Ingen av de sykehusene som kjører én serie i sin standardprotokoll har høyere dose enn de som kjører to serier. Figur 17 viser doser til hjerne og rød benmarg for aldersgruppen ett år og begge kjønn.



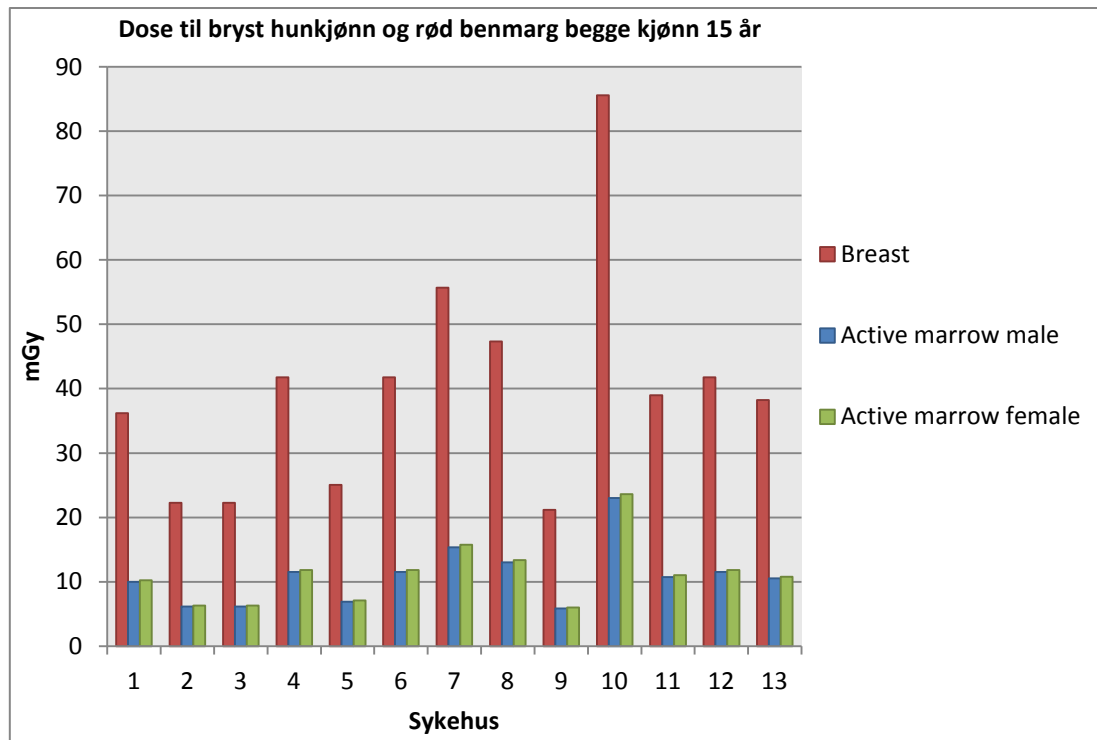
Figur 17 viser dosevariasjonene mellom de ulike scannerne for aldersgruppen ett år. Sykehus nr. 2, 6, 10, 11 og 13 kjører to serier som standardprotokoll. Sykehus nr. 2 gir 2.3 ganger høyere dose enn sykehus nr. 8.

Figur 17 viser at det er ingen forskjell i organdosene for hjerne og rød benmarg mellom gutter og jenter. Sykehus nr. 5 er ikke med i figuren, dette sykehuset kjører ikke hodeundersøkelser på denne scannermodellen. Sammenligner man høyeste og laveste dose på de sykehusene som kjører én serie som standard, gir differansen i dose en faktor på 1.4, og for de som kjører to serier en faktor på 1.5. De fleste stedene bruker pitchverdi på 1, men sykehus nr. 8 og 13 har pitchverdi på henholdsvis 1.7 og 1.25. Sykehus nr. 2 gir en dose til hjernen på 160 mGy, og rød benmarg får ved dette sykehuset en dose på 64 mGy. Sykehus nr. 2 gir 2.3 ganger høyere dose enn sykehus nr.8.

Gjennomsnittdose for hjerne for disse sykehusene er 98 mGy (69mGy- 160mGy), og for rød benmarg er gjennomsnittsdosen 39 mGy (27 mGy- 64 mGy).

#### 4.4.2 Stedlige doser ved thoraxundersøkelser

De stedlige resultatene for thoraxundersøkelser viser også store variasjoner. Forskjellen i organdose mellom det sykehuset som gir høyest og lavest dose er på 67 mGy, den høyeste dosen er fire ganger så høy som den laveste. Sykehuset som gir den høyeste dosen bruker en protokoll som kjører to serier, med pitch på 1. Sykehuset som har den laveste dosen kjører én serie, med pitch på 2. Dette vises i tabell 10. Figur 18 viser doser til bryst for hunkjønn 15 år, og rød benmarg 15 år for begge kjønn.



Figur 18 viser variasjon av dose for bryst til hunkjønn og rød benmarg for begge kjønn. Her gir sykehus nr. 10 nesten fire ganger som høy dose som sykehus nr. 9.

Sykehus nr. 1, 7, 10 og 11 kjører to serier i sine protokoller, men sykehus nr. 1 bruker pitch på 2, og de andre har pitch på 1. Av de sykehusene som bruker én serie som standardprotokoll, bruker sykehus nr. 2, 3 og 9 en pitchverdi på 2, mens de andre har en pitch på 1. Resultatene viser at de sykehusene som bruker pitchverdi 2 gir de laveste stråledosene.

Gjennomsnittsdose til brystkjerteltvev for hunkjønn er 40 mGy (21 mGy- 86mGy). Det er liten doseforskjell til rød benmarg for hankjønn og hunkjønn. Gjennomsnittsdosen for rød benmarg til hunkjønn er 11 mGy (6 mGy- 24 mGy).



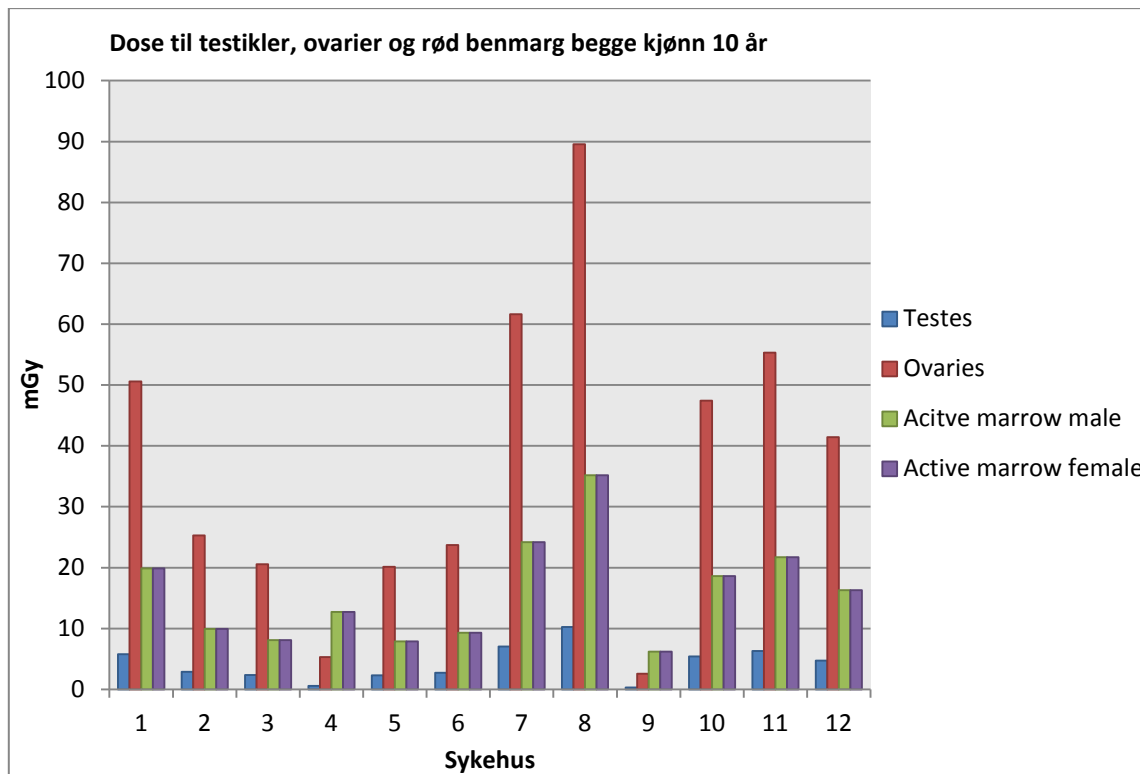
Tabell 10 gir en oversikt over sykehusene/protokollene med pitchverdi og antall serier.

Sykehus/protokoll	Antall serier	Pitch
1	2	2
2	1	2
3	1	2
4	1	1
5	1	1
6	1	1
7	2	1
8	1	1
9	1	2
10	2	1
11	2	2
12	1	1
13	1	1

Tabell 10 viser antall serier og pitchverdi ved de 13 sykehusene ved thoraxundersøkelser. Resultatene viser at de sykehusene som har pitchverdi på 2 og bare kjører én serie, kommer ut med de laveste doseverdiene.

#### 4.4.3 Stedlige doser ved abdomenundersøkelser

Stedlige doser for abdomenundersøkelser viser, som for undersøkelsene av hode og thorax, store variasjoner. Det er variasjoner i hvordan undersøkelsene kjøres, noen sykehus kjører undersøkelsene gjennom hele abdomen, fra mellomgulvet og gjennom urinblæra. Andre sykehus har som standard å kjøre øvre abdomen, dvs. fra mellomgulvet til og med lever og nyrer, de tar ikke bekkenregionen. Dette gir store forskjeller i dose til blant annet ovariene. Sykehus nr. 13 er ikke med i figuren, da det ikke kjøres abdomenundersøkelser på denne scanneren på dette sykehuset. Figur 19 viser resultater for organdoser til rød benmarg for begge kjønn, testikler for hankjønn og ovarier for hunkjønn i aldersgruppen 10 år.



Figur 19. Her vises variasjonene i organdoser for de ulike scannerne ved abdomenundersøkelser. Sykehus nr. 8 gir 34 ganger så høy dose til ovarier i forhold til sykehus nr. 9 (kjører bare øvre abdomen).

Sykehus nr. 4 og 9 kjører undersøkelsene gjennom øvre abdomen, og man ser at dosen til ovariene blir betydelig lavere enn for de som kjører gjennom hele abdomen. Ovariene ligger på disse undersøkelsene utenfor scanområdet. Sykehus nr. 8 gir 34 ganger så høy dose til ovarier sammenlignet med sykehus nr. 9. Dosene til testikler er lav for alle scannerne, siden de ligger så vidt utenfor scanområdet.

Sykehus nr. 8 gir den høyeste dosen av de som kjører gjennom hele abdomen, mens sykehus nr. 5 gir den laveste dosen. Doseforskjellen mellom nr. 8 og 5 har en faktor på 4.4, hvor sykehus nr. 8 kjører to serier i sin standardprotokoll med pitch på 1.2, mens sykehus nr. 5 kjører en serie med pitch 2.

Gjennomsnittsdose for rød benmarg for begge kjønn er 16 mGy (8 mGy- 35 mGy) og gjennomsnittsdosen for ovarier er 37 mGy (3 mGy-90 mGy).

Tabell 11 gir en oversikt over hvor mange serier de ulike sykehusene kjører, hvilken pitchverdi de bruker og om de kjører undersøkelsen gjennom hele abdomen eller bare øvre.

Sykehus/protokoll	Antall serier	Pitch
1	2 (hele abdomen)	2
2	1 (hele abdomen)	2
3	1 (hele abdomen)	2
4	1 (øvre abdomen)	1
5	1 (hele abdomen)	2
6	1 (hele abdomen)	2
7	2 (hele abdomen)	2
8	2 (hele abdomen)	1.2
9	1 (øvre abdomen)	2
10	2 (hele abdomen)	2
11	2 (hele abdomen)	2
12	1 (hele abdomen)	1.3
13 Kjører ikke abdomen på denne scanneren ved dette sykehuset		

Tabell 11 viser antall serier og pitchverdi ved de 13 sykehusene ved abdomenundersøkelser. Her gir det store utslag i doseverdier om man kjører gjennom hele abdomen, og antall serier og pitchverdi som brukes.

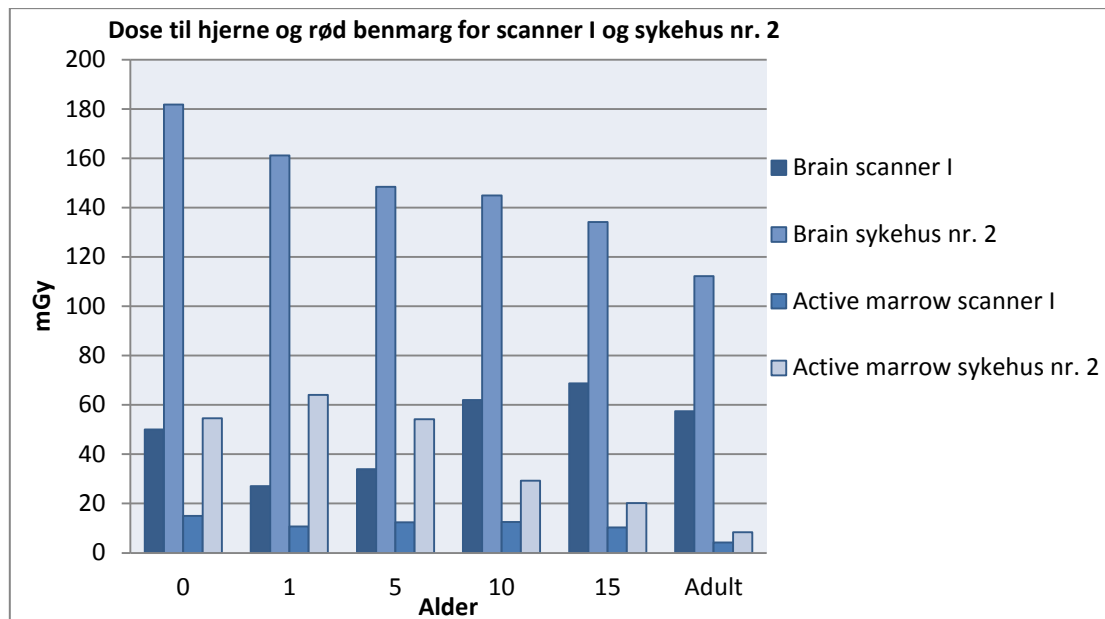
## 4.5 Aldersjusterte protokoller som brukes i dag kontra stedlige protokoller fra 1990-tallet

I dette kapittelet er det gjort en sammenligning av de aldersjusterte protokollene som brukes ved én type scanner i dag, heretter kalt scanner I, og de stedlige resultatene som gav de høyeste og laveste stråledosene for hode, -thorax - og abdomenundersøkelser.

### 4.5.1 Organdoser ved hodeundersøkelser

Her er det gjort en sammenligning av alle aldersgruppene fra null til voksen for begge kjønn. Scanner I er sammenlignet med sykehus nr. 2 som gav de høyeste dosene ved hodeundersøkelser, og sykehus nr. 8 som gav de laveste.

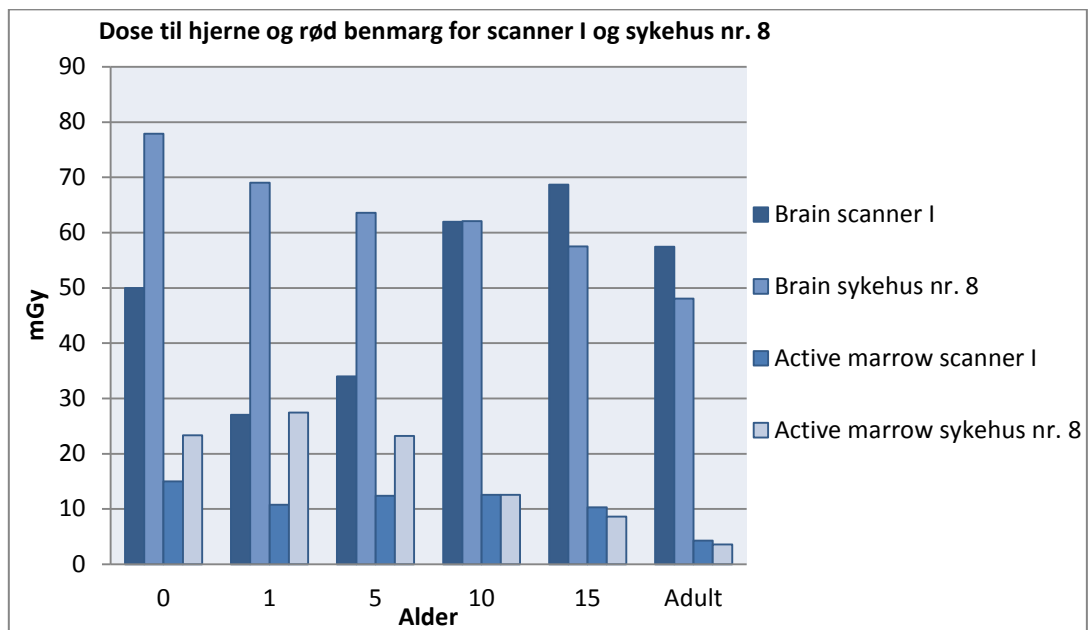
Figur 20 viser dose til hjerne og rød benmarg for seks aldersgrupper for hankjønn for sykehus 2 som gav høyest dose og scanner I. Her er det bare vist fram organdoser for hankjønn, siden variasjonen mellom kjønn er liten.



Figur 20 viser scanner I sammenlignet med sykehus nr.2 som gir høyest dose. Sykehus nr. 2 gir nesten seks ganger så høy dose som scanner I for aldersgruppen ett år.

Man ser at scanner I gir lavere dose til hjerne og rød benmarg for alle aldersgruppene i figur 20. Den største doseforskjellen er også her i aldersgruppen ett år, hvor sykehus nr. 2 gir seks ganger dose til hjerne, og 3. 4 ganger høyere dose til rød benmarg i forhold til scanner I.

Figur 21 viser doseforskjellene for scanner I og det den scanneren som ga lavest dose, sykehus nr. 8. Figuren viser dose til hjerne og rød benmarg for seks aldersgrupper for hankjønn.



Figur 21 viser forskjellen på sykehus nr. 8 som gir lavest dose, og scanner I. For aldersgruppen ett år er dosene fra sykehus nr.8 tilnærmet 2.6 ganger høyere enn scanner I. I aldersgruppen fem år er forskjellene på 1.9.

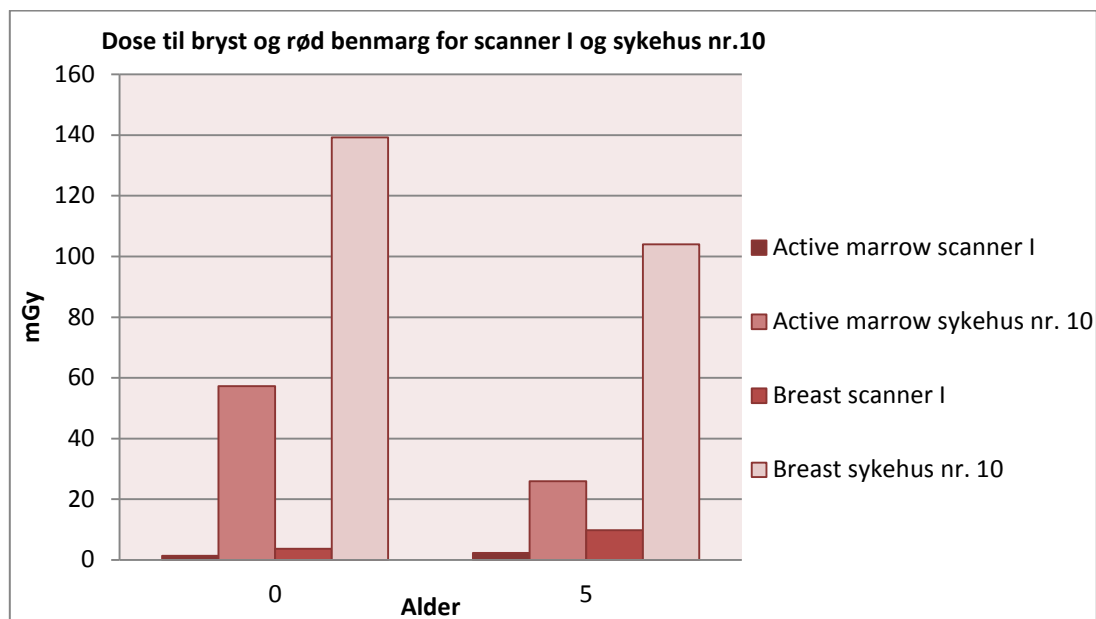
Her viser resultatene at dosene til hjerne og rød benmarg er høyere for sykehus nr.8 fram til aldersgruppen 10 år. For aldersgruppen 15 år og voksen gir scanner I høyere dose.

Doseforskjellene for organene er størst for aldersgruppen ett år, hvor sykehus nr. 8 gir en dose som er 42 mGy høyere til hjerne, og 16.7 mGy for rød benmarg. For aldersgruppen 10 år er dosene like, og for aldersgruppen 15 år og voksen er det sykehus nr. 8 som gir lavest dose. Her gir scanner I 9.4 mGy mer enn sykehus nr. 2.

#### 4.5.2 Organdoser ved thoraxundersøkelser

Her er det tatt utgangspunkt i protokoller for aldersgruppene null og fem år, da dette var de protokollene som var tilgjengelig for scanner I. Her vises dosene for hunkjønn da det er minimal doseforskjell mellom kjønnene. Scanner I sammenlignes med sykehus nr. 10 og 9, som gav de høyeste og laveste dosene.

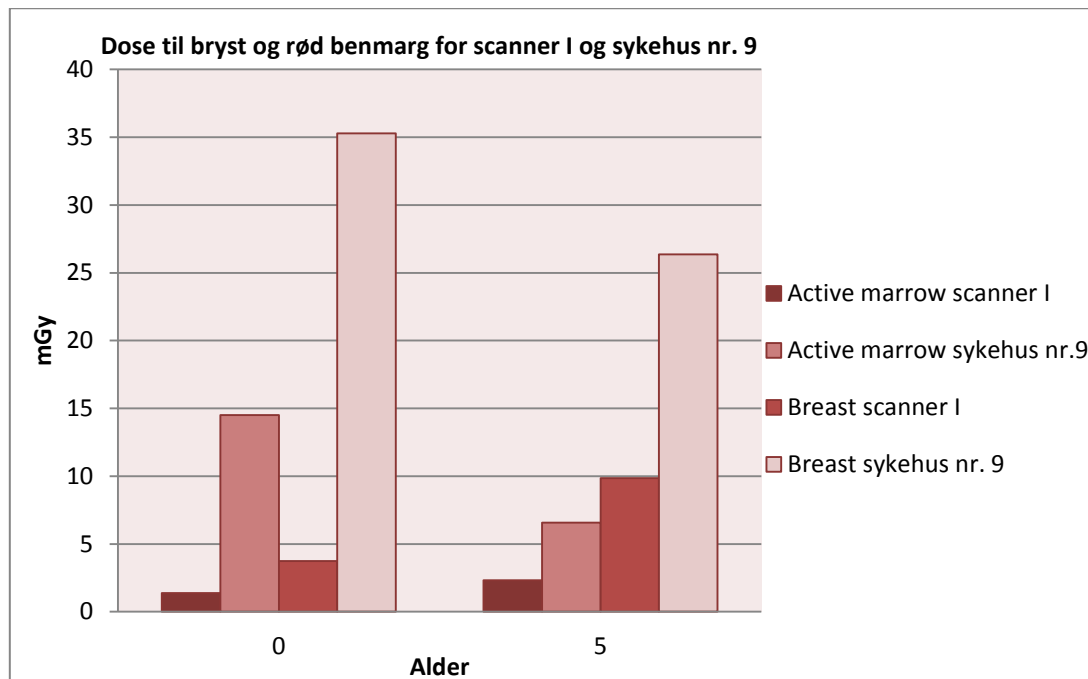
Sykehus nr. 10 hadde den scanneren som gav høyest dose ved thoraxundersøkelser. Sammenligner man dosene fra dette sykehuset med scanner I, viser resultatene store doseforskjeller. Figur 22 viser doseforskjellene i aldersgruppene null og fem år for hunkjønn.



Figur 22 viser doseforskjeller til bryst og rød benmarg ved thoraxundersøkelser mellom skanner I og sykehuset som gav høyest dose. I aldersgruppen fem år gir scanner A 11 ganger høyere dose til rød benmarg, og 10.8 ganger høyere dose til bryst i forhold til scanner I.

Sykehus nr. 10 gav 41 ganger høyere dose for aldersgruppen null år sammenlignet med scanner I til rød benmarg, og 37 ganger mer til brystkjertelvev. For aldersgruppen fem år gir forskjellene faktorer på 11 for rød benmarg og 10.8 for bryst.

Sykehus nr. 9 hadde den scanneren som ga lavest dose, og figur 23 viser dosevariasjonene mellom sykehus nr. 9 og scanner I for hunkjønn i aldersgruppene null og fem år.



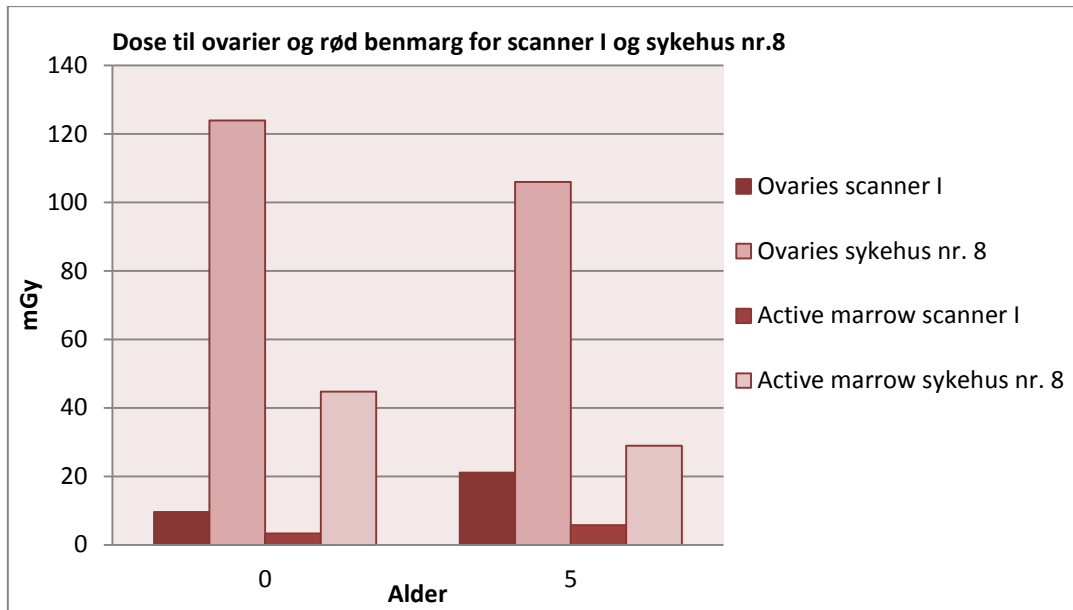
Figur 23 viser scanner I sammenlignet med sykehus nr. 9 som gav de laveste dosene. Scanner 9 gir 10 og 9.5 ganger så høy dose til rød benmarg og bryst i forhold til scanner I.

Sykehus nr. 9 gir en dose til rød benmarg som er 10 ganger høyere for aldersgruppen null år sammenlignet med scanner I. For brystkjerteltvev er faktoren på 9.5. For aldersgruppen fem år er forskjellene for rød benmarg på 2.9, og for bryst 2.5 sammenlignet med scanner I.

#### 4.5.3 Organdoser ved abdomenundersøkelser

For abdomenundersøkelser vises resultatene for aldersgruppene null og fem år, da dette er de protokollene som er tilgjengelig for scanner I. Her vises også doser for hunkjønn da det er liten forskjell mellom kjønnene. Scanner I sammenlignes med sykehus nr. 8 som gav de høyeste dosene, og sykehus nr. 5 som gav de laveste dosene.

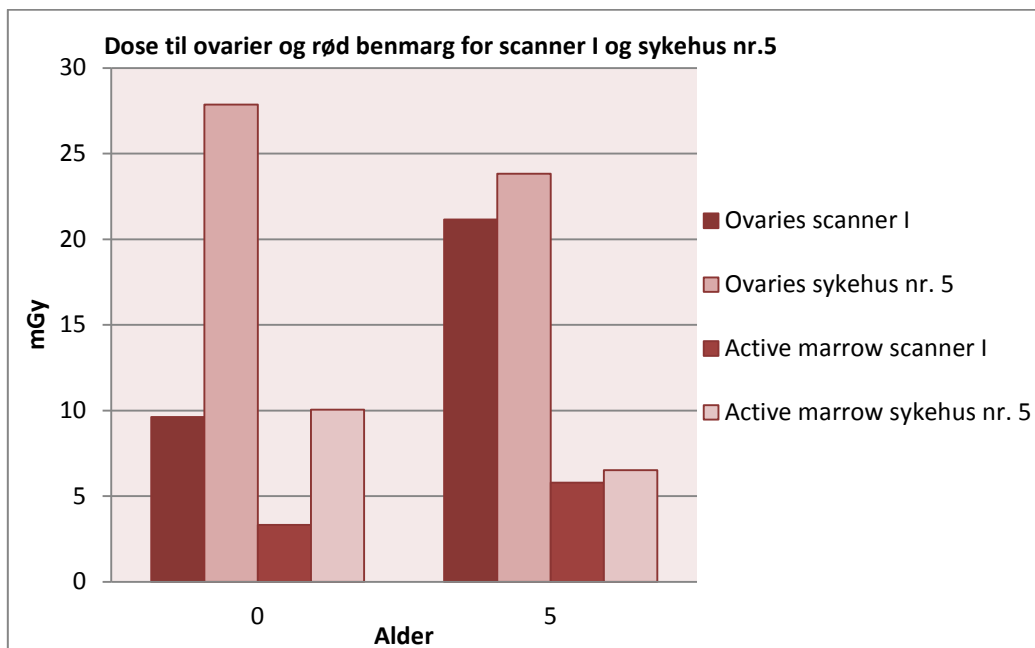
Figur 24 viser doseforskjellene for det sykehuset som gav høyest dose ved abdomenundersøkelser, sykehus nr. 8, og scanner I. Her vises dose til rød benmarg og ovarier.



Figur 24 viser differansen mellom scanner I og sykehus nr. 8 som gav den høyeste dosen. Sykehus nr. 8 gir 13 ganger så høy dose til aldersgruppen null år for begge organer, og i aldersgruppen fem år gir sykehus nr. 8 fem ganger så høy dose.

Resultatene viser at ved en sammenligning av dosene til ovarier og rød benmarg for sykehus nr. 8 og scanner I, så gir sykehus nr. 8 tilnærmet 13 ganger høyere dose til rød benmarg og ovarier for aldersgruppen null år. For aldersgruppen fem år er dosen fem ganger høyere til rød benmarg og ovarier.

Figur 25 viser dosevariasjonen for ovarier og rød benmarg mellom sykehus nr. 5, som gav de laveste dosene, og scanner I.



Figur 25 viser doseforskjellen for sykehus nr. 5 som gav de laveste dosene ved abdomenundersøkelser og scanner I. Aldersgruppen null år får tre ganger så høy dose fra sykehus nr. 5 i forhold til scanner I.

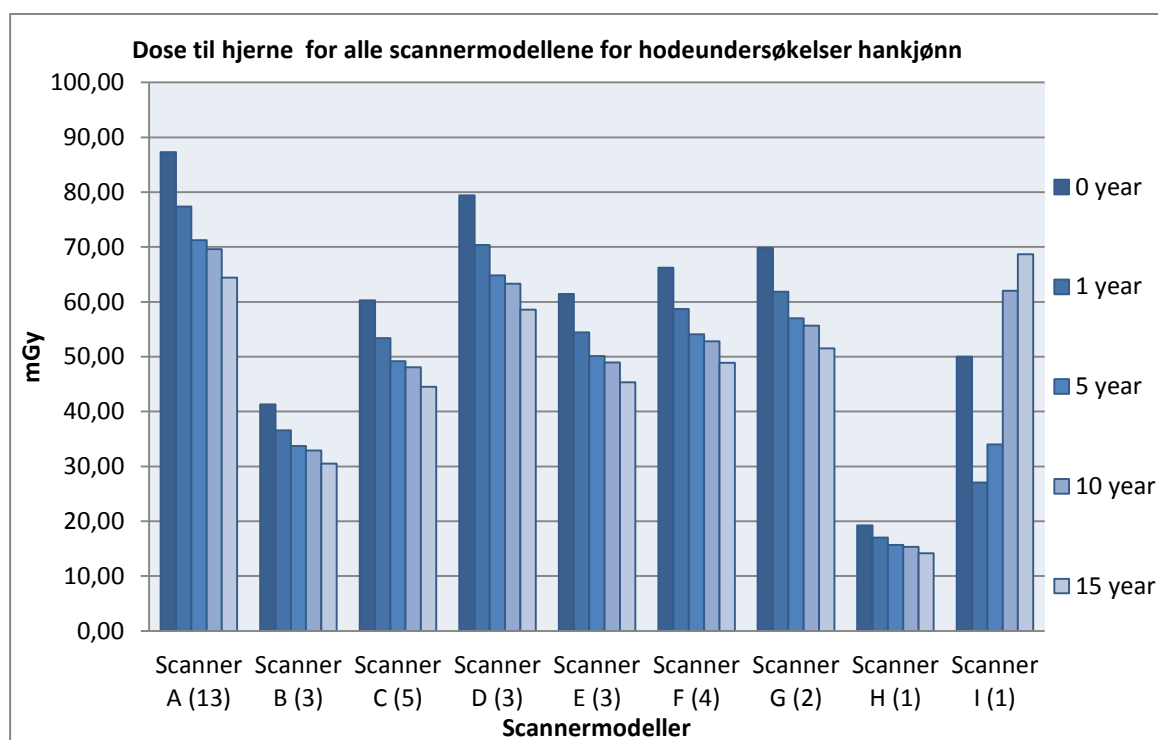
Ser man på sykehus nr. 5, som gav den laveste dosen for abdomenundersøkelser, gir denne scanneren tre ganger høyere dose til rød benmarg og ovarier for aldersgruppen null år enn scanner I, mens for aldersgruppen fem år er forskjellen mellom de to scannerne ikke så stor. Her har dosevariasjonen en faktor 1.1 til ovarier og rød benmarg.

#### 4.6 Aldersjusterte protokoller som brukes i dag kontra scannerne fra 1990-tallet

I dette kapittelet sammenlignes scanner I med scannermodellene A til og med H for undersøkelsene hode, thorax og abdomen.

##### 4.6.1 Organdoser ved hodeundersøkelser

Figur 26 viser dosene til hjerne for alle scannermodellene i denne oppgaven. Her vises dosen til hankjønn i aldersgruppene null til 15 år siden det er liten doseforskjell mellom kjønnene.



Figur 26 viser dosen til hjerne for alle scannermodellene for hankjønn. Scanner I gir blant de høyeste dosene i aldersgruppen 10 og 15 år. Scanner H gir de laveste dosene. Scanner I gir 2.6 ganger høyere dose til aldersgruppen null år sammenlignet med scanner H.

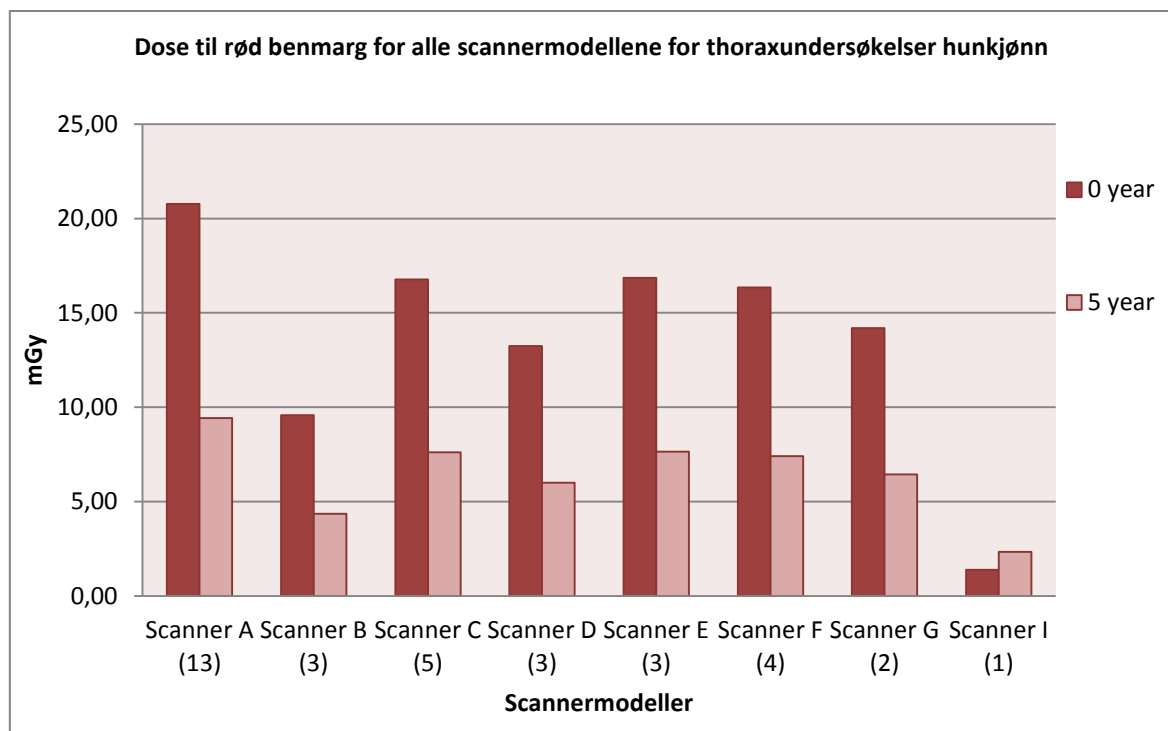
Man ser ut fra figur 26 at det er scanner H som gir de laveste dosene til hjerne. Scanner I, som er den som brukes ved en barneradiologisk avdeling i dag, gir høyere doser til den minste aldersgruppen enn skanner H og B. For aldersgruppen 10 og 15 år er dosene for scanner I blant de høyeste. Scanner I bruker aldersjusterte protokoller som gir utslag i dosevariasjon mellom aldersgruppene. Forskjellen mellom scanner I og scanner H for aldersgruppen null år er på 30.8 mGy, og for scanner B er den 8.7 mGy. Dette gir faktorene 2.6 og 1.2. Alle de



andre scannerne gir høyere dose enn scanner I for den minste aldersgruppen. For aldersgruppen ett år er det bare scanner H som gir lavere dose. For aldersgruppen fem år gir også scanner H lavest dose, og scanner B samme dose som scanner I. For aldersgruppene 10 år er det bare scanner A og D som gir høyere dose til hjerne. For aldersgruppen 15 år gir scanner I den høyeste dosen, som er 4.25 mGy høyere enn scanner A.

#### 4.6.2 Organdoser ved thoraxundersøkelser

Figur 27 viser dose til rød benmarg ved thoraxundersøkelser for alle scannermodellene. Her vises dosen til hunkjønn i aldersgruppene null og fem år. Protokoller for de andre aldersgruppene er ikke tilgjengelig for scanner I. Scanner H er ikke med i disse resultatene da den ikke regner body FOV for thoraxundersøkelser.

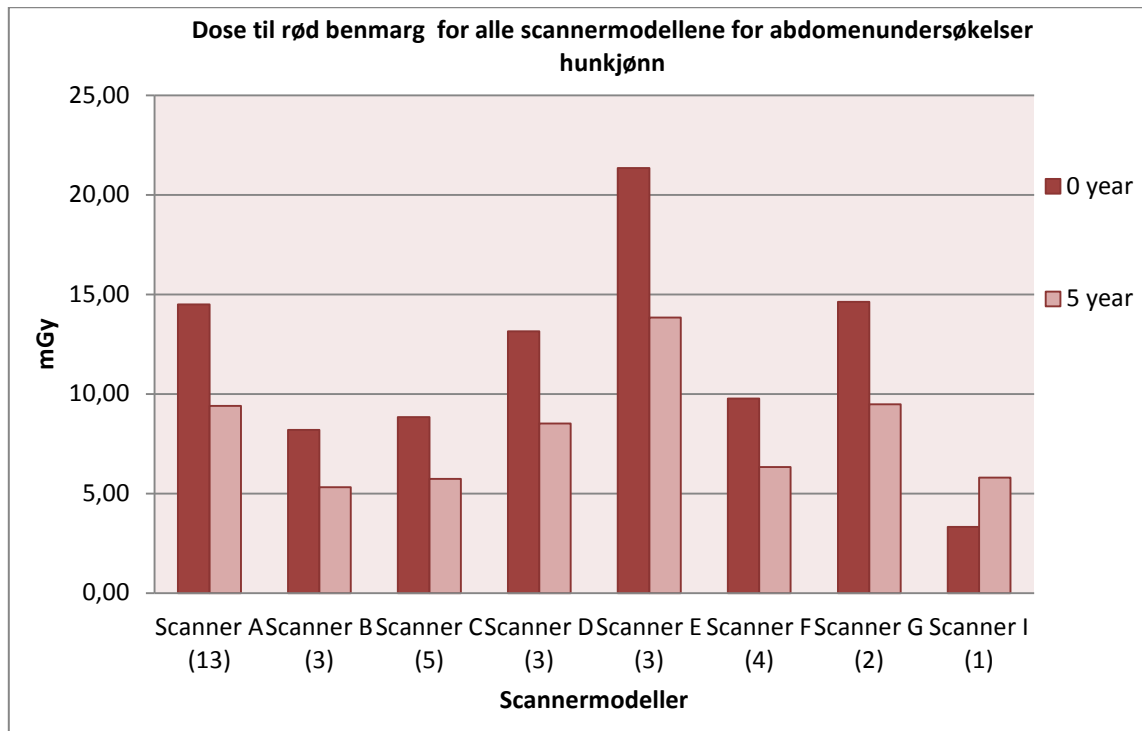


Figur 27 viser dose til rød benmarg ved thoraxundersøkelser. Aldersgruppen null år får nesten syv ganger høyere dose fra scanner B, som gir de nest laveste dosene for denne undersøkelsen. Forskjellen mellom scanner I og scanner A er på 15 i aldersgruppen null år.

For thoraxundersøkelser ser man at det er scanner I som gir de laveste dosene. Forskjellen til scanner B som gir de nest laveste dosene er på 8.2 mGy, som gir en faktor på 6.9 for den minste aldersgruppen. For aldersgruppen fem år er forskjellen mellom scanner B og I på 2 mGy og en faktor på 1.9. Scanner A gir høyest dose for thoraxundersøkelser, og her er forskjellen til scanner I på 19.4 mGy som gir en faktor på 15 for aldersgruppen null år.

### 4.6.3 Organdoser ved abdomenundersøkelser

Figur 28 viser dosene til rød benmarg ved abdomenundersøkelser for alle scannermodellene. Her vises dosen til hunkjønn i aldersgruppene null og fem år. Protokoller for de andre aldersgruppene er ikke tilgjengelig for scanner I her heller. Scanner H er ikke med i disse resultatene heller på grunn av at den kun regner for head FOV.



Figur 28 viser dose til rød benmarg for alle scannerne. Doseforskjellen mellom scanner I og B er på 2.5 for aldersgruppen null år, og for aldersgruppen fem år nesten ingen forskjell. Scanner E gir 6.4 ganger høyere dose enn scanner I for aldersgruppen null år, og for fem år er forskjellen på 2.4.

Resultatene her viser at det er scanner I som gir de laveste dosene ved abdomenundersøkelser for aldersgruppen null år, og scanner B de nest laveste dosene. For denne aldersgruppen er doseforskjellen på 4.9 mGy, en faktor på 2.5 for de to scannerne. For aldersgruppen fem år er det scanner B som gir den laveste dosen, det er en liten forskjell til scanner I på 0.5 mGy. Ved abdomenundersøkelser er det skanner E som gir høyest dose, og forskjellen mellom scanner E og I for aldersgruppen null år er på 18 mGy, og en faktor på 6.4. I aldersgruppen fem år er forskjellen mellom scanner E og I på 8 mGy, som gir en faktor på 2.4.

## 5.0 Diskusjon

I dette kapittelet følger en diskusjon av resultatene opp mot relevant teori. Først kommer en diskusjon rundt de tre dosekalkulatorene, etterfulgt av diskusjon om dosevariasjoner i forhold til de ulike scannermodellene og stedlige protokoller. Deretter følger en diskusjon rundt sammenligningen av dagens protokoller med stedlige protokoller og scannere fra 1990-tallet. Til slutt diskuteres stråledoser til barn knyttet opp mot risiko og behov for aldersjusterte protokoller.

Gode og optimaliserte protokoller og prosedyrer er viktig for at dosene skal holdes så lave som mulig. Økt kunnskap om helseeffekter ved CT undersøkelser hos barn og unge er viktig for å kunne evaluere risiko for senskader (Statens Strålevern 2010, 2011a; Thierry-Chef mfl. 2013). Innenfor medisinsk strålebruk er CT den modaliteten som gir de høyeste stråledosene, og kartleggingen til Statens Strålevern viser at bruken øker. Det er derfor viktig med økt bevissthet rundt bruken av denne undersøkelsesmetoden, og at det er gode indikasjoner for å gjøre undersøkelser på CT.

De radiologiske avdelingene i Norge var som tidligere nevnt, analoge fram til rundt 2000-tallet, og derfor er ikke individuelle scanparametere tilgjengelig på undersøkelser som ble utført før PACS-innføringen. Doserekonstruksjon av undersøkelser gjort i pre- PACS- tiden må derfor gjøres basert på data fra gamle protokoller dersom det er tilgjengelig, slik det er gjort i denne oppgaven. Doserekonstruksjon etter innføringen av PACS er mulig å gjøre ved hjelp av et Software program som heter PeRMoS (The Performance and Monitoring Server for Medical Data) og NCICT dosekalkulator. PeRMoS skal brukes i EPI-CT-prosjektet, og ble installert på sykehusene i Norge fra høsten 2012, innstalleringen er ikke slutført ennå. Dette programmet høster data fra CT-undersøkelser som er lagret i PACS, og data om undersøkelsestype, antall serier, scanvolum og parameterinnstillinger brukt på den eksakte undersøkelsen kan registreres. Dette legges videre inn i NCICT dosekalkulator slik at det er mulig å regne individuelle dosedata. Dosekalkulatoren blir en integrert del av PeRMoS, slik at beregningene kan baseres på barnas diameter og kroppsfasong, og ikke nødvendigvis alder. På den måten tar man høyde for at barn på samme alder kan ha ulik størrelse og vekt, og doserekonstruksjoner til organene blir mer korrekt.

## 5.1 Test av tre dosekalkulatorer

De matematiske beregningene for NCICT beta 1.0 er gjort på hybridfantomer av ulik alder og størrelse, og skal være mer realistiske i forhold til organplassering, organstørrelse, alder og kjønn (Lee mfl. 2009). Det er derfor naturlig å tenke at NCICT beta 1.0 kan gi mer korrekt organdose enn de to andre dosekalkulatorene som er basert på første-, - og andre-generasjonsfantomer. NCICT beta 1.0 dosekalkulator gir tilbud om å regne for seks aldersgrupper, og den tar høyde for at barn av ulik alder kan ha forskjellig plassering av organer i forhold til kroppsdimensjoner. Den gir også mulighet for å regne for mange flere organer enn CT Expo og ImPACT gjør.

Resultatene fra denne studien viser at CT Expo gav de høyeste organdosene for hjerne og rød benmarg ved hodeundersøkelser for alle tre scannerne det var regnet organdoser for. NCICT beta 1.0 viste lavest dose for de samme organene, men på denne kalkulatoren var det større forskjeller i dose til hjerne mellom kvinner og menn enn ved de to andre kalkulatorene. Både CT Expo og NCICT beta 1.0 dosekalkulator tar høyde for at menn har større kropp enn kvinner, og ved bruk av samme parameterinnstillinger for kvinner og menn blir dosen høyere for kvinner siden det er et mindre volum å fordele dosen på. NCICT beta 1.0 har størst forskjell mellom kvinner og menn når det gjelder vekt og kroppsstørrelse, og det er naturlig at doseforskjellene mellom kvinner og menn er størst i denne kalkulatoren. ImPACT har samme størrelse for kvinner og menn siden organdosene regnes med utgangspunkt i samme figur i dosekalkulatoren, og viser lik organdose for begge kjønn. Før rød benmarg ser man ikke de samme variasjonene mellom kvinner og menn, her er det liten forskjell mellom kjønnene. At CT Expo viser høyere dose til rød benmarg kan skyldes utforming av fantomet, og eventuelt plasseringen av rød benmarg i dette fantomet.

For thoraxundersøkelsene gav CT Expo den høyeste dosen brystkjertelvev, og ImPACT laveste dose for samme organ. Vektfaktoren for strålefølsomhet for bryst er justert opp i ICRP103, som er den siste publikasjonen utgitt i 2007. Dette kan være årsaken til at organdosen for bryst er høyere for CT Expo og NCICT beta 1.0 i forhold til ImPACT. Det er ganske stor forskjell i brystdose mellom NCICT beta 1.0 og CT Expo, og dette kan skyldes utforming av fantomet i NCICT beta 1.0. Man ser at for dosen til kvinner i forhold til menn er noe lavere for bryst utregnet på NCICT beta 1.0, og det kan skyldes at NCICT beta 1.0 tar høyde for at voksne kvinner har større bryst enn menn, og at dosen derfor blir lavere for kvinner ved bruk av de samme parameterne. CT Expo gir ikke brystdose til menn, denne kalkulatoren har antakelig tatt høyde for at menn ikke har brystvev, og har derfor valgt og

ikke å beregne dose for dette området. For rød benmarg var det liten forskjell mellom dosekalkulatorene, dette kan skyldes at benmargen som ligger plassert langs ryggraden, dekkes helt av scanområdet i alle tre kalkulatorene, eller at dette organet har samme størrelse på de tre kalkulatorene.

Vektfaktoren for strålefølsomhet for gonader ble justert ned i 2007 (IRCP publication 103 2007). Resultatene for abdomenundersøkelser viser at dosene til ovariene er høyest for CT Expo, og lavest for NCICT beta 1.0. Det er liten forskjell mellom CT Expo og ImPACT. Grunnen til at dosene til ovariene er en del lavere for NCICT beta 1.0, kan skyldes endring i vektfaktor for strålefølsomhet, den ble justert ned i 2007 fra 0.2 til 0.08. Resultatene viser at det er liten forskjell mellom de tre kalkulatorene for rød benmarg og testikler. Testiklene ligger like utenfor scanområdet på alle tre kalkulatorene, og dosen til dette området vil være et resultat av spredt stråling. At det er liten dosevariasjon for rød benmarg mellom de tre kalkulatorene kan skyldes at organet har samme størrelse her også.

Oppsummert betyr dette at CT Expo viser de høyeste stråledosene ved sammenligning av de tre dosekalkulatorene for både hode, - thorax- og abdomenundersøkelser. Det er vanskelig å si om NCICT beta 1.0 er mer pålitelig enn de to andre dosekalkulatorene, men utformingen av fantomene i denne kalkulatoren og organplasseringen er ifølge Lee mfl. (2009) mer realistisk i forhold til menneskets anatomi og størrelse. Dette gjør at det kan være sannsynlig at NCICT beta 1.0 viser mer korrekte organdoser i forhold til alder og kjønn sammenlignet med de to andre kalkulatorene.

## **5.2 Dosevariasjoner mellom kjønn og ulike aldersgrupper**

Resultatene viser at dosevariasjonen var den samme for alle scannermodellene. De minste barna fikk de høyeste dosene ved bruk av samme parameterinnstillinger, og det var liten forskjell mellom kjønn opp til og med 10 år.

For aldersgruppene 15 år og voksen fikk hunkjønn høyere dose til hjerne og rød benmarg, mens hankjønn fikk høyere dose til brystkjertellev. Ved hodeundersøkelser var dosen til rød benmarg 7.5 ganger høyere for aldersgruppen ett år i forhold til voksen ved bruk av de samme parameterinnstillingene. Årsaken til at det er doseforskjell til hjernen mellom hankjønn og hunkjønn i de to eldste aldersgruppene er nok at det er høyde -og vektforskjell for disse aldersgruppene i fantomet i NCICT beta 1.0. Hankjønn har mindre hode- og kroppstørrelse enn hankjønn, og derfor blir dosene høyere til hjerne for hunkjønn.

Det samme ser man med aktiv benmarg, særlig ved thorax- og abdomenundersøkelser hvor hunkjønn får de høyeste dosene. Hankjønn får høyere dose til brystkjertelvev, og dette skyldes nok at dosekalkulatoren tar høyde for at hunkjønn i aldersgruppen 15 år og voksen har større bryst enn menn, og derfor blir dosefordelingen i dette organet lavere for hunkjønn. Ved abdomenundersøkelser viser figur 10 at dosen til rød benmarg øker fra aldersgruppen fem år og opp til 10 og 15 år. De to eldste aldersgruppene her får faktisk høyere dose til rød benmarg enn femåringene får. Dette kan skyldes hvordan fantomene er modellert, og at det er mer benmarg i bekkenregionen for aldersgruppen 10 og 15 år siden de har større bekken enn de minste barna. Om dette stemmer i virkeligheten er vanskelig å si noe om, men det kan virke logisk.

Oppsummert betyr dette at de minste barna får de høyeste organdoser ved bruk av samme parameterinnstillinger, og de minste barna kan få opptil sju ganger høyere dose til rød benmarg sammenlignet med voksne. Brenner mfl. (2001) hevder i sin artikkel at man kan nedjustere dosene til barn ved CT-undersøkelser uten særlig tap av informasjon i bildene. Det betyr at man kan hente mye på å tilpasse protokoller for alder og størrelse på pasientene i forhold til dosebesparelse, uten tap av informasjon og diagnostikk i bildene.

### **5.3 Dosevariasjoner mellom ulike scannere**

CTDI-verdiene for en CT-scanner har sammenheng med avstanden fra fokus (hvor røntgenstrålene kommer ut) til rotasjonsaksen. Er denne avstanden kort, vil CT-scanneren gi høye CTDI-verdier (Olerud og Finne 1995).

Ved sammenligningen av de åtte scannermodellene, viser resultatene at det var scanner A som gav de høyeste stråledosene på hodeundersøkelsene. Dette til tross for at scanner A brukte noen av de laveste mAs-verdiene, det var bare to andre scannermodeller som brukte lavere mAs-verdi. Tabell 8 i resultatkapittelet viser at scanner A er den CT-modellen som gir de høyeste CTDI-verdiene på denne undersøkelsen. Dette kan være en forklaring på hvorfor denne scanneren gir høyere doser ved hodeundersøkelser. Scanner H viste de laveste dosene, men dette var også den scanneren som brukte lavest mAs-verdi, og hadde den laveste CTDI-verdien. Scanner H var det bare én av i materialet, så det kan være vanskelig å trekke noen konklusjoner ut fra dette, men dosene denne scanneren regnet ut er så mye lavere enn de andre scannerne at man kan vurdere om det er en programmeringsfeil for denne scannermodellen i NCICT beta 1.0. Dette er også den scanneren det ikke er mulig å sette inn body FOV på thorax - og abdomenundersøkelser, slik at en programmeringsfeil i

dosekalkulatoren kan være en rimelig forklaring. Variasjonen mellom de andre scannerne skyldes antakelig en kombinasjon av protokoller og teknisk utforming av scannermodellene. Scanner B viste den nest laveste dosen, men hadde høy mAs-verdi på undersøkelsen. Scanner B har relativ lav CTDI-verdi, og det er sannsynligvis på grunn av CTDI-verdien at man ser de lave organdosene for denne scanneren. Dersom protokollene for disse åtte scannerne har blitt brukt på barn, kan de ha fått doserverdier til hjernen på opptil 87 mGy for den minste aldersgruppen. Gjennomsnittsverdien for dose til hjerne for disse scannerne er 60 mGy for aldersgruppen null år, og dette er doseverdier som Pearce mfl. (2012) fant kan tredoble risikoen for hjernetumor. For rød benmarg kan doseverdiene ha vært opptil 30 mGy for de minste aldersgruppene, og her vil to undersøkelser være nok til å komme opp i doser som tredobler risikoen for leukemi.

For thoraxundersøkelsene var det også scanner A som viste de høyeste organdosene, og scanner B som gav de laveste dosene. Her skyldes nok forskjellene at det er ulike CTDI-verdier i tillegg til noe variasjon i mAs-verdi. Det er liten forskjell i pitchverdi, så det skulle ikke gi så mye utslag for doseverdiene. For de minste barna er brystdosen på 50 mGy, og dosen til rød benmarg 20 mGy for scanner A. Gjennomsnittsverdien for dose til rød benmarg for alle scannerne til den minste aldersgruppen er 14 mGy. Dersom barn har fått de høyeste dosene ved thoraxundersøkelser, og kommer tilbake til en ny CT-undersøkelse, kan de komme opp mot 50 mGy i dose til rød benmarg. Pearce mfl. (2012) fant at en akkumulert dose på over 50 mGy til rød benmarg tredoblet risikoen for leukemi. Om dosen til bryst kan bety noe for utvikling av brystkreft er vanskelig å si noe om, og det er heller ikke en del av oppgaven å gjøre vurderinger rundt dette, men man kan tenke seg at det er en mulighet.

Siden mAs-verdien er proporsjonal med dosen, vil en økning i mAs-verdi gi økt dose. En dobling av mAs-verdi gir en dobling i stråledose.  $CTDI_{vol}$  er avhengig av pitchverdien, og dersom man øker eller senker pitchverdien, gir dette utslag i henholdsvis lavere eller høyere stråledose (Hofer 2010; Kusk 2011). Ved abdomenundersøkelsene var det scanner E som viste de høyeste dosene. Dette kan forklares ved at denne maskinen brukte den høyeste mAs-verdien, og den laveste pitchverdi i sin protokoll. Utfra tabell 8 i resultatkapittelet ser man at  $CTDI_{vol}$  er høyest for denne maskinen på denne undersøkelsen, og det har nok sammenheng med den lave pitch-verdien og at snittføringen på undersøkelsen er tett. Dette er nok også årsaken til at scanner E gir høyere doser enn scanner A på abdomenundersøkelser. Dersom disse to maskinene hadde brukt de samme parameterinnstillingene, ville sannsynligvis scanner A gitt høyere doser, siden denne maskinen gir høyest CTDI-verdi. Dosene til ovarier

for aldersgruppen fem år er på 50 mGy for scanner E, mer enn dobbelt så mye som scanner B. Dosen til rød benmarg er 17 mGy i aldersgruppen 10 år for scanner E, og ved gjentatte CT-undersøkelser kommer man fort opp i en samlet dose på over 50 mGy. Dette betyr at den store variasjonen mellom scannerne vil gi store variasjoner i organdoser, alt etter hvilken scannermodell undersøkelsen er gjort på.

I resultatdelen trekkes det også fram doseforskjeller ved bruk av head FOV og body FOV på thorax, -og abdomenundersøkelser. Det var vanlig på 1990-tallet å bruke head FOV på undersøkelser av de minste barna på grunn av bedre visning av bildene på skjerm. For begge undersøkelsene viser resultatene at det er variasjoner mellom scannerne, og alle bortsett fra én scanner viser høyere doser dersom man bruker head FOV. Det var størst forskjell for scanner G, og dette kan skyldes de tekniske spesifikasjonene for den eksakte scanneren. Her var doseforskjellen for rød benmarg ved bruk av head FOV og body FOV på rundt 6 mGy for thorax - og abdomenundersøkelser, og for brystkjertelvev ved thoraxundersøkelser var det en differanse på 14 mGy. Variasjonen i dose er ikke så veldig stor, men det er mulig det kan ha hatt betydning dersom barnet har vært til gjentatte CT-undersøkelser. At scanner B viser noe lavere dose ved bruk av head FOV, er vanskelig å forklare, men dosevariasjonen er liten. Det kan skyldes programmeringsfeil i NICICT beta 1.0, eller at akkurat denne scanneren har tekniske spesifikasjoner som ikke gjør at det er stor forskjell mellom head FOV og body FOV.

En oppsummering viser at de minste barna kunne få høye doser særlig til hjerne ved hodeundersøkelser, dersom voksenprotokoller ble brukt. Gjennomsnittsdosen til hjerne for alle scannerne er på 60 mGy, og 21 mGy for rød benmarg, og dette er verdier som skulle tilsi økt risiko for hjernetumor og leukemi, særlig ved gjentatte undersøkelser ifølge Pearce mfl. (2012). Det er også store variasjoner i doseverdier mellom de ulike scannermodellene.

#### **5.4 Stedlige doser**

Ser man på resultatene for den scanneren det var 13 stykker av, er det store dosevariasjoner for denne scannermodellen, det vil si mellom sykehusene. Scanner A er den scanneren som gav de høyeste doseresultatene i sammenligning med de andre scannermodellene, og altså den scanneren det var 13 stykker av rundt om på sykehusene. Siden scanner A er samme scannermodell og da har samme tekniske spesifikasjoner, så vil variasjonene bety at sykehusene brukte ulike protokoller og prosedyrer for sine CT-undersøkelser. Noen av disse 13 sykehusene har i sine protokoller som rutine å kjøre to serier på undersøkelsene, mens



andre kjører en serie på samme undersøkelse. Hva som har blitt gjort i praksis, og om man har gjort en vurdering ut fra pasientens spørsmålstilling, er vanskelig å si noe om.

Pitchverdien varierer i de ulike protokollene som sykehusene bruker, og dette vil ha innvirkning på stråledosene pasientene får. Lavere pitch gir høyere doser ved samme parameterinnstillinger. I tabell 9 og 10 i resultatkapittelet ser man at det er forskjeller mellom sykehusene i antall serier som kjøres, og hvilken pitchverdi som brukes. Det er usikkerhet rundt hvor mange av disse sykehusene som gjorde CT-undersøkelser på barn på 1990-tallet, noen av sykehusene i denne studien er små. Om det ble gjort justeringer i mAs-verdi og pitch på de barna som ble undersøkt har man ikke oversikt over. Det kan ha blitt gjort justeringer selv om man ikke hadde egne protokoller for barn, det er naturlig å tenke at man kjørte én serie i stedet for to, og eventuelt justerte ned mAs-verdien på de minste barna. Dette har jeg erfaring fra selv, da jeg jobbet på radiologiske avdelinger gjennom 1990-tallet.

Resultater fra hodeundersøkelsene viser at noen av sykehusene gav dobbelt så høye doser som andre sykehus. Dette har en sammenheng med at disse sykehusene kjørte to serier i sine protokoller, for eksempel en serie uten og en serie med intravenøs kontrast. De sykehusene som hadde de høyeste dosene ved hodeundersøkelsene var de som hadde protokoller med to serier. Dosen ved sykehus nr. 2 var rundt 160 mGy til barn i aldersgruppen ett år, forutsatt at protokollene ble fulgt, og man kjørte to serier. Dette er doseverdien som langt overskrider verdiene Pearce mfl.(2012) bruker i sin artikkel. Utfra figur 6 på side 20, ser man at risikoen for hjernetumor er femdoblet ved slike doseverdier. Ulike pitchverdier har også noe å si for utslag i dose, men antall serier betyr mest for hodeundersøkelsene siden det ikke var så store variasjoner i pitchverdi. For de sykehusene som hadde de laveste dosene, sykehus nr. 1 og 8, var dosene til hjerne i aldersgruppen ett år rundt 70 mGy. Disse doseverdiene er også over de verdiene Pearce mfl.(2012) fant i sin undersøkelse at kunne tredoble risikoen for utvikling av hjernetumor. De høyeste dosene til rød benmarg var rundt 60 mGy, som også er over verdiene som kunne tredoble risiko for leukemi. Gjennomsnittsdosene for hjerne og rød benmarg for alle 13 scannerne var 98 mGy og 39 mGy. Man vet ikke hva som ble gjort på barna som ble undersøkt ved disse sykehusene på 1990-tallet, man kan ha gjort justeringer for å spare dose til pasienten, det var en bevissthet rundt dosebesparelse den gangen også.

De samme dosevariasjonene ser man på thoraxundersøkelsene, her er det noen protokoller som kjører to serier som standard, mens andre ikke gjør det. På thoraxundersøkelsene vil pitchverdien bety mye, det gjør stort utslag i dose ved å bruke pitch på 1 eller 2. For

thoraxundersøkelsene var pitchverdien for disse 13 scannerne enten 1 eller 2, og resultatene viser at dette gir store utslag i doseverdiene. Sykehusene med de laveste dosene, sykehus nr. 2, 3 og 9, kjørte en serie med pitchverdi 2 i sine protokoller. Sykehus nr. 10 hadde de høyeste doseverdiene, og de brukte to serier og pitchverdi 1 i sine protokoller. Dette sykehuset gir en dose på 86 mGy til brystkjertelvev og 24 mGy for rød benmarg hos aldersgruppen 15 år. Det er nærliggende å tro at man ville brukt voksenprotokoller da de fleste i denne aldersgruppen er tilnærmet voksne i kroppsstørrelse. Heller ikke her kan man vite om protokollene ble fulgt, eller om det ble gjort justeringer ut fra alder, størrelse og spørsmålsstilling.

Resultatene for abdomenundersøkelser viser at variasjonene i ovariedosen til jenter er veldig store. Her vil det bety mye om man undersøkte hele abdomen med bekken slik at ovariene ble bestrålt, eller om man hadde rutine å kjøre bare øvre abdomen. Noen av disse 13 sykehusene brukte protokoller som kjørte hele abdomen, mens andre kjørte øvre abdomen som standard. Dersom man kun kjører øvre abdomen, bestråles ikke ovariene, og dosen vil være lav i forhold til om man har ovariene med i strålefeltet. Tabell 10 viser hvilke sykehus som kjører en og to serier, og hvilken pitchverdi de bruker. To av sykehusene hadde i sine protokoller som standard å kjøre øvre abdomen, sykehus nr. 4 og 9, og man ser at dosene til ovarier og testikler blir lave for disse sykehusene. Sykehus nr. 8 hadde de høyeste dosene, og dette sykehuset kjørte to serier med lav pitchverdi. Dosen til ovariene var rundt 90 mGy i aldersgruppen 10 år ved dette sykehuset, som er nesten det dobbelte av de andre sykehusene som hadde høye doser. Gjennomsnittsdosen for ovarier var 37 mGy. Dosene til rød benmarg i samme aldersgruppe var rundt 35 mGy ved det sykehuset som gav de høyeste dosene, og gjennomsnittsdosen for alle scannerne var 16 mGy. Gjennomsnittsdosen er ikke så høy, men ved gjentatte undersøkelser vil risikoen for leukemi kunne øke siden de kan få en akkumulert dose på opp mot 50 mGy til rød benmarg. Igjen så vil det være usikkerhet rundt hva som har blitt gjort i praksis, pasientens spørsmålsstilling i henvisningen har mye å si for hvordan undersøkelsene kan ha blitt utført.

Oppsummert betyr dette at det kunne være store stedlige variasjoner for samme scannermodell, og at sykehusene hadde ulike protokoller og rutiner. Ett sykehus kunne gi dobbelt så høy dose på samme undersøkelsestype i forhold til et annet sykehus på grunn av antall serier i protokollene og pitchverdiene som ble brukt.

## 5.5 Dagens protokoller sammenlignet med stedlige protokoller fra 1990-tallet

Resultatene for sykehus nr. 2 som gav de høyeste dosene for hodeundersøkelser, viser at det er stor forskjell mellom disse dosene, og dosene for scanner I for alle aldersgruppene. Her er dosene fra scanner I betydelig lavere uansett aldersgruppe. Dette skyldes antakelig at sykehus nr. 2 i sin protokoll kjører to serier som standard. Da blir dosen det dobbelte i forhold til å kjøre én serie, under forutsetning av at man bruker de samme parameterne. For aldersgruppen ett år, hvor doseforskjellen er størst, gir sykehus nr. 2 nesten seks ganger høyere dose til hjerne i forhold til scanner I. For rød benmarg er forholdet det samme, nesten seks ganger høyere dose i aldersgruppen ett år i forhold til scanner I. Siden scanner I har aldersjusterte protokoller, og kjører bare én serie, er det naturlig at dosen blir lavere for alle aldersgruppene i denne sammenligningen. Det er mulig at sykehus nr. 2 ikke brukte standardprotokoller med parameterinnstillinger for voksne på de minste barna, men at det ble gjort noen justeringer av parameterinnstillingene.

Det sykehuset som hadde de laveste doseverdiene for hodeundersøkelser var sykehus nr. 8, men likevel gir dette sykehuset høyere doser enn scanner I, og igjen skyldes dette justering av parametere i forhold til alder. Doseforskjellene er også her størst i aldersgruppen ett år, og her gir sykehus nr. 8 dose til hjerne og rød benmarg som er 2.5 ganger høyere i forhold til dosene scanner I gir. For aldersgruppen 10 år er dosene like, og for aldersgruppene 15 år og voksen er det scanner I som gir noe høyere dose. Grunnen til at doseresultatene blir slik for aldersgruppene 10 og 15 år samt voksen, kan være at sykehus nr. 8 har pitch-verdi på 1.7 for hodeundersøkelser, mens scanner I har pitch-verdi 1. Dette gir som tidligere nevnt utslag i doseverdiene.

For thoraxundersøkelser i aldersgruppene null og fem år, ser man at dosene er lavere for scanner I uansett om man sammenligner med de sykehusene som gav de høyeste eller laveste dosene. Sykehus nr. 10 gav de høyeste doseverdiene, og sykehus nr. 9 gav de laveste ved thoraxundersøkelser. Innstillingsparametere som kV, mAs og pitch er betydelig lavere for scanner I, siden det brukes aldersjusterte protokoller her, og det betyr at bruk av voksenprotokoller på barn i disse to aldersgruppene gir betydelig høyere dose sammenlignet med scanner I. Det sykehuset som gav høyest dose til rød benmarg, gav en dose på nærmere 60 mGy, og var 41 ganger høyere enn scanner I for aldersgruppen null år. Det sykehuset som gav lavest dose til rødbenmarg, gav en dose på rundt 15 mGy, og det er 10 ganger høyere dose sammenlignet med scanner I. Igjen så er det vanskelig å si om disse sykehusene brukte

disse parameterinnstillingene på barn, men her blir det veldig tydelig at dosene kan justeres mye uten tap av informasjon i bildene.

For abdomenundersøkelser ser man de samme resultatene som for thoraxundersøkelser, også på grunn av aldersjusterte protokoller. Ved sammenligning med sykehus nr. 8 som gav de høyeste dosene, er dosen til rød benmarg og ovarier fem ganger så høy sett i forhold til scanner I. Dette skyldes at sykehus nr. 8 kjørte to serier som standard. For sykehus nr. 5 som gav de laveste dosene ved abdomenundersøkelser, ser man at forskjellen er liten i aldersgruppen fem år, og grunnen til at forskjellen er så liten her, kan være at sykehus nr.5 har en protokoll som bruker en pitch-verdi på 2, mens scanner I bruker en pitch-verdi på 0.9 i sine abdomenprotokoller, og dette gir utslag på organdosene.

En oppsummering viser at ved bruk av protokoller tilpasset voksne, gir man betydelig høyere doser til barn enn ved bruk av aldersjusterte protokoller ved sammenligning av denne ene scanneren som brukes i dag. Dette er spesielt tydelig på thorax- og abdomenundersøkelser, men ikke så tydelig for hodeundersøkelser.

## **5.6 Dagens protokoller sammenlignet med scannerne fra 1990-tallet**

Scanner I ble også sammenlignet med alle scannermodellene, og for hodeundersøkelsene ble alle aldersgruppene sammenlignet. Scanner H gav lavere doser enn scanner I ved hodeundersøkelser uansett aldersgruppe, men denne scanneren er det som sagt bare en av i materialet, og det er også stilt spørsmål rundt troverdigheten av utregning for denne scanneren i dosekalkulatoren. Man kan tenke seg at det er en programmeringsfeil i dosekalkulatoren for denne scannermodellen. Resultatene viser også at scanner B gav lavere dose til hjerne for den minste aldersgruppen enn scanner I. For aldersgruppen 15 år gir scanner I høyest dose av alle scannerne, og dette kan skyldes tekniske spesifikasjoner ved scanneren, siden parameterinnstillingene for scanner I er ganske lik mange av de andre scannerne. Ved hodeundersøkelser gir faktisk scanner I dose til hjerne for den minste aldersgruppen på 50 mGy. Scanner I gir barn på ett år en dose til hjerne på 27 mGy, fem år får 34 mGy, og 10 år får 62 mGy. Dette er ganske høye doser, og sammenlignet med figuren til Pearce mfl. (2012) betyr det at selv i dag kan barn få doser som kan gi økt risiko for utvikling av kreft.

For thoraxundersøkelsene gir alle scannerne fra 1990-tallet høyere doser sammenlignet med scanner I. Scanner I gir nesten sju ganger lavere dose enn scanner B som gav de nest laveste dosene for aldersgruppen null år, og for aldersgruppen fem år gir scanner I halvparten av dosen. Scanner A gir i aldersgruppen null år nesten 20 ganger så høy dose til rød benmarg

sammenlignet med scanner I. Dette viser at det er store dosebesparelser ved å bruke aldersjusterte protokoller i forhold til voksenprotokoller. På grunn av de aldersjusterte protokollene gir scanner I lavest dose til den minste aldersgruppen, men man ser det motsatte ved de andre scannerne siden man bruker samme parameterinnstillinger for alle aldersgrupper.

Ved abdomenundersøkelsene viser resultatene at også her er det scanner I som gir de laveste dosene til rød benmarg for aldersgruppene null og fem år. For aldersgruppen fem år er dosen til rød benmarg relativ lik mellom scanner I, B og C. Scanner E gir doser som er seks ganger høyere enn scanner I for aldersgruppen null år, mens de andre scannerne gir fra to til fire ganger så høy dose. Årsaken til disse variasjonene kan være både tekniske spesifikasjoner ved scannermodellene og ulike protokoller. Uansett så gis det dosebesparelser ved å bruke aldersjusterte protokoller, siden parameterinnstillingene er lavere ved scanner I sammenlignet med de andre scannerne.

Oppsummert viser dette at fordelene ved å bruke aldersjusterte protokoller er stor, og det er store dosebesparelser særlig for undersøkelser av thorax og abdomen. Ved hodeundersøkelser er ikke besparelsene de samme, her gir også scanner I relativt høye doser, og dette er litt overraskende siden det er mye mer fokus på dosebesparelse i dag enn det var tidligere. Om man ser de samme resultatene for andre scannere som brukes i dag kan man ikke si noe om i denne oppgaven.

## **5.7 Stråledoser, barn og risiko**

Det har vært gjort få epidemiologiske studier som kan si noe sikkert om risiko for utvikling av kreft i sammenheng med lavdosestråling fra radiologiske undersøkelser. I 2012 kom studien til Pearce mfl., og det er flere andre som planlegger slike studier med større kohorter, blant annet EPI-CT-prosjektet som er godt i gang. Det skal også gjøres studier på dette i Canada og Australia (Einstein 2012).

Den retrospektive studien fra Storbritannia gjort av Pearce mfl. (2012) hadde en kohort på 178 604 barn som hadde vært til CT-undersøkelser mellom 1985 og 2002, disse ble fulgt opp for å se om det var økt risiko for hjernekreft og leukemi knyttet til stråling fra CT-undersøkelser. Det ble estimert organdoser til barna i denne kohorten, og data ble koblet sammen med data fra det nasjonale kreftregisteret for identifisering av krefttilfeller. Dosene til rød benmarg og hjerne ble beregnet utfra parametersettinger fra CT-undersøkelsene og Monte Carlo-simuleringer på hybridfantomer av ulike størrelser. De konkluderte med at det var flere

leukemitilfeller hos barn som hadde vært til gjentatte CT-undersøkelser, hvor de til sammen hadde mottatt dose til rød benmarg på over 50 mGy. De fant også at det var flere tilfeller av hjernekreft hos de som til sammen hadde mottatt doser på mer enn 60 mGy. De vurderte det slik at mellom fem og ti CT-undersøkelser av hodet hos barn under 15 år tredoblet risikoen for leukemi, og mellom to og tre CT- undersøkelser av hodet tredoblet risikoen for hjernetumor (Pearce mfl. 2012). Ser man dette opp mot resultatene fra min studie, kan mange av barna som ble undersøkt i Norge på 1990-tallet ha fått doser i denne størrelsesorden, hvis man forutsetter at voksenprotokoller ble brukt. De høyeste doseverdiene til hjerne og rød benmarg fra min studie var 160 mGy for hjerne og 64 mGy for rød benmarg. Dette var fra de stedlige resultatene, og dette sykehuset kjørte to serier på denne undersøkelsen. Her vil det være usikkerhet rundt antall serier som ble brukt i virkeligheten, og det er mulig disse tallene er overestimert. Undersøkelsen til Pearce mfl.(2012) viser at det er behov for flere slike studier, slik at man med større sikkerhet kan vurdere om det er økt risiko for kreftutvikling i sammenheng med medisinsk ioniserende stråling.

Einstein (2012) hevder i sin artikkel at 20-50 % av alle CT-undersøkelser kunne blitt erstattet med andre typer undersøkelser som gir lavere eller ingen doser (Einstein 2012). Siden det fortsatt er en økning i bruk av CT, er det som tidligere nevnt viktig at alle undersøkelsene er berettiget. Dersom det er mulig å erstatte disse undersøkelsene med bruk av teknologi som ikke innebærer ioniserende stråling, bør dette velges dersom indikasjonene tilsier at en annen modalitet kan benyttes. I dag er det flere sykehus som har MR-maskiner (Magnetic Resonans), som er en modalitet som ikke bruker ioniserende stråling. MR har i mange tilfeller erstattet CT ved en del spørsmålsstillinger, men likevel øker bruken av CT. Siden CT er en modalitet som gjør undersøkelser på kort tid sammenlignet med MR, og samtidig gir veldig god diagnostikk, er det kanskje naturlig at man ser denne økningen i undersøkelser på CT. Siden CT-undersøkelsene er gjort på så kort tid, slipper man i en del tilfeller narkose på små barn ved bruk av CT. Risikoen ved bruk av narkose må også tas med i vurderingen om valg av modalitet. Ved MR-undersøkelser kreves narkose i de fleste tilfellene ved undersøkelse av de minste barna.

Resultatene fra protokollene fra Strålevernrapport 1995:11 med gjennomsnittsparemetere, altså scanner A til og med H, viste doser opp mot 90 mGy til hjernen ved hodeundersøkelser på barn i aldersgruppen null år, og 30 mGy til rød benmarg i aldersgruppen ett år. Resultatene fra min studie viser at det er store variasjoner i doser mellom de ulike scannermodellene og store stedlige variasjoner for samme type scannermodell. Dosene til hjerne er langt over

dosene som Pearce mfl. (2012) ment gav økt risiko for kreftutvikling. De stedlige resultatene vist enda høyere doser; opp mot 160 mGy til hjerne ved hodeundersøkelser for barn i aldersgruppen ett år, og 64 mGy for rød benmarg ved hodeundersøkelser. Om barn som ble undersøkt på CT gjennom 1990-tallet fikk disse dosene er usikkert, man vet som sagt lite om hva som ble gjort av justeringer i protokollene ved undersøkelser av barn. Dette vil EPI-CT-prosjektet bringe mer klarhet i.

### **5.7.1 Behovet for aldersjusterte protokoller**

Frush mfl. (2003) viser i sin artikkel at dosen til barn blir høyere enn hos voksne ved samme parameterinnstillinger, og at det er viktig med justering av protokoller i forhold til pasientens alder og størrelse. Barn har også større sjanse for kreftutvikling på grunn av lengre levetid etter eksponering. Latenstiden for leukemi er opptil 10 år, mens andre kreftsykdommer kan ha en latenstid på opptil 30 år (Frush, Donnelly og Rosen 2003; Brody mfl. 2007). Det betyr at man må ha fokus på dosebesparelse til barn og unge ved CT-undersøkelser, og at man bruker protokoller tilpasset alder og størrelse.

Resultatene i denne oppgaven viser at dosene barn kan ha fått dersom man bruker protokoller tilpasset voksne er høyere enn dosene som gis ved å bruke aldersjusterte protokoller, slik det er vanlig å gjøre i dag. Siden sammenligningen gjelder bare én CT-scanner som brukes i dag, er grunnlaget for tynt til at man kan trekke konklusjoner fra dette. Det kan være CT-scannere og protokoller som brukes ved norske sykehus i dag som gir både høyere og lavere doser enn den CT-scanneren som er brukt som sammenligningsgrunnlag i denne oppgaven. Det er likevel viktig at man jobber for å holde dosene så lave som mulig, og at grunnlaget for å henvise barn til CT-undersøkelser vurderes nøye.

Det er som tidligere nevnt usikkerhet i risiko rundt ioniserende stråling og kreftutvikling. Berrington de Gonzalez mfl. (2004,2009) fant økt risiko for kreftutvikling i sine studier, mens Cohen (2002) mener forholdet mellom risiko og stråledoser er overestimert. Brody mfl. (2007) sier at kunnskapen innenfor dette området er uklar, og at det er behov for flere studier. Resultatene fra min studie viser at dosene til barn kunne bli høye, og dersom det er en økt risiko for leukemi og hjernetumor ved lavdosestråling, bør man utvise forsiktighet ved bruk av CT, og vurdere om andre ikke-ioniserende modaliteter kan brukes.

Statens Strålevern har veiledere for referanseverdier for røntgenundersøkelser. For CT-undersøkelser oppgis disse referanseverdiene i CTDI<sub>vol</sub> og DLP, og finnes for aldersgruppene ett, fem og 10 år. Sykehusene må forholde seg til disse doseverdiene når de lager protokoller

tilpasset barn (Statens Strålevern 2007). Likevel vet man ikke hvor stor variasjonen i stedlige barneprotokoller er i Norge. Det er nærliggende å tro at de sykehusene som har barneradiologisk avdelinger har størst fokus på optimalisering av protokoller, og at de jobber for å holde dosene så lave som mulig ved CT-undersøkelser av barn.

Undersøkelsen til Pearce mfl. (2012) viser at det er viktig at man optimaliserer protokoller for alle aldersgrupper ved CT-undersøkelser, og at ALARA-prinsippet blir ivaretatt. Dette understøttes av Brenner mfl. (2001) som anslo at rundt 500 av 600 000 barn som fikk utført CT i USA ville utvikle kreft som følge stråling fra undersøkelsen. Derfor er det viktig at man ved de ulike sykehusene bruker protokoller tilpasset barn, og at man holder seg innenfor de gitte nasjonale referansedosene for CT-undersøkelser av barn som er oppgitt. Dette sikrer at barn som undersøkes ved ulike sykehus får doser som ikke varierer for mye. Det vil være urimelig at man får mye høyere dose ved ett sykehus framfor et annet, fordi det er store variasjoner i stedlige protokoller.

## 5.8 Metodevurdering

De tre dosekalkulatorene har ulike aldersgrupper som det er mulig å gjøre utregninger på, og der hvor alder er det samme, er ikke vekt og høyde nødvendigvis helt lik. Det kan gi ulike doseresultater. Den ene kalkulatoren gir mulighet å regne for bare voksne, og begge kjønn i samme fantom. Det er også usikkerhet i forbindelse med at man ikke vet eksakt hvilke organer som er med i strålefeltet på grunn av modelleringen av fantomene. Dette kan være en medvirkende årsak til hvorfor de tre kalkulatorene viser ulike doser i utregningene.

Ved utregningene i NCICT beta 1.0 har de preinnstilte scanlengdene blitt valgt for å gi et bedre sammenligningsgrunnlag. Det er usikkerhet rundt hva som har blitt brukt i praksis, både av parameterinnstillinger og scanlengde. Det er også usikkerhet om antakelsen av at voksenprotokoller ble brukt på barn i 1990-tallet. Som sagt tidligere, er egen erfaring fra radiologiske avdelinger på den tiden at man gjorde justeringer på barn, både i forhold til justering av antall serier og innstilling av mAs-verdi. Derfor kan det være mulig at organdosene fra denne studien er overestimert for noen av sykehusene og scannerne som hadde høye doser på grunn av blant annet flere serier i sine protokoller.

I sammenligningene med scanner I som er i bruk ved en barneradiologisk avdeling i dag, er det for thorax - og abdomenundersøkelser bare to aldersgrupper som er sammenlignet. Det er også her at det er størst forskjell i doseverdier til organene. Dette kan gi et noe skjevt bilde av doseresultatene fra 1990-tallet. Dersom det hadde vært mulig å sammenligne alle



aldersgruppene hadde resultatene gitt bedre validitet for sammenligningen ved thorax - og abdomenundersøkelser.

Dosekalkulatoren viste lave doseverdier for scanner H ved hodeundersøkelser, og kunne ikke gjøre utregninger for thorax og abdomen. Det er mulig denne scanneren skulle vært trukket ut av resultatene også for hodeundersøkelser, da det er vanskelig å si om de resultatene er troverdige og sammenlignbare med de andre scannerne.

Noen av sykehusene i denne studien er relativt små sykehus, og det er ikke sikkert de minste sykehusene gjorde CT-undersøkelser på barn, det kan være at barna ble sendt til større sykehus som hadde erfaring med barneundersøkelser. Noen sykehus i strålevernrapporten var private institutt, og sannsynligheten for at det ble utført CT-undersøkelser på de minste barna på disse stedene er ikke så stor, siden det ofte var behov for anestesi på de minste barna ved CT-undersøkelser på 1990-tallet. Det er godt mulig de private instituttene gjorde undersøkelser på barn som ikke hadde behov for anestesi under undersøkelsen, derfor er de tatt med i materialet.

## 6.0 Konklusjon

Hensikten med denne studien har vært å estimere organdoser barn kan ha fått ved CT-undersøkelser på 1990-tallet. Uttesting av ny programvare og sammenligning med to andre dosekalkulatorer for utregning av organdoser har vært del av studien. Deretter har det nye programmet blitt brukt til å beregne organdoser på ulike scannere og steder for seks ulike aldersgrupper av begge kjønn, og videre har disse resultatene blitt sammenlignet med aldersjusterte protokoller som brukes ved en scanner i dag.

Problemstillingen i denne oppgaven er:

*Hva var organdosene til barn ved CT – undersøkelser gjort på 1990-tallet dersom protokoller tilpasset voksne ble brukt? Hvordan er disse dosene sammenlignet med organdoser barn får i dag?*

Resultatet fra sammenligning tre dosekalkulatorer viste at CT Expo gav de høyeste organdosene på undersøkelser av hode, thorax og abdomen. Det er vanskelig å konkludere med at den nye softwaren NCICT beta 1.0 er bedre eller mer korrekt enn de to andre, men som en del av utviklingen av programvaren er organplasseringen i forhold til alder og størrelse mer nøyaktig presentert, og den beregner doser for flere aldersgrupper og for begge kjønn i følge Lee mfl. (2009). Det betyr at den sannsynligvis gir mer korrekte organdoser i forhold til alder og pasientstørrelse enn andre tilgjengelige dosekalkulatorer.

Resultatene fra denne studien viser at organdosene til barn kunne bli høye dersom man brukte protokoller tilpasset voksne, og de minste barna fikk de høyeste dosene. Under forutsetning av at protokollene ble fulgt, kunne de minste barna få opp til 160 mGy til hjernen ved hodeundersøkelser, og 64 mGy til rød benmarg fra de scannerne som kjørte to serier i sine standardprotokoller.

Resultatene viser også at det var store variasjoner utfra hvilken scannermodell man brukte, og at det var store stedlige dosevariasjoner. Sammenlignet med doser som barn får i dag, er dosene fra 1990-tallet betydelig høyere, spesielt for thorax – og abdomenundersøkelser.

Hovedkonklusjonen i denne oppgaven er at dosene barn kan ha fått ved CT-undersøkelser på 1990-tallet er av en slik størrelsesorden hvor man kan vente og finne resultater i EPI-CT-prosjektet, og at man kan finne økt relativ kreftforekomst hos disse barna.

Denne studien viser at det er behov for store epidemiologiske studier for å kartlegge risiko for leukemi og hjernetumor hos barn knyttet til CT-undersøkelser. Det er også behov for optimalisering av protokoller for alle aldersgrupper.

## 7.0 Litteratur

Belson, M., B. Kingsley og A. Holmes (2007) Risk factors for acute leukemia in children: a review. I: *Environmental health perspectives*, 115(1), s. 138.

Berrington de Gonzalez, A. mfl. (2009) Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. I: *Archives of internal medicine*, 169(22), s. 2071.

Bjørndal, A. og D. Hofoss (2004) *Statistikk for helse- og sosialfagene*. Oslo: Gyldendal akademisk.

Brenner, D. J. mfl. (2001) Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. I: *American Journal of Roentgenology*, 176(2), s. 289-296.

Brenner, D. J. og E. J. Hall (2007) Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. I: *New England Journal of Medicine*, 357(22), s. 2277-2284.

Brody, A. S. mfl. (2007) Radiation risk to children from computed tomography. I: *Pediatrics*, 120(3), s. 677-682.

Cohen, B. L. (2002) Cancer risk from low-level radiation. I: *American Journal of Roentgenology*, 179(5), s. 1137-1143.

CRP Henri Tudor (2012) *Innovation in medical imaging*. [online]. URL: <http://www.tudor.lu/en/projects/innomi> (13.12.2012).

Davies, H., C. Wathen og F. Gleeson (2011) The risks of radiation exposure related to diagnostic imaging and how to minimise them. I: *Bmj*, 342.

DDM2 (2012) *DDM2 Project Report on European Population Dose Estimation*. [online]. URL: [http://ddmed.eu/media/news/ddm2\\_project\\_report\\_population\\_dose\\_estimation\\_final\\_draft\\_for\\_web\\_page\\_28\\_jan\\_2013.pdf](http://ddmed.eu/media/news/ddm2_project_report_population_dose_estimation_final_draft_for_web_page_28_jan_2013.pdf) (14.02.2013).

de González, A. B. og S. Darby (2004) Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. I: *The Lancet*, 363(9406), s. 345-351.

Einstein, A. J. (2012) Beyond the bombs: cancer risks of low-dose medical radiation. I: *The Lancet*, 380(9840), s. 455-457.

Elojeimy, S., S. Tipnis og W. Huda (2010) Relationship between radiographic techniques (kilovolt and milliamper-second) and CTDIvol. I: *Radiation protection dosimetry*, 141(1), s. 43-49.

European Commission, D. G. f. E. a. T. (2008) *European guidance on estimating population doses from medical x-ray procedures and annexes*. Radiation protection 154, Brussels.

Frush, D. P., L. F. Donnelly og N. S. Rosen (2003) Computed tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. I: *Pediatrics*, 112(4), s. 951-957.

Galanski, M., H. Nagel og G. Stamm (2005) Paediatric CT exposure practice in the Federal Republic of Germany. I: *Results of a Nationwide Survey in*, 6.

Haugaard Jørgensen, B. (2004) *CT-teknik: indføring i CT-teknikkens grundprinsipper*. Ballerup: Forlaget Utopia.

Hofer, M. (2010) *CT teaching manual*. Stuttgart: Thieme.

IAEA (2011) *Triple-A Investment in Patients Health* [online]. URL: <http://www.iaea.org/newscenter/news/2010/tripleinvestment.html> (22.04.2013).

IAEA. (2012) IAEA report CT cone beam dosimetry 2012. URL: [http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1528\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1528_web.pdf).

IARC (2012) *EPI:CT - International pediatric CT scan study*. [online]. URL: <http://epi-ct.iarc.fr/> (13.12.2012).

impactscan.org (2012) *CTDosimetry version 1.0.4*. [online]. URL: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm> (13.12.2012).

IRCP publication 103 (2007) **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. Ann IRCP.

Johannessen, A., P. A. Tufte og L. Kristoffersen (2010) *Introduksjon til samfunnsvitenskapelig metode*. Oslo: Abstrakt.

Kusk, M. W. (2011) *Multislice CT : billedkvalitet, dosis & teknik*. [Frederiksberg]: Radiografiens forl.

Kåresen, R., E. Wist og A. Reppe (2012) *Kreftsykdommer : en basisbok for helsepersonell*. Oslo: Gyldendal akademisk.

Lee, C. mfl. (2009) The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. I: *Physics in medicine and biology*, 55(2), s. 339.

Lee, C. mfl. (2011) Organ doses for reference adult male and female undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulations. I: *Medical physics*, 38(3), s. 1196.

Lovdata (2012) *Forskrift om strålevern og bruk av stråling (strålevernforskriften)*. [online]. URL: <http://www.lovdata.no/for/sf/ho/to-20101029-1380-002.html> (01.11.2012).

Lysdahl, K. og B. Hofmann (2009) What causes increasing and unnecessary use of radiological investigations? a survey of radiologists' perceptions. I: *BMC health services research*, 9(1), s. 155.

Martin, C. J. og D. G. Sutton (2002) *Practical radiation protection in healthcare*. Oxford: Oxford University Press.

National Cancer Institute (2012) *Division of cancer Epidemiology & Genetics*. [online] National Cancer Institute. URL: <http://dceg.cancer.gov/about/staff-bios/lee-choonsik> (13.12.2012).

National Research Council, C. t. A. H. R. f. E. t. L. L. o. I. R. (2006) *Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2*, b. 7: National Academy Press.

NEA. (2011) *Evolution of ICRP recommendations 1977, 1990 and 2007*, Nuclear Energy Agency <http://www.oecd-nea.org/rp/reports/2011/nea6920-ICRP-recommendations.pdf>.

Olerud, H. M. og I. E. Finne (1995) Computer-tomografi ved norske sykehus. I: *Undersøkelsesteknikk og stråledose til pasient. (Survey of CT practice in Norway. Examination technique and patient doses)*. *StrålevernRapport*, 11.

Pearce, M. S. mfl. (2012) Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. I: *The Lancet*, <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673612608150>.

RERF (2007) *Life Span Study*. [online]. URL: [http://www.rerf.jp/programs/outline\\_e/proglss.html](http://www.rerf.jp/programs/outline_e/proglss.html) (15.02.2013).

Romans, L. E. (2011) *Computed tomography for technologists : a comprehensive text*. Philadelphia, Pa.: Wollters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.

SASCRAD (2012) *Software Development, CT-Expo*. [online]. URL: <http://www.sascrad.com/page10.php> (14.02.2013).

Seeram, E. (2001) *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. Philadelphia: W.B. Saunders.

Staten Strålevern (2012) *Felles nordisk uttalelse fra strålevernmyndighetene om økt bruk av CT*, <http://www.nrpa.no/dav/4d6907bf7d.pdf>.

Statens Strålevern (2004) **Veileder om medisinsk bruk av røntgen- og MR-apparatur underlagt godkjenning : veileder til forskrift om strålevern og bruk av stråling.** Østerås: Statens strålevern.

Statens Strålevern. (2006) Radiologi i Noreg: Undersøkningsfrekvens per 2002, tidstrender, geografisk variasjon og befolkningsdose. I: *Strålevernrapport 2006:6* [online], URL: <http://www.nrpa.no/dav/642f66d6ae.pdf>.

Statens Strålevern (2007) **Veileder om representative doser for røntgenundersøkelser**

**Veileder til bruk av forskrift om strålevern og bruk av stråling.** Østerås: Statens Strålevern.

Statens Strålevern. (2008) Strategisk plan 2009 - 2011. I: *Strålevernrapport 2008:12* [online], URL: <http://www.nrpa.no/dav/16de1463f8.pdf>.

Statens Strålevern. (2010) Radiologiske undersøkelser i Norge per 2008: Trender i undersøkelsesfrekvens og stråledoser til befolkningen. I: *Strålevernrapport 2010:12* [online], URL: <http://www.nrpa.no/dav/dc3ba89a7a.pdf>.

Statens Strålevern (2011a) *Epidemiologisk studie av risiko knyttet til CT av barn - EPI - CT.* [online] Statens Strålevern. URL: <http://www.nrpa.no/dav/f0a2392617.pdf> (04.12.2012).

Statens Strålevern (2011b) *Om stråling.* [online] Statens Strålevern. URL: [http://www.nrpa.no/eway/default.aspx?pid=239&trg=CenterAndRight\\_6254&LeftMiddle\\_6254=6262:0:15,4837:1:0:0:::0:0&CenterAndRight\\_6254=6304:0:15,4970:1:0:0:::0:0&Center\\_6304=6312:80096::1:6322:3:::0:0](http://www.nrpa.no/eway/default.aspx?pid=239&trg=CenterAndRight_6254&LeftMiddle_6254=6262:0:15,4837:1:0:0:::0:0&CenterAndRight_6254=6304:0:15,4970:1:0:0:::0:0&Center_6304=6312:80096::1:6322:3:::0:0) (04.12.2012).

Statens Strålevern (2012) *Data collection and dose reconstruction in pediatric CT.* [online]. URL: <http://www.nrpa.no/dav/987ebc9541.pdf> (14.02.2013).

Thierry-Chef, I. mfl. (2013) Assessing Organ Doses from Paediatric CT Scans—A Novel Approach for an Epidemiology Study (the EPI-CT Study). I: *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 10(2), s. 717-728.

Tubiana, M. mfl. (2009) The Linear No-Threshold Relationship Is Inconsistent with Radiation Biologic and Experimental Data1. I: *Radiology*, 251(1), s. 13-22.

Wall, B. (2004) Radiation protection dosimetry for diagnostic radiology patients. I: *Radiation protection dosimetry*, 109(4), s. 409-419.

# Vedlegg I Avtale om testing av NCICT beta 1.0



NATIONAL CANCER INSTITUTE

Public Health Service  
National Institutes of Health  
National Cancer Institute  
Bethesda, Maryland 20852

## NCICT BETA TESTER NONDISCLOSURE AGREEMENT

This is an agreement, effective, between Dr. Choonsik Lee at the National Cancer Institute in the United States ("Developer") and NRPA/hmo ("Tester"), in which Tester agrees to test a software program known as **National Cancer Institute Computed Tomography (NCICT)** (the "Software") and submit the test report to Developer.

### 1. Developer's Obligations

Developer shall provide Tester with a copy of Software and necessary documentation to instruct Tester on how to use it and what test report is desired by Developer. Upon satisfactory completion of the testing, Developer shall furnish Tester with **one free copy of the production version of Software** under the conditions of **collaboration and copublication** with Developer.

### 2. Tester's Obligations

Tester shall test Software under normally expected operating conditions in Tester's environment during the test period. Tester shall gather and report test result as agreed upon with Developer. Tester shall allow Developer access to Software during normal working hours for inspection, modifications and maintenance.

### 3. Software a Trade Secret

Software is proprietary to, and a valuable trade secret of, Developer. It is entrusted to Tester only for the purpose set forth in this Agreement. Tester shall maintain Software in the strictest confidence. Tester will not, without Developer's prior written consent:

- (a) Disclose any information about Software, its design and performance specifications, its data, and its results to anyone other than other Testers who are performing the testing and who shall be subject to nondisclosure restrictions at least as protective as those set forth in this Agreement;
- (b) Copy any portion of Software, data, or documentation, except to the extent necessary to perform beta testing; or
- (c) Decompile or disassemble Software or any portion of it.

### 4. Security Precautions

Tester shall take reasonable security precautions to prevent Software from being seen by unauthorized individuals whether stored on Tester's hard drive or on physical copies such as CD-ROMS, diskettes or other media. Tester shall lock all copies of Software and associated documentation in a desk or file cabinet when not in use.

### 5. Term of Agreement

The test period shall last from 1 / 10 / 2011 until 30 / 11 / 2011. This Agreement shall terminate at the end of the test period or when Developer asks Tester to return Software, whichever



occurs first. The restrictions and obligations contained in Clauses 4, 7, 8, 9 and 10 shall survive the expiration, termination or cancellation of this Agreement, and shall continue to bind Tester, its successors, heirs and assigns.

#### 6. Deletion of Software and Materials

Upon the conclusion of the testing period or at Developer's request, Tester shall within 10 days delete all portions of Software from computer memory or hard disk drive at the institution.

#### 7. Disclaimer of Warranty

Software is a test product and its accuracy and reliability are not guaranteed. Tester shall not rely exclusively on Software for any reason. Tester waives any and all claims Tester may have against Developer arising out of the performance or nonperformance of Software. SOFTWARE IS PROVIDED AS IS, AND DEVELOPER DISCLAIMS ANY AND ALL REPRESENTATIONS OR WARRANTIES OF ANY KIND, WHETHER EXPRESS OR IMPLIED, WITH RESPECT TO IT, INCLUDING ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE.

#### 8. Limitation of Liability

Developer shall not be responsible for any loss or damage to Tester or any third parties caused by Software. DEVELOPER SHALL NOT BE LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT, SPECIAL, INCIDENTAL OR CONSEQUENTIAL DAMAGE, WHETHER BASED ON CONTRACT OR TORT OR ANY OTHER LEGAL THEORY, ARISING OUT OF ANY USE OF SOFTWARE OR ANY PERFORMANCE OF THIS AGREEMENT.

#### 9. No Rights Granted

This Agreement does not constitute a grant or an intention or commitment to grant any right, title or interest in Software or Developer's trade secrets to Tester. Tester may not sell or transfer any portion of Software to any third party or use Software in any manner to produce, market, or support its own products. Tester shall not identify Software as coming from any source other than Developer.

#### 10. No Assignments

This Agreement is personal to Tester. Tester shall not assign or otherwise transfer any rights or obligations under this Agreement.

Institution: Norwegian Radiation Protection Authority (NRPA)  
Printed Name: Hilde M. Olennd Title: PhD, head of section  
Email: hilde.olennd@nrpa.no  
Signature: Hilde M Olennd Date: 15/9 2011



## Vedlegg II Tilbakemeldingsskjema ved uttesting av NCICT beta 1.0

### Beta Test Report for NCICT beta version 1.0 and input to PerMos

Institution: Norwegian Radiation Protection Authority (NRPA) / EPI-CT partner

Beta tester/team Norway: Benthe Toft (Master student), Tore Sivert Istad, Silje Flatabø, Eva Friberg and Hilde M. Olerud

1. Please list the features you like.

It seems easy to use; we have however not had time to test the batch process, a capacity that will be important to us (as well as PerMos)

2. Please list the program bugs you found.

None. It is however not clear to us what you mean with "Head scan" and "Body scan". Should it rather be a question what scan FOV you have used? Most current scanners provide either head FOV or body FOV, related to the CTDI<sub>w</sub> values for 16cm and 32 cm PMMA phantoms respectively. Some scanners do however have more optional FOV settings (Toshiba). For small pediatric patients head FOV are usually used for scanning of both head and body, while some use body FOV for certain clinical questions. Can we be sure Permos/NCICT will trace the appropriate FOV from PACS?

3. Please list the feature you would add.

We miss a ruler, an identification of where the different organs are. We also in particular miss an examination defined as "Pelvis only".

Scanner types we miss; Siemens Somatom DRH (there may be more).

In the present version of NCICT, the MC simulations have been done for six various mathematic phantoms (new born – 1 y – 5y – 10 y- 15 y – adult). Will you do new MC simulations for more phantoms/ages/sizes? Anyhow, irrespective of how many optional phantoms you have, the actual child may have different dimensions, i.e. the actual organ dose will be over- or underestimated. Please find enclosed a ppt file that illustrated a possible solution to correct for that fact. It is based on the following presumptions:

- For each of the phantoms, there should be defined a REFERENCE SLICE for each of the predefined examinations types, i.e. related to examinations of the **head – thorax – upper abdomen – pelvis ; may be abdomen/pelvis and whole trunk too.**
- If we presume that PerMos is able to pick the the AP-lat dimensions of the reference slice, we may calculate the effective diameter according to AAPM Report No.204. and use this to pick the most appropriate of the phantoms 
$$\text{effective diameter} = \sqrt{\text{AP} \times \text{LAT}}$$
- Always use the predefined scan length, not the real scan length (for discussion). This is only relevant if we suspect highly sensitive organs are close to the region of primary interest (like thyroid in head and chest scan)

- NCICT/Permos looks up the conversion factor  $f_{size}$  which is a function of the effective diameter and FOV (16 versus 32 cm) from the AAPM Report No.204 Table 1 and 2
- NCICT/Permos read from PACS the  $CTDI_{vol}$  for the reference slice (or average of all slices?) and calculate the size specific dose estimate  $SSDE = f_{size}^{FOV \times} \times CTDI_{vol}^{FOV}$

- For pediatric patients we may assume that  $CTDI_p \approx CTDI_c \approx CTDI_w$
- That means we *may* assume that  $\frac{D_{T,child}}{D_{t,phantom}} = \frac{CTDI_{vol,child}}{CTDI_{vol,phantom}}$

- From that we may estimate the organ dose to the actual child who may be fatter or thinner compared to phantom (AP-lat dimensions in the reference slice)

#### 4. Please describe your application in the future.

- NRPA will estimate organ doses to children of different age/sex for typical CT procedures and CT scanners used in the 90thies. From a national CT dose survey we have information of all the CT scanners used and the local adult protocols. *We may assume that adult protocols were used in pediatrics back then.* We will create an Excel file with all the input parameters for all scanners, and make use of the batch processing in NCICT to estimate organ doses for all six age groups. The cohort of children identified from the RIS in Norway can by this have organ dose values allocated (site/age/sex). Other countries that used the same scanners may apply the typical dose values we calculate per scanner/age/sex.
- As part of EPI-CT and installation of PerMos where NCICT is an integrated part, we will have automatic gathering of information from PACS (from DICOM header we will have the scanner model, scan region, FOV, kV, mA/rotation time, collimation, pitch....) *We emphasize there is NO information about height and weight in PACS in Norway.*
- Ad hoc assessment for single patients based on individual information also on height and weight is obviously interesting too.

#### 5. Other comments

We would like to use the NCICT beta v.1 as part of a Master degree involving the first bullet on list 4). We presume the basic MC simulations applied on the six phantoms will maintain, that means the organ dose results *for the phantoms* should be valid even though new versions of NCICT will be published?

## Vedlegg III Eksempel på utregning av organdoser i NICICT beta 1.0

Scanner D															
FOV Head															
Input	Gender	Male						Female							
	nCTDIw/100 mAs	18							18						
	Pitch	1							1						
	kVp	120							120						
	mAs	401,8							401,8						
	CTDIvol (mGy)	72,32							72,32						
Output	Age	0	1	5	10	15	Adult	0	1	5	10	15	Adult		
Dose (mGy)	Brain	79,3917	70,3566	64,8047	63,2935	58,6013	49,0112	79,7373	70,2008	64,806	63,2949	61,3037	58,3937		
	Pituitary gland	73,8852	61,9297	59,7431	58,0731	53,6452	43,1267	74,2103	61,5664	59,7839	58,1054	59,1908	52,2223		
	Lens	80,5322	71,6663	69,7482	67,4187	71,04	63,4939	80,6923	71,5804	69,7578	67,4359	75,1775	66,2657		
	Eye balls	77,8351	75,2186	70,0949	68,3166	69,9073	59,6461	78,0026	75,0845	70,1068	68,3339	70,8895	66,5981		
	Salivary glands	44,9423	39,2953	60,8544	53,6372	60,3409	56,9776	43,4027	37,7622	58,7927	51,808	58,3199	61,6435		
	Oral cavity	31,631	61,4592	61,066	57,1612	41,0236	45,984	30,5304	58,9555	58,974	55,1955	42,15	52,5499		
	Spinal cord	3,9239	4,7034	5,4912	2,4156	10,9762	5,6621	3,8239	4,7073	5,4923	2,4176	9,6819	7,3459		
	Thyroid	13,3527	9,2156	8,1025	6,4414	3,9087	3,9853	13,2942	9,2277	8,0915	6,451	4,3457	5,2602		
	Esophagus	3,9938	6,5744	4,092	2,4381	1,4163	0,6855	3,9401	6,5928	4,0901	2,443	1,373	1,3676		
	Trachea	5,9736	8,5484	5,1299	3,5612	2,3428	1,6318	5,6512	8,5096	5,1281	3,5735	2,0286	2,6017		
	Thymus	4,4863	4,0752	2,9009	2,157	1,5042	0,9445	4,4394	4,0916	2,9041	2,16	1,8099	1,9737		
	Lungs	3,0032	2,572	2,412	1,2525	0,7897	0,5735	2,9222	2,5602	2,4149	1,2531	0,9047	0,9331		
	Breast	1,5766	0,9675	0,6831	0,3973	0,163	0,1253	1,5948	0,9996	0,6999	0,4077	0,2429	0,3021		
	Heart wall	2,5502	1,9696	1,2871	0,7491	0,4116	0,2661	2,4828	1,9527	1,2881	0,7495	0,5152	0,5558		
	Stomach wall	0,8444	0,6869	0,4025	0,1818	0,0744	0,055	0,8424	0,6822	0,4027	0,1825	0,1128	0,1046		
	Liver	1,1248	0,7539	0,4904	0,2448	0,095	0,0799	1,1211	0,7492	0,4907	0,245	0,1394	0,1458		
	Gall bladder	0,603	0,4187	0,2383	0,1339	0,0502	0,0319	0,5531	0,42	0,2389	0,134	0,0733	0,0837		
	Adrenals	0,9308	0,9121	0,4539	0,1974	0,0826	0,0476	0,8953	0,91	0,4522	0,1974	0,1031	0,0625		
	Spleen	1,1602	0,9022	0,4895	0,2459	0,0933	0,084	1,1034	0,8976	0,4889	0,2452	0,1476	0,1362		
	Pancreas	0,745	0,3645	0,2227	0,1097	0,0473	0,0212	0,7358	0,3653	0,224	0,1097	0,0587	0,0579		
	Kidney	0,6398	0,5407	0,286	0,1311	0,0598	0,0291	0,6149	0,5398	0,286	0,1317	0,0654	0,0701		
	Small intestine	0,3769	0,1788	0,0792	0,0372	0,0148	0,009	0,3608	0,1774	0,0787	0,0372	0,0213	0,0193		
	Colon	0,4446	0,1829	0,0864	0,0422	0,0159	0,0138	0,4434	0,1838	0,0863	0,0423	0,0226	0,0168		
	Rectosigmoid	0,2857	0,0929	0,0487	0,0202	0,009	0,0053	0,2695	0,091	0,0487	0,0201	0,0116	0,0096		
	Urinary bladder	0,1692	0,0883	0,035	0,0164	0,0074	0,0028	0,1316	0,081	0,0319	0,0136	0,0057	0,0044		
	Prostate	0,0913	0,0408	0,0154	0,0069	0,0099	0,003	0	0	0	0	0	0		
	Uterus	0	0	0	0	0	0	0,1629	0,083	0,0461	0,0248	0,0066	0,0092		
	Testes	0,0656	0,0713	0,0123	0,008	0,0035	0,0023	0	0	0	0	0	0		
	Ovaries	0	0	0	0	0	0	0,1252	0,0658	0,0319	0,0119	0,0064	0,004		
	Skin	16,8226	14,7749	10,5674	7,202	5,2303	4,6613	16,9631	14,8048	10,6126	7,2162	5,6559	5,7355		
	Muscle	4,2058	3,8493	1,1275	1,2034	0,9981	0,2038	4,2011	2,4027	1,1299	1,2034	1,1246	0,2601		
	Active marrow	23,8055	27,9902	23,6611	12,8089	8,8001	3,6423	23,8619	27,9118	23,6631	12,8104	7,7889	3,7429		
	Shallow marrow	37,6744	22,5584	21,2548	13,5512	10,9665	8,8725	37,7843	22,4959	21,257	13,553	10,4846	10,5651		
	ED60	6,9603	6,8284	5,8139	3,994	3,0766	2,1229	6,9732	6,8106	5,8191	3,9965	3,0694	2,5605		
	ED 103	6,5074	6,6709	5,94	4,0392	3,1308	2,3243	6,484	6,6129	5,9058	4,0068	3,0775	2,7264		

Scanner D								Scanner D										
FOV Body								FOV Head										
Input	Gender	Male						Female						Gender	Male		Female	
	nCTDIw/100 mAs	7,5						7,5						nCTDIw/100 mAs	18		18	
	Pitch	1,2						1,2						Pitch	1,2		1,2	
	kVp	120						120						kVp	120		120	
	mAs	242						242						mAs	242		242	
	CTDIvol (mGy)	15,12						15,12						CTDIvol (mGy)	36,3		36,3	
Output	Age	0	1	5	10	15	Adult	0	1	5	10	15	Adult	Age	0	1	0	1
Dose (mGy)	Brain	1,4418	0,8505	0,649	0,6683	0,3534	0,2094	1,433	0,8491	0,6495	0,6683	0,4122	0,3494	Brain	1,8021	1,063	1,791	1,0612
	Pituitary gland	1,6481	0,9309	0,4412	0,5197	0,2636	0,1493	1,6236	0,93	0,4417	0,5311	0,3353	0,3337	Pituitary gland	2,0599	1,1635	2,0293	1,1624
	Lens	1,4733	0,6408	0,3661	0,4158	0,4064	0,126	1,4596	0,6288	0,3661	0,4158	0,2881	0,2578	Lens	1,8414	0,8009	1,8243	0,7859
	Eye balls	1,6126	0,6911	0,4092	0,433	0,3007	0,1472	1,6044	0,682	0,4098	0,4339	0,2787	0,2528	Eye balls	2,0156	0,8638	2,0054	0,8525
	Salivary glands	21,8801	4,8504	2,8756	2,8642	1,3983	1,1098	21,1085	4,6404	2,7562	2,7425	1,6168	1,3981	Salivary glands	27,3476	6,0624	26,3831	5,8
	Oral cavity	10,3801	3,1114	2,0096	1,8502	1,4308	0,8467	9,9571	2,9874	1,9177	1,7749	1,7827	0,9611	Oral cavity	12,9739	3,8889	12,4452	3,7339
	Spinal cord	23,5302	16,7923	14,0893	6,2755	6,34	5,6705	23,6939	16,7906	14,089	6,2754	9,617	7,5071	Spinal cord	29,41	20,9884	29,6145	20,9863
	Thyroid	36,1953	31,5265	30,2023	23,9612	16,9402	8,4191	36,3476	31,528	30,2054	23,9663	18,437	11,8938	Thyroid	45,2399	39,4045	45,4303	39,4063
	Esophagus	30,305	25,7568	22,8994	19,9462	15,9803	13,6856	30,3824	25,758	22,9047	19,9483	16,9113	15,1966	Esophagus	37,8776	32,193	37,9745	32,1944
	Trachea	31,1414	29,0905	27,6113	22,0697	18,7353	15,847	31,2072	29,0883	27,6215	22,0751	20,3352	17,0656	Trachea	38,9231	36,3597	39,0054	36,357
	Thymus	31,9666	30,1491	29,2351	24,2204	20,1957	18,0113	32,0666	30,1505	29,2354	24,2223	21,8502	19,1286	Thymus	39,9545	37,6829	40,0794	37,6846
	Lungs	33,7761	32,1344	28,5548	25,4083	20,8432	18,5153	33,9083	32,1347	28,555	25,4084	21,5043	19,9211	Lungs	42,2162	40,1643	42,3814	40,1646
	Breast	32,1521	25,6463	23,5747	20,8091	19,0335	18,8259	32,202	26,1618	24,0573	21,2318	19,3237	16,6695	Breast	40,1864	32,0548	40,2488	32,6992
	Heart wall	35,0408	32,4544	29,4234	26,1919	22,7576	19,4794	35,187	32,4551	29,4242	26,1919	23,1323	19,8232	Heart wall	43,7969	40,5642	43,9797	40,5651
	Stomach wall	26,1927	16,134	12,0732	8,8439	7,8564	7,9975	26,267	16,1347	12,0737	8,8434	11,14	8,4766	Stomach wall	32,7378	20,1656	32,8306	20,1664
	Liver	29,7742	19,8899	15,3119	14,4236	11,523	10,1834	29,8656	19,89	15,3121	14,4235	14,8037	11,6954	Liver	37,2143	24,8601	37,3285	24,8601
	Gall bladder	24,9348	7,5671	4,2196	4,6926	4,9085	2,6774	24,9722	7,5672	4,2193	4,692	7,1967	4,7261	Gall bladder	31,1656	9,458	31,2123	9,4581
	Adrenals	26,9208	24,1789	14,2013	8,8111	8,2258	3,8183	27,0206	24,1783	14,2017	8,8103	9,5561	3,9063	Adrenals	33,6478	30,2208	33,7726	30,22
	Spleen	31,9205	25,7846	14,8223	10,5182	9,238	9,2619	32,065	25,7857	14,8222	10,5187	13,632	9,5577	Spleen	39,8968	32,2277	40,0775	32,2291
	Pancreas	20,4327	5,0214	3,6312	3,7624	2,7854	1,6399	20,4748	5,0219	3,6312	3,7625	3,7342	3,0018	Pancreas	25,5385	6,2762	25,5911	6,2768
	Kidney	9,6344	8,9326	4,209	3,1853	2,7815	1,5117	9,6054	8,9328	4,2092	3,1855	3,2053	1,835	Kidney	12,0418	11,1647	12,0056	11,1649
	Small intestine	4,854	1,8692	0,9241	0,8433	0,6863	0,4556	4,8244	1,8687	0,9239	0,8433	1,0035	0,6978	Small intestine	6,0669	2,3363	6,0299	2,3357
	Colon	9,9276	2,0453	0,9378	0,8474	0,5804	0,6162	9,9236	2,0449	0,9377	0,8473	0,6552	0,5662	Colon	12,4083	2,5564	12,4034	2,5559
	Rectosigmoid	2,0012	0,5376	0,2632	0,1315	0,0737	0,0566	1,9597	0,5376	0,2621	0,1314	0,1129	0,078	Rectosigmoid	2,5013	0,6719	2,4494	0,672
	Urinary bladder	1,4177	0,4816	0,1851	0,0651	0,0461	0,0384	1,127	0,4823	0,1702	0,069	0,0502	0,0351	Urinary bladder	1,772	0,6019	1,4086	0,6028
	Prostate	0,7402	0,2368	0,0932	0,0253	0,0189	0,0145	0	0	0	0	0	0	Prostate	0,9252	0,2959	0	0
	Uterus	0	0	0	0	0	0	1,3166	0,4923	0,2232	0,0804	0,065	0,0412	Uterus	0	0	1,6456	0,6153
	Testes	0,3872	0,1383	0,0472	0,0117	0,0165	0,0081	0	0	0	0	0	0	Testes	0,484	0,1729	0	0
	Ovaries	0	0	0	0	0	0	2,044	0,6495	0,2781	0,1032	0,0753	0,0432	Ovaries	0	0	2,5548	0,8118
	Skin	11,2371	7,3503	5,5388	4,8963	4,3833	3,8777	11,325	7,38	5,5617	4,9054	4,3028	4,0486	Skin	14,0451	9,187	14,1549	9,2241
	Muscle	13,3243	8,3828	6,4494	4,058	4,1267	4,7877	13,3602	8,3377	6,4608	4,058	5,0476	5,1455	Muscle	16,6538	10,4775	16,6987	10,4212
	Active marrow	13,1954	10,6529	6,0048	6,1945	5,3245	4,8935	13,2368	10,6522	6,005	6,1945	5,4562	6,0411	Active marrow	16,4927	13,3148	16,5445	13,314
	Shallow marrow	14,2868	13,4674	9,4854	7,2461	4,6768	4,1264	14,3264	13,467	9,4855	7,2461	5,2911	6,3924	Shallow marrow	17,8568	16,8327	17,9063	16,8322
	ED60	17,4984	13,2427	10,8474	9,3197	7,6645	6,6805	17,8727	13,3734	10,9189	9,3601	8,8862	7,3065	ED60	21,8709	16,5519	22,3387	16,7152
	ED 103	20,0577	15,0418	12,4067	10,7015	8,9868	8,0244	20,2262	15,1436	12,4824	10,7586	9,873	8,469	ED 103	25,0698	18,8005	25,2803	18,9277

Scanner D													Scanner D					
FOV Body													FOV Head					
Input	Gender	Male						Female						Gender	Male		Female	
	nCTDIw/100 mAs	7,5						7,5						nCTDIw/100 mAs	18		18	
	Pitch	1,5						1,5						Pitch	1,5		1,5	
	kVp	120						120						kVp	120		120	
	mAs	363						363						mAs	363		363	
	CTDIvol (mGy)	18,15						18,15						CTDIvol (mGy)	43,56		43,56	
Output	Age	0	1	5	10	15	Adult	0	1	5	10	15	Adult	Age	0	1	0	1
Dose (mGy)	Brain	0,5827	0,245	0,167	0,0909	0,0466	0,0189	0,581	0,2444	0,167	0,091	0,0562	0,055	Brain	0,7283	0,3062	0,7261	0,3055
	Pituitary gland	0,5311	0,2084	0,104	0,0717	0,0282	0,0091	0,5363	0,208	0,1039	0,0717	0,0465	0,0443	Pituitary gland	0,6638	0,2605	0,6703	0,26
	Lens	0,5316	0,3059	0,1456	0,0845	0,0982	0,0518	0,555	0,3003	0,1456	0,0845	0,0474	0,0657	Lens	0,6645	0,3824	0,6937	0,3754
	Eye balls	0,6328	0,2564	0,1327	0,0608	0,0505	0,0221	0,6346	0,2589	0,1334	0,0608	0,053	0,0512	Eye balls	0,7909	0,3205	0,7932	0,3236
	Salivary glands	2,4824	0,9777	0,5155	0,2591	0,1141	0,0812	2,3628	0,933	0,4929	0,2489	0,1556	0,1614	Salivary glands	3,1027	1,2221	2,9532	1,1662
	Oral cavity	1,7787	0,7532	0,4319	0,2471	0,1062	0,0634	1,6468	0,7226	0,4125	0,2355	0,1848	0,1379	Oral cavity	2,2232	0,9414	2,0583	0,9032
	Spinal cord	25,4193	21,0794	18,2446	14,0181	10,7244	10,5128	25,5938	21,0775	18,2433	14,0181	9,1949	13,1286	Spinal cord	31,7711	26,3468	31,9892	26,3444
	Thyroid	2,9855	2,5308	1,2845	0,6731	0,4401	0,2839	3,0238	2,5299	1,2862	0,6736	0,5571	0,6861	Thyroid	3,7315	3,1632	3,7795	3,1621
	Esophagus	18,8288	9,0769	9,9309	7,6276	6,1399	5,7479	18,886	9,0741	9,9323	7,63	7,3326	7,196	Esophagus	23,5337	11,345	23,6052	11,3416
	Trachea	4,936	2,4534	2,0988	1,4358	0,8607	0,7212	4,9489	2,4532	2,1015	1,4385	1,2107	1,1748	Trachea	6,1694	3,0665	6,1856	3,0662
	Thymus	5,9958	4,6167	3,2691	1,956	1,0482	0,9806	6,0066	4,6172	3,2684	1,9557	1,1253	1,3543	Thymus	7,4941	5,7703	7,5075	5,7709
	Lungs	23,5443	18,1525	11,2479	9,9589	7,7443	5,7262	23,6236	18,1523	11,2477	9,9589	7,1738	7,4885	Lungs	29,4277	22,6885	29,5267	22,6882
	Breast	35,9472	28,9228	27,5182	11,0991	19,345	6,6884	35,9617	29,4999	28,0759	11,3394	13,7282	12,7833	Breast	44,9297	36,1501	44,9479	36,8714
	Heart wall	26,6199	19,8504	19,9786	12,625	8,4274	9,4272	26,7563	19,8507	19,9783	12,6252	8,8613	9,3615	Heart wall	33,2717	24,8106	33,4422	24,811
	Stomach wall	41,3127	35,444	33,6005	30,1351	24,1965	21,0353	41,4779	35,4446	33,6009	30,135	28,2347	24,8247	Stomach wall	51,6361	44,3008	51,8425	44,3016
	Liver	41,6692	36,7639	33,6667	29,4262	25,1358	21,1007	41,8081	36,7638	33,6673	29,4267	27,799	24,1394	Liver	52,0817	45,9505	52,2552	45,9504
	Gall bladder	39,0175	35,7013	33,3394	29,7655	22,7284	19,0639	39,1145	35,6971	33,339	29,7676	25,6793	22,519	Gall bladder	48,7673	44,6224	48,8886	44,6172
	Adrenals	37,6115	31,8443	29,7726	25,5728	21,0238	18,1454	37,7431	31,8462	29,7771	25,5732	23,1131	21,9057	Adrenals	47,01	39,8016	47,1745	39,804
	Spleen	41,3032	37,3563	33,5243	30,8688	24,8723	20,9995	41,4415	37,3573	33,5263	30,8681	27,9056	26,0773	Spleen	51,6241	46,6909	51,797	46,6922
	Pancreas	41,4019	36,5247	33,9054	28,5102	21,0858	19,101	41,4874	36,5251	33,9053	28,5075	25,9939	23,5255	Pancreas	51,7475	45,6516	51,8544	45,6521
	Kidney	42,3825	41,0138	38,4922	33,7046	25,8404	22,8761	42,5075	41,0133	38,4917	33,706	30,8331	30,4576	Kidney	52,9731	51,2625	53,1294	51,2618
	Small intestine	41,4896	36,2993	35,4516	30,6908	22,6901	20,5715	41,6008	36,296	35,4496	30,6919	28,4167	23,876	Small intestine	51,8571	45,3699	51,9961	45,3657
	Colon	42,4794	37,9871	37,4542	33,5727	26,1367	24,4446	42,5706	37,984	37,4537	33,5722	32,6879	27,1061	Colon	53,0943	47,4795	53,2083	47,4755
	Rectosigmoid	36,8446	29,7062	26,5239	23,6261	16,052	14,715	36,9266	29,7182	26,5307	23,6254	19,5356	15,1075	Rectosigmoid	46,0514	37,1293	46,1539	37,1443
	Urinary bladder	39,6826	33,2428	25,8916	21,1748	13,7777	16,0132	38,2199	33,2659	29,1399	23,9466	16,4012	13,166	Urinary bladder	49,5985	41,5495	47,7704	41,5785
	Prostate	25,2742	18,8184	6,928	6,6257	3,4444	5,2297	0	0	0	0	0	0	Prostate	31,5898	23,5208	0	0
	Uterus	0	0	0	0	0	0	34,9219	29,3646	26,9476	23,1832	17,3646	11,9442	Uterus	0	0	43,6483	36,7023
	Testes	5,6547	6,6717	4,3369	3,0078	3,0154	1,7121	0	0	0	0	0	0	Testes	7,0677	8,3388	0	0
	Ovaries	0	0	0	0	0	0	36,4305	34,5069	31,1374	26,3108	21,4489	17,1006	Ovaries	0	0	45,5339	43,1296
	Skin	17,0893	13,3443	10,4253	9,2491	7,3882	6,9529	17,1883	13,3727	10,4521	9,2613	7,6655	7,6816	Skin	21,3596	16,6788	21,4833	16,7143
	Muscle	26,5475	17,4526	13,1842	9,1692	8,8666	9,8346	26,6116	17,44	13,1776	9,1697	9,4317	11,0786	Muscle	33,1812	21,8137	33,2614	21,798
	Active marrow	13,096	12,863	8,5196	10,3294	9,3011	8,2782	13,1419	12,8621	8,52	10,3297	11,4294	9,6413	Active marrow	16,3684	16,0772	16,4258	16,0761
	Shallow marrow	13,9187	17,0713	12,4778	10,8475	7,2304	6,2844	13,9645	17,0701	12,4782	10,8476	9,6121	8,0976	Shallow marrow	17,3967	21,3371	17,454	21,3356
	ED60	24,0352	21,1811	18,2869	15,5774	12,704	10,6672	30,3548	26,8594	23,9127	20,4533	18,1178	15,8582	ED60	30,0411	26,4739	37,9399	33,5711
	ED 103	26,5085	22,5206	19,7423	16,01	13,988	11,1906	29,0585	24,9068	22,2548	18,1559	16,8695	14,7185	ED 103	33,1325	28,1481	36,3197	31,1306

## Vedlegg III Ordliste

- CT – datatomografi, snittfotografering
- Modalitet – type røntgenutstyr, for eksempel ultralyd eller CT
- RIS – røntgeninformasjonssystem hvor pasientopplysninger, røntgenbesvarelser og timebestillinger lagres
- PACS – billedlagringssystem hvor alle røntgenbilder lagres digitalt
- Gonader – forplantningsorganer
- Ovarier – eggstokker
- Ioniserende stråling – energirik stråling med nok energi til å ionisere et atom, for eksempel røntgenstråler
- MR – magnet resonans, type radiologisk modalitet som bruker magnetisme i stedet for ioniserende stråling for fremskaffelse av bilder
- Parameter – innstillinger som gjøres på CT-scanneren for å få gjort en undersøkelse
- Detektor – mottar og registrerer røntgenstrålingen som passerer gjennom pasienten
- Gantry – kasse som består av røntgenrør og detektor
- kV – kilovolt, spenningen over røntgenrøret
- mA – milliampere, røstrømmen som går gjennom røntgenrøret
- Fotoner – røntgenstråler
- Katode – glødetråd i røntgenrør som sender ut elektroner
- Ionisasjonskammer – instrument for måling av ioniserende stråler, for eksempel røntgenstråler
- Kollimering – størrelse på stråleknippet som kommer ut av røntgenrør i lengderetningen (z-retning)
- Pitch – bordbevegelse per rotasjon delt på total kollimering
- HFOV – head field of view, parameterinnstilling på undersøkelser hvor kroppsdelen er liten, for eksempel hode.
- BFOV – body field of view, parameterinnstilling på undersøkelser hvor kroppsdelen er større, for eksempel bekken, mageregion eller thorax
- Abdomen – mage- og bekkenregion
- Thorax – brystkassen
- Leukemi – blodkreft
- Hydrocephalus – vannhode, væske fra hjernes hulrom dreneres ikke bort
- Cardiovasculært – sykdommer i hjerte og kar