

Ovariedoser ved høyenergetisk stråleterapi

Oppgave for graden Candidata Scientiarum



Inger Camilla Walle

Fysisk Institutt

Det matematisk-naturvitenskapelige fakultet

Universitetet i Oslo

August 2004

Forord

Denne oppgaven er gjennomført ved Det Norske Radiumhospital, Avdeling for Medisinsk fysikk og Teknikk. Jeg har fått hjelp av mange av de ansatte på denne avdelingen. Takk til dere alle. Jeg ønsker spesielt å takke min hovedveileder Taran Paulsen Hellebust for oppmuntrende veiledning og annen hjelp til å komme i mål med oppgaven. Takk til Lina Backert for hjelp til TLD-utlesning, og Sverre Levernes og Christina Ramberg for opplæring i doseplansystemet OTP. Jeg vil også takke Eirik Malinen for at han har delt erfaringer og kunnskaper med meg om blant annet Monte Carlo-simulering, og kommet med inspirerende idéer. Vil også takke min medveileder Dag Rune Olsen for forslaget til en spennende hovedfagsoppgave og støtte i den avsluttende skrivefasen.

Takk til alle på gruppen for Biofysikk ved Universitetet i Oslo for at jeg fikk lesesalsplass her fordi det var trangt om plassen på DNR. Dere har alltid vært hyggelige mot meg. Særlig vil jeg takke Ingunn og Kanutte som det alltid går an å diskutere faglige og ikke fullt så faglige spørsmål med. Familie og venner har også vært gode støttespillere og frustrasjonsventiler.

Sist, men ikke minst, ønsker jeg å takke Bjørn Erik fordi han alltid er der for meg, både i oppturer og nedturer. I tillegg til at han velvillig leste korrektur for meg, selv om faget er nokså uforståelig for han.

Blindern, august 2004

Inger Camilla Walle

Sammendrag

Ved høyenergetisk strålebehandling av kreft hos kvinner kan dosene til ovariene (eggstokkene) være av betydning for ovariefunksjonen, selv om disse ligger et stykke utenfor primærstrålefeltet. Det vil i hovedsak være spredt stråling fra behandlingsapparatet og pasienten, som gir opphav til dose til ovariene. Hvis disse dosene blir store, kan dette lede til redusert fertilitet hos unge kvinner.

For å kartlegge gonadedoser til kvinner for ulike behandlingsopplegg, kan man benytte et antropomorft fantom, for eksempel Aldersonfantom. Dette er et fantom som ligner et menneske i form og som har tetthetsvariasjoner som tilsvarer menneskelig anatomi. Inne i fantomet er det mulig å plassere termolumeniscensdosimetre (TLD) i ovarieposisjon. Det ble undersøkt hvorvidt dagens strålebehandlingsmaskiner ga doser som stemte overens med målinger som var gjennomført for 30 år siden. Bestrålingene ble gjennomført med høyenergetiske fotoner fra en lineærakselerator. Dosene ble også beregnet ved hjelp av et doseberegningsprogram, for å teste dets evne til å beregne doser utenfor strålefeltet. Algoritmene Collapsed Cone og Pencil Beam ble benyttet, i tillegg ble en forenklet beregning av ovariedoser gjennomført i Monte Carlo (EGSnrc), hvor Aldersonfantomet ble erstattet med en vannsylinder.

Dosen i ovarieposisjon, ved et typisk felt på mellom $10 \times 10 \text{ cm}^2$ og $20 \times 20 \text{ cm}^2$, ligger i området 0,3 til 0,7 % av dosen sentralt i feltet. Ovariedosen synker tilnærmet eksponentielt med avstanden fra feltgrensen. De målte doser stemte godt overens med tidligere målte doser i vannfantom. Målt maskinspredt andel av dosen i ovarieposisjon varierte mellom 60 og 90 %. Det lyktes ikke å skjerme bort all den maskinspredte strålingen med bly, selv om det teoretisk burde vært mulig. Det var dårlig overensstemmelse mellom målte og beregnede doser i avstander over 15 cm fra strålefeltet.

Innhold

Forkortelser og ordforklaringer	1
1 Innledning	3
2 Bakgrunnsstoff	5
2.1 Biologisk effekt av ioniserende stråling	5
2.1.1 Fraksjonering og stråledoser	5
2.1.2 Genetiske effekter på avkom	5
2.1.3 Sterilitet	6
2.2 Ioniserende stråling	7
2.2.1 Fotoelektrisk effekt	7
2.2.2 Comptoneffekt	8
2.2.3 Pardannelse	9
2.3 Stråleterapiutstyr	9
2.3.1 Røntgenrør	9
2.3.2 Lineærakselerator	10
2.3.3 Utstyr til lineærakseleratoren	14
2.3.4 Simulator	15
2.3.5 Computer Tomografi – CT	15
2.3.6 Doseplansystem	17
2.4 Spredt stråling	20
2.4.1 Maskinspredt stråling - utenfor feltet	20
2.4.2 Pasientspredt stråling - utenfor feltet	20
2.5 Fantom	21
2.5.1 Vevs- og vannekvivalente fantomer	21
2.5.2 Antropomorft fantom - Aldersonfantom	22
2.6 Dosimetre	24
2.6.1 Ionisasjonskamre	24
2.6.2 Dosimetriprotokollen TRS-398	25
2.6.3 Termoluminescensdosimetre (TLD)	26
3 Utstyr og metoder	29
3.1 Dosimetri	30
3.1.1 Ionisasjonskammer	30
3.1.2 Termoluminescensdosimetre	31
3.2 Fantomer	33

3.2.1 Vannfantomet	33
3.2.2 Aldersonfantomet	34
3.3 Bestrålingsutstyr	36
3.3.1 Behandlingsmaskiner - lineærakseleratorer	36
3.3.2 Gonadeskjerm.....	37
3.4 Målekonfigurasjoner	38
3.5 Gjennomføring av dosemålinger	39
3.5.1 Måling av maskinspredt og fantomspredt stråling	40
3.5.2 Effekt av gonadeskjerming.....	41
3.5.3 Betydning av avstand fra nedre feltgrense	42
3.5.4 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen	43
3.5.5 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen	44
3.5.6 CNS-bestråling	45
3.5.7 Lymfombestråling – Kappfelt	47
3.5.8 Thoraxbestråling.....	48
3.6 Doseplanlegging	49
3.6.1 Simulering	49
3.6.2 CT-avbildning	50
3.6.3 Doseplanleggingsprogram.....	50
3.6.4 Doseberegninger i Monte Carlo	50
4 Resultater	52
4.1 Forberedende undersøkelser	52
4.1.1 Doserrespons i ionisasjonskammer ved lave doser	52
4.1.2 Dosere til høyre og venstre ovarie - Aldersonfantom	52
4.2 Måling av maskinspredt og fantomspredt stråling	53
4.2.1 Maskinspredt stråling i vannfantom	53
4.2.2 Maskinspredt stråling i solid water med TLD.....	53
4.3 Effekt av gonadeskjerming.....	54
4.3.1 Effekt av skjerming i vannfantom	54
4.3.2 Effekt av skjerming i solid water med TLD	55
4.3.3 Effekt av skjerming i Aldersonfantom	55
4.4 Betydning av avstand fra nedre feltgrense	56
4.5 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen	58
4.6 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen	62
4.7 CNS-bestråling	63

4.8 Lymfombestråling - kappefelt	64
4.9 Thoraxbestråling.....	65
4.10 Beregnede ovariedoser – Aldersonfantom	66
4.10.1 Betydning av avstand fra nedre feltgrense	66
4.10.2 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen	70
4.10.3 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen	70
4.10.4 CNS-bestråling	71
4.10.5 Lymfombestråling – kappefelt	72
4.10.6 Thoraxbestråling.....	72
5 Diskusjon.....	74
5.1 Eksperimentelt.....	74
5.1.1 Kvalitet på målinger og feilkilder	74
5.2 Ovariedosemålinger.....	76
5.2.1 Maskinspredt og fantomspredt stråling	76
5.2.2 Effekt av gonadeskjerming.....	78
5.2.3 Betydning av avstand fra nedre feltgrense	80
5.2.4 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen	82
5.2.5 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen	84
5.2.6 Klinisk relevante behandlingsoppsett.....	85
5.3 Overensstemmelse med tidligere gjennomførte målinger	89
5.4 Overensstemmelse mellom beregnet og målt dose	91
5.4.1 Betydning av avstand fra nedre feltgrense	92
5.4.2 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen	92
5.4.3 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen	92
5.4.4 Doseberegning ved klinisk relevante behandlingsoppsett.....	93
6 Konklusjon.....	94
Referanser:.....	96
Appendiks	101

Forkortelser og ordforklaringer

Antropomorf:	Menneskelignende
Behandlingsvolum:	Del av pasientens kropp som får en tilstrekkelig dose til å kurere tumor
Caudalt:	I haleretningen
CNS:	<u>C</u> entral <u>n</u> ervous <u>s</u> ystem, sentralnervesystemet
Cranielt:	I hoderetningen
DNA:	<u>D</u> eoxy <u>r</u> ibon <u>a</u> ucleic <u>a</u> cid, deoksyribonukleinsyre. Molekylet i cellene som inneholder genetisk informasjon, arvestoff.
DNR:	<u>D</u> et <u>n</u> orske <u>r</u> adiumhospital
Dorsalt:	Fra ryggen
Dosekjerne /Pencilkjerne:	Monoenergetisk fotonstråle med infinitesimalt tverrsnitt. Et dosesnitt.
Frontalt:	Fra forsiden
Genetisk doblingsdose:	Dose som gir like mange mutasjoner som bakgrunnsstrålingen. Ved denne dosen får man altså dobbelt så mange mutasjoner som kun ved bakgrunnsstråling.
HVL:	<u>H</u> alv <u>v</u> erd <u>i</u> lag. Tykkelse av absorber som behøves for å attenuere strålens opprinnelige intensitet til den halve.
Mediastinum:	Området midt mellom lungene
Medulla spinalis:	Ryggmargen
MLC:	<u>M</u> ulti- <u>l</u> eam <u>c</u> ollimator, mangebladskollimator. Feltformingsblader som sitter i lineærakseleratorens gantry.
Monitorenheter, MU:	<u>M</u> onitor <u>U</u> nits, effekten som sendes ut av en lineærakselerator.
Nedre feltgrense:	Feltgrensen som ligger nærmest ovariene.
Oocytter:	Ikke-modnede eggceller. Modnes i løpet av ovariesyklus (menstruasjonsyklus).
Ovarier:	Eggstokker, kvinnens primære kjønnsorgan, der alle eggcellene ligger lagret.

Forkortelser og ordforklaringer

Perspex = PMMA:	<u>P</u> olym <u>e</u> thyl <u>m</u> ethacrylat eller akryl. Et hardført og gjennomsiktig plastmateriale
SAD:	<u>S</u> ource <u>A</u> xis <u>D</u> istance, vertikal avstand mellom strålekilden og målepunktets beliggenhet.
Sievert (Sv):	Enhet for ekvivalent dose, absorbert dose multiplisert med vektfaktor for stråletype ($w_R = 1$ for røntgenstråling).
SS:	Feltsenter.
SSD:	<u>S</u> ource <u>S</u> kin <u>D</u> istance, Kilde-Hud-avstand. Avstanden mellom fotontarget og pasientens hudoverflate.
TLD:	<u>T</u> ermoluminescens <u>d</u> osimeter.

1 Innledning

Kreft rammer stadig flere mennesker og i 2002 var kreft den nest viktigste dødsårsak i Norge, etter hjerte- og karsykdommer [Statistisk Sentralbyrå 2003]. Kreft er årsak til 24 % av alle dødsfall, og tallet er stigende [Kreftregisteret et al. 2002]. I 2001 forekom 22 000 nye krefttilfeller. Årsaker til kreft er blant annet livsstil, arv, miljø, virus og stråling. Når det gjelder livsstil, er tobakksrøyking en viktig faktor. Det er påvist en sammenheng mellom røyking og forekomst av lungekreft [Kreftforeningen 2000].

Celler som utvikler seg til kreftceller, gjennomgår ukontrollert vekst eller celledeling. Kontrollpunkter i cellen settes trolig ut av spill. Cellene klarer derfor å unnsnippe kontrollpunktene og kan vokse ukontrollert [Alberts et al. 2002].

I Norge gjennomgår omtrent en tredjedel av de kreftrammede stråleterapi. Strålebehandling kurerer alene ca 12 %, mens kirurgiske inngrep kombinert med stråling kurerer 6 %, ifølge tall fra 1997 [Bruland og Olsen 1997]. For alle behandlingsmodaliteter kureres nesten halvparten av pasientene.

Stadig flere overlever etter en kreftdiagnose, og den forventede levetid øker blant mange pasientgrupper [Kreftregisteret et al. 2004]. Etter strålebehandling kan det oppstå betydelige senskader hos pasienter. Skadene kan føre til at enkelte organer ikke klarer å opprettholde sin normale funksjon. I verste fall kan skadene medføre døden for pasienten. For kvinnelige pasienter, før eller i fruktbar alder, vil dosen til eggstokkene (ovariene) være av betydning. Mange ønsker å få barn etter gjennomført behandling. Dersom eggstokkene imidlertid mottar for store stråledoser, kan de miste sin fertile funksjon helt eller delvis.

Siden eggstokkene ligger midt i bekkenet, er det svært vanskelig å plassere stråledetektorer i dette området. Radiumhospitalet har frem til nå estimert eggstokkdosene ved å bruke målinger utført i vannfantom med ionisasjonskammer fra en diplomoppgave utført på 1970-tallet [Nilsen 1974]. Der ble det funnet at ovariedosen sank raskt med avstand fra nedre feltgrense, dosen utenfor feltet økte ved bruk av metallabsorbatorer i strålefeltet og maskinspredt andel av dosen i store avstander kan være opptil fire ganger større enn den fantomsprede andel. Siden har både behandlingsopplegg og stråleterapimaskiner blitt

betydelig forandret, og nytt utstyr er utviklet. Det er derfor ønskelig å undersøke om målingene er gyldige i dagens behandlingspraksis. I tillegg er det blitt mulig å gjennomføre beregninger av doser med et såkalt doseplanleggingssystem i datamaskiner, hvor doseberegninger foretas på bakgrunn av tetthetsinformasjon basert på CT-bilder av fantomet.

I denne oppgaven skal stråledosene til eggstokkene ved høyenergetisk strålebehandling måles og beregnes, hovedsakelig i et antropomorft (menneskelignende) fantom, Aldersonfantomet. I de aktuelle behandlingsoppleggene vil eggstokkene ligge utenfor det behandlede området. Dosen til eggstokkene vil derfor komme fra spredt stråling, spredt både i pasientens kropp og i behandlingsmaskinen.

Oppgaven er inndelt i tre hoveddeler:

- Dosemålinger utført i vannfantom i 1974 skal gjentas. Denne gangen foretas målingene i et antropomorft fantom, Aldersonfantomet. Målingene skal også sammenlignes med beregninger.
- Den maskinspredte andelen av strålingen skal undersøkes ved hjelp av ionisasjonskammer i vannfantom. Effekten av skjerming skal kartlegges, i vannfantom, solid water-fantom og Aldersonfantom.
- Dosen i ovarieposisjon skal finnes for klinisk relevante situasjoner. Målingene skal sammenlignes med beregninger.

2 Bakgrunnsstoff

2.1 Biologisk effekt av ioniserende stråling

Stråling kan både skade og drepe celler og har følgelig en dualistisk effekt. Den kan indusere kreft, men kan også benyttes til å kurere kreft. Kreftceller er celler som vokser ukontrollert [Alberts et al. 2002]. Det er ønskelig å få kontroll over kreftcellene og den eneste løsningen består i å drepe dem. Ioniserende stråling vil gi celledskader først og fremst ved å skade cellens DNA. Dette kan føre til at cellen ikke klarer å gjennomføre en vellykket celledeling, og dør dersom den ikke får reparert skaden [Hall 2000]. Ioniserende stråling vil også kunne øke antallet mutasjoner i cellene. Mutasjoner kommer av feil i cellens DNA eller kromosomer som ikke har blitt reparert. Dette kan føre til kreft eller andre misdannelser.

2.1.1 Fraksjonering og stråledoser

Tumorvev har en dårligere reparasjonsevne enn normalvev. Ved strålebehandling deles stråledosen opp i flere fraksjoner. Normalvev klarer å reparere mye av skadene mellom to fraksjoner, mens tumorvevet reparerer mindre. Siden en behandlingsserie gis i mange fraksjoner blir derfor forskjellen i celleoverlevelse mellom normalvev og tumorvev stor. Den vanligste måten å dele opp den totale stråledosen på er å gi fraksjoner på 2 Gy, med 24 timers opphold i mellom, 5 dager i uken, såkalt konvensjonell fraksjonering [IAEA 2003, Saunders 2001]. Totaldosene i behandlingsopplegg med kurativt siktemål er 50 – 80 Gy, avhengig av tumorvevets størrelse og beliggenhet [DNR 2003].

2.1.2 Genetiske effekter på avkom

I strålevernfora hersker ingen konsensus med hensyn på hvorvidt det finnes klare bevis på at genetiske effekter blir videreført til etterkommere hos mennesket. Dette er imidlertid observert i cellekulturer og for laboratoriedyr som mus og bananfluer, blant annet av Hermann J. Müller [Henriksen et al. 1995]. Mutasjoner i kjønnsceller kan altså forplante seg til avkom. Data for mennesker er funnet fra overlevende etter Hiroshima og Nagasaki-atombombene (Life Span Study) og deres etterkommere [Schull 1995, Neel og Schull 1991]. Disse undersøkelsene viser ingen statistisk signifikante genetiske effekter av bestrålte

foreldre. De overlevende etter atombombene fikk forholdsvis små doser, mange fikk ekvivalente doser på mellom 0,2 og 2 Sv. Paradoksalt nok ligger i følge de samme undersøkelsene doblingsdosen for genetiske effekter omkring 2 Sv.

Selv om man ikke har funnet noen endelig bekreftelse på at arvelige effekter av bestråling forekommer hos mennesket, ønsker man å ha kontroll over dosen til reproduksjonsorganene til personer i fruktbar alder. Siden effektene er observert i celledåler (in vitro) og andre laboratorieforsøk, tyder det på at det ville være svært sannsynlig at disse effektene kan opptre også hos mennesker.

2.1.3 Sterilitet

Det er grenser for hvor store stråledoser ovariene tåler samtidig som fertilitet opprettholdes. Disse dosegrenser må man forholde seg til ved strålebehandling av unge kvinner.

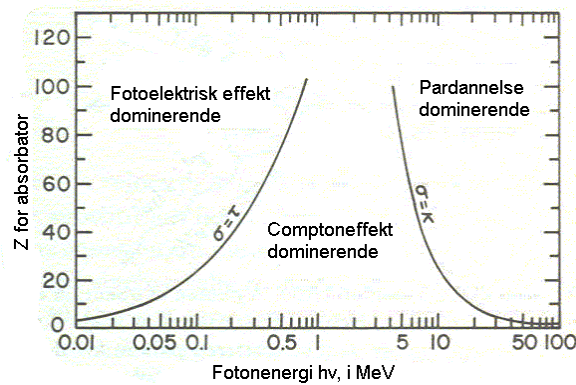
Terskeldose for sterilitet hos kvinner ligger på 2,5-6 Gy til eggstokkene [ICRP 1991]. Fordi alle oocytter er produsert allerede ved fødselen, vil sterilitet forårsaket av ioniserende stråling som dreper eggcellene være permanent [Hall 2000]. En ung kvinne vil ha igjen flere år der det er fysisk mulig å kunne få barn enn hva en kvinne som nærmer seg overgangsalderen, menopausen, har. Derfor vil det være ekstra viktig å gjennomføre tiltak for å begrense ovariedosen ved behandling av unge kvinner. Etter menopausen er det ikke nødvendig å ta like stort hensyn til ovariedosene, fordi pasientene ikke lenger har mulighet til å reproducere seg. Sannsynligheten for å få barn etter fylte 50 år er normalt svært liten, i alle fall i moderne vestlig kultur [Skiri 2004].

Et overordnet prinsipp innen strålevern er å følge ”føre var”-prinsippet. Man ønsker å holde dosene til reproduksjonsorganene så lave som mulig både med tanke på muligheten for å få barn etter strålebehandling, og på mulige konsekvenser for avkommet. Man skal oppnå større nytteverdi av strålingen enn skadevirkningene som oppstår ved denne stråledosen. I følge lov om strålevern og bruk av stråling (strålevernsloven) av 12. mai 2000 § 13, skal en faglig ansvarlig vurdere om bruken av strålingen er berettiget, basert på optimalisering og dosebegrensning [Norges Lover 2000].

2.2 Ioniserende stråling

Ioniserende stråling er elektromagnetisk- eller partikkelstråling som har tilstrekkelig energi til å ionisere atomer de treffer. Det betyr at de må ha en energi som er høyere enn den nødvendige valensenergien for at et elektron skal kunne frigis fra et atom.

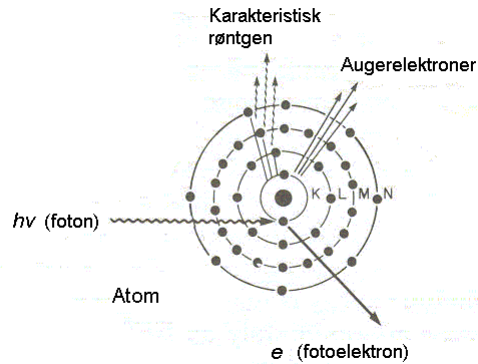
Direkte ioniserende stråling består av ladede partikler, blant annet elektroner, som selv tar elektroner fra eller gir elektroner til atomer og dermed danner ioner. *Indirekte ioniserende stråling* består av uladede partikler, for eksempel fotoner. Denne typen stråling frigjør elektroner, som etter hvert avsetter sin energi til materien. Elektronfrigjøringen foregår ved vekselvirkninger mellom fotoner og materie, hovedsakelig gjennom følgende tre prosesser; Fotoelektrisk effekt, Comptoneffekt og pardannelse [Khan 1994]. Figur 2.1 viser hvilke energiområder de ulike prosessene dominerer ved.



Figur 2. 1: Energiavhengighet av fotonvekselvirkningsprosesser, etter atomnummeret (Z) i strålingsabsorbator [Attix 1986]. Modifisert.

2.2.1 Fotoelektrisk effekt

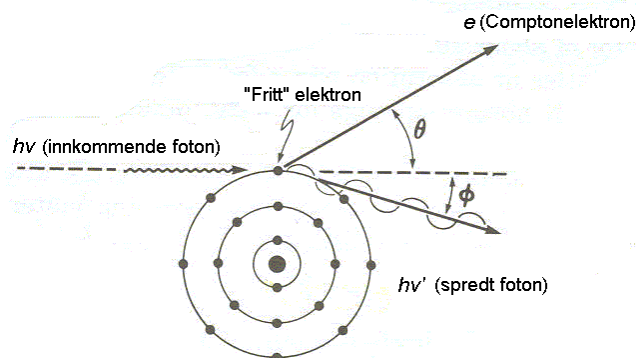
Ved fotoelektrisk effekt vil et innkommende foton avgi all sin energi til et orbitalelektron, som deretter sendes ut av atomet. Fotonet vil altså absorberes i materialet det vekselvirker med. Fotoelektrisk effekt har en sannsynlighet for å inntreffe som er proporsjonal med Z^3 / E^3 , hvor Z er atomnummeret til atomet fotonet kan vekselvirke med og E er energien til det innkommende foton [Attix 1986]. Fotoelektrisk effekt dominerer fotonvekselvirkningene for lave fotonenergier, opp til ca 100 keV. Fotoelektrisk effekt illustreres i Figur 2.2.



Figur 2. 2: Prinsippskisse av fotoelektrisk effekt [Khan 1994]. Modifisert.

2.2.2 Comptoneffekt

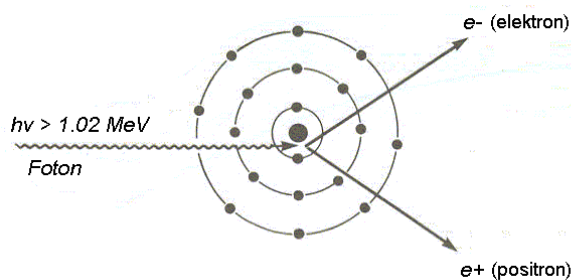
Ved Comptoneffekt vekselvirker innkommende fotoner med "frie" elektroner, det vil si elektroner som har en bindingsenergi betraktelig lavere enn fotonets energi [Khan 1994]. Fotonet avgir noe av sin energi til elektronet, og både fotonet og elektronet vil fortsette ut fra atomet. Begge spres i forhold til det innkommende fotonets innfallsretning. Sannsynligheten for at Comptoneffekt skal inntreffe avhenger av elektrontetthet pr. gram, og ikke av materiens atomnummer. Ved økende energi synker sannsynligheten noe. Comptoneffekt dominerer for middels høye fotonenergier, mellom 100 keV og 10 MeV. Fotoner som benyttes til stråleterapi ligger vanligvis i dette energiområdet. Comptoneffekt illustreres i Figur 2.3.



Figur 2. 3: Prinsippskisse av Comptoneffekt [Khan 1994]. Modifisert.

2.2.3 Pardannelse

Pardannelse er en prosess der energi omdannes til masse etter Einsteins formel $E = m_0c^2$, hvor E er energi, m_0 er hvilemasse og c er lysfarten [Khan 1994]. Dette foregår under påvirkning av atomets kjernefelt. Terskelverdien for at pardannelse skal kunne forekomme er lik hvileenergien til et elektron pluss et positron, siden det er disse to partiklene som oppstår i prosessen, $E_{terskel} = 2m_{0,e}c^2$. Pardannelse dominerer ved høye fotonenergier, over 10 MeV. Skisse av prosessen i Figur 2.4.

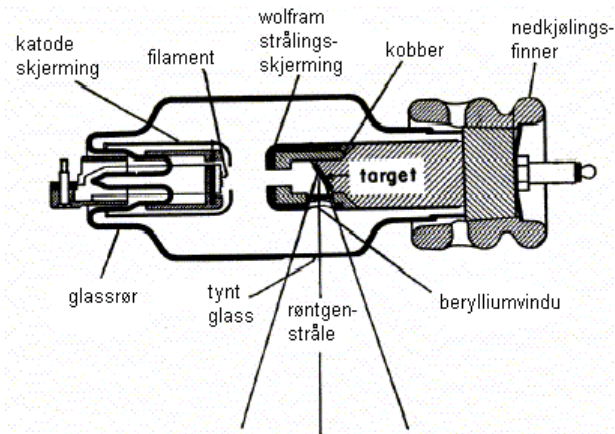


Figur 2. 4: Prinsippskisse av pardannelse [Khan 1994]. Modifisert.

2.3 Stråleterapeutstyr

2.3.1 Røntgenrør

I et røntgenrør akselereres elektroner over et spenningspotensiale mellom en katode og en anode. Katoden har et filament som varmes opp, slik at termiske elektroner løsriveres. Disse akselereres mot anoden [Khan 1994]. Når elektronene treffer anoden bremses de ned, og bremsestråling sendes ut. Denne strålingen kalles røntgenstråling. For lavenergetiske elektroner sendes røntgenstråling ut i alle retninger, røntgenrøret skjermes derfor for å definere røntgenstrålen til en mindre romvinkel. Fotonene som sendes ut har et spekter av energier, fra null opptil den kinetiske energien til elektronene som dannet dem. Spenningen som elektronene akselereres over i et røntgenrør er vanligvis mellom 10 og 1000 kV. Figur 2.5 skisserer oppbygningen av et røntgenrør.

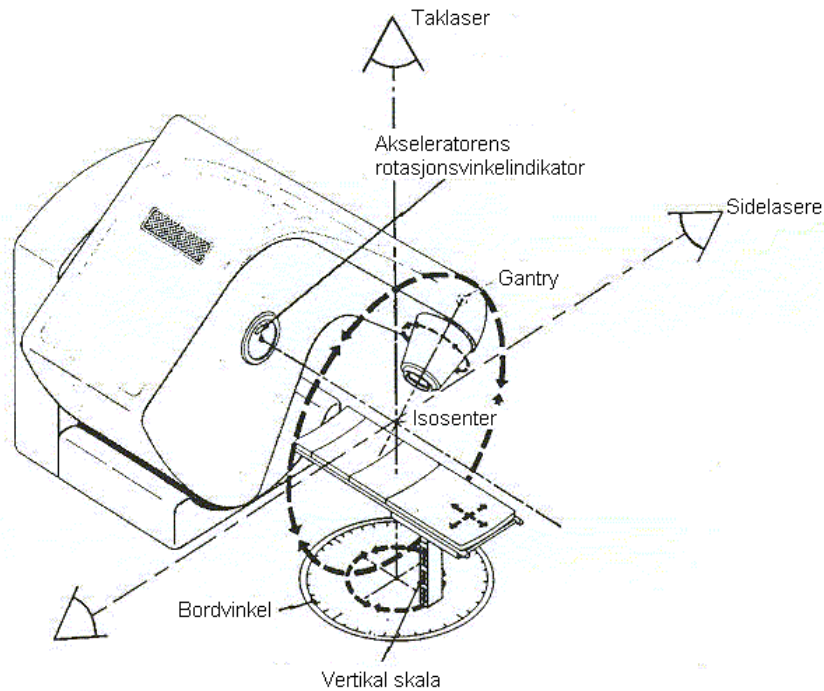


Figur 2. 5: Illustrasjon av røntgenrør [Johns og Cunningham 1983]. Modifisert.

Slike røntgenrør benyttes i konvensjonelle diagnostiske røntgenapparater. Frem til midten av forrige århundre ble røntgenrør også benyttet til behandling av kreft. Denne teknikk kan, på grunn av sin lave fotonenergi, imidlertid ikke gi høye doser langt inne i vevet uten at huddosene blir uforholdsmessig store.

2.3.2 Lineærakselerator

Oppfinnelsen av lineærakseleratoren tidlig på 1950-tallet, etter ideer fra Ising og Wideröe, medførte at det kunne dannes høyenergetiske fotoner i megavoltområdet til klinisk bruk [American Institute of Physics 2002, Elekta 2004]. Lineærakseleratoren er det viktigste strålebehandlingsinstrumentet for ekstern stråleterapi. Den produserer stråling som kan avsette doser også dypt inne i pasientens vev. De fleste lineærakseleratorer kan benyttes både til elektronbestråling og fotonbestråling, avhengig av hva slags utstyr som er plassert i behandlingshodet på maskinen, gantryet. Et illustrasjonsbilde av en lineærakselerator for bruk i klinikk er gitt i Figur 2.6.

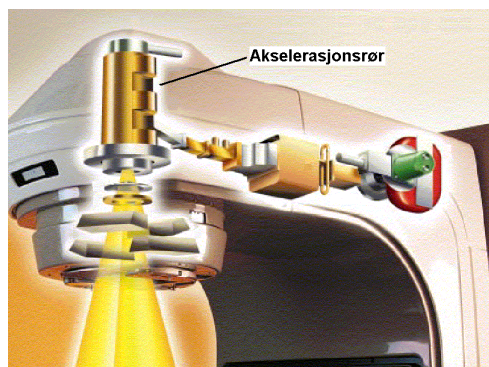


Figur 2. 6: Lineærakselerator med behandlingsbord. Pilene viser mulige retninger behandlingsbord og gantry kan beveges i. [Karzmark og Pering 1973] Modifisert.

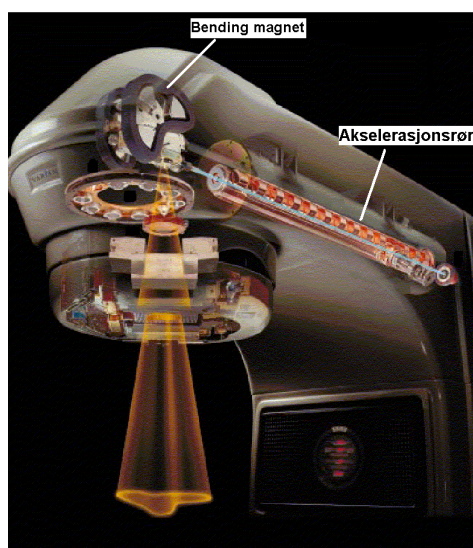
Pasienten ligger vanligvis på et behandlingsbord, som kan beveges horisontalt (i x- og y-retning), vertikalt (i z-retning) og roteres om vertikalaksen. I tillegg kan gantry roteres om horisontalaksen. Lineærakseleratoren i figuren er isosentrisk oppbygget. Isosenteret er punktet der akselen fra strålekilden og rotasjonsaksen til gantry krysses. For å visualisere isosenteret krysses også laser fra tak og lasere fra vegger i dette punktet. Ved isosentrisk behandling plasseres gjerne midtpunktet av målvolumet, volumet som skal bestråles, i isosenteret. Dette gjør at pasienten ikke behøver å endre posisjon i løpet av en behandling selv om de innkommende strålene skal komme fra ulike vinkler. I stedet roteres gantry og/eller behandlingsbordet.

I en lineærakselerator akselereres elektroner ved hjelp av et mikrobølgefelt. Elektroner og mikrobølger sendes sammen inn i et akselerasjonsrør. Akselerasjonsrøret består av flere kaviteter der elektronene ved å "surfe" på mikrobølgene vil akselereres stadig mer i hver kavitet [Karzmark og Pering 1973]. I lineærakseleratorer som har lave energier, opptil 6 MeV, kan akselerasjonsrøret stå vertikalt i gantry. Dette illustreres i Figur 2.7. For å gi elektronene et høyt potensial er det nødvendig med et langt akselerasjonsrør som inneholder flere kaviteter. Derfor har lineærakseleratorer med høye energier alltid akselerasjonsrøret liggende horisontalt i behandlingsmaskinen. Elektronstrålen må da avbøyes 270° ved hjelp

av en ”bending magnet” etter at den forlater akselerasjonsrøret. Prinsippet for dette vises i Figur 2.8.



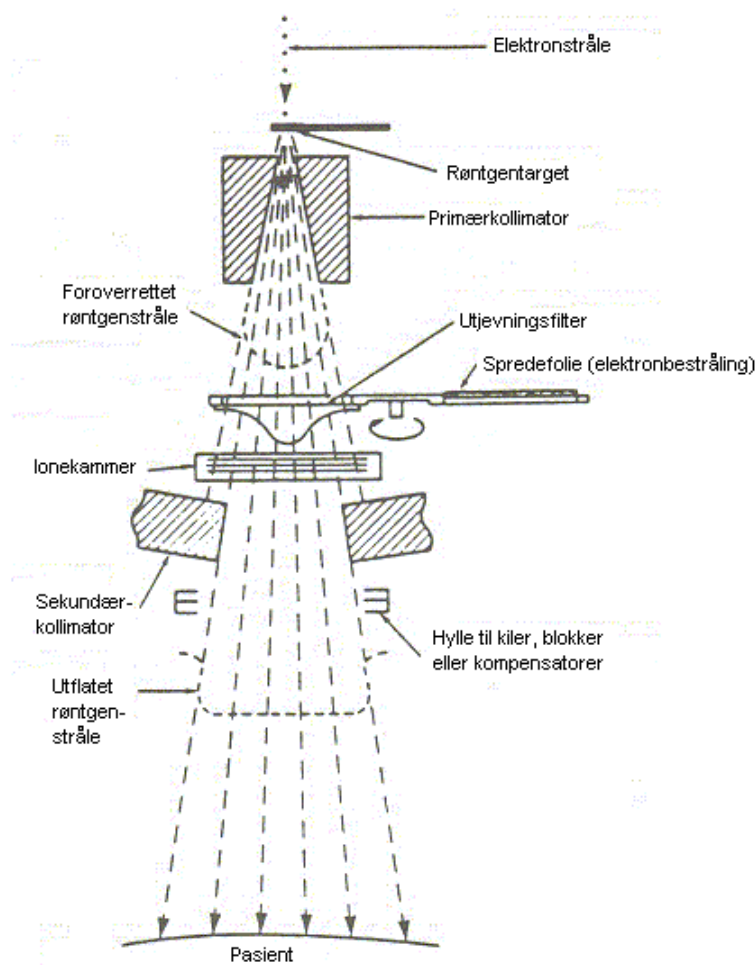
Figur 2. 7: Lineærakselerator for energier opptil 6 MV. Med vertikalt akselerasjonsrør.
[Varian 2003] Modifisert.



Figur 2. 8: Lineærakselerator for energier opptil 25 MV. Med horisontalt akselerasjonsrør.
[Varian 2003] Modifisert.

Etter å ha blitt akselerert treffer elektronstrålen et target, og fotoner dannes i en bremsestrålingsvekselvirkning. Sannsynligheten for produksjon av bremsestråling er proporsjonal med den kvadrerte av atomnummeret, altså Z^2 . For et materiale med høyt atomnummer vil man få en effektiv produksjon av bremsestråling. Wolfram, med atomnummer $Z = 74$, er et hyppig benyttet targetmateriale. Target som benyttes i MV-bestråling er et transmisjonstarget. Elektronstrålen kommer ortogonalt inn på target. Fotonene vil ha størst sannsynlighet for å emitteres i retning 180° i forhold til innkommende

elektronstråle ved megavoltenergier og derfor fortsetter fotonstrålen rett ut av targetet på den andre siden, uten å forandre retning [Attix 1986]. Fotonstrålen vil bli noe spredt når den kommer fra targetet. For å få en stråle som har uniform intensitet over hele stråleknippet, plasserer man et utjevningsfilter av bly med bjelleform i gantryet. Primære og sekundære kollimatorer, bestående av massive blyblokker, er også plassert i gantryet. Disse avgrensner strålefeltets størrelse. Sekundærkollimatorene er bevegelige, noe som gjør det mulig å variere feltstørrelsen. Figur 2.9 viser en prinsippskisse av oppbygningen inne i gantry på en lineærakselerator.



Figur 2. 9: Oversiktsskisse av gantry i lineærakselerator ved fotonbehandling. [Khan 1994] Modifisert

Fotonstrålens energi benevnes vanligvis i megavolt, som om den hadde blitt produsert av elektroner som var blitt akselerert over denne spenningen. En 6 MV lineærakselerator sender ut fotoner som har en maksimal energi på 6 MeV. Fotonene har et spekter av energier, i nevnte tilfelle mellom 0 og 6 MeV.

2.3.3 Utstyr til lineærakseleratoren

Dynamisk kile

Fysiske metallkiler kan settes inn i strålegangen og blir benyttet for å gi en tilsiktet skjev dosefordeling for derved å kompensere for eksempel for manglende vev. Slike konvensjonelle kiler lages av bly eller wolfram og har en fast størrelse og vinkel. Forskjellen i dose på tvers av stråleretningen kommer av ulik transmisjon i tykk og tynn del av kilen [Papatheodorou et al. 1999]. En mindre andel av strålingen klarer å passere den tykke delen av kilen i forhold til den tynne delen. Stor kilevinkel gir brattere dosegradient på tvers av stråleretningen enn liten kilevinkel.

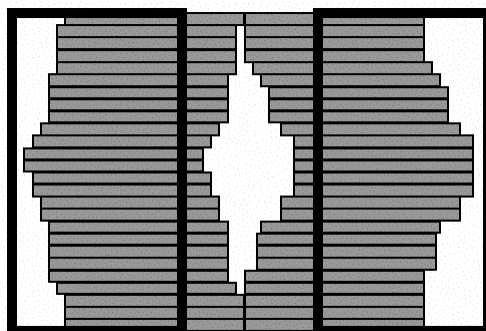
En dynamisk kile simulerer egenskapene til en konvensjonell kile ved at kollimatoren beveges over strålefeltet. Kollimatoren går fra åpen til lukket posisjon mens bestrålingen pågår og dette fører til at forskjellige deler av feltet eksponeres for primærstrålen i ulik tid. Området som ligger i det ”tynne” området av kilen er lengst i primærstrålen. Dette forandres gradvis frem til det ”tykke” området av kilen, som aldri er i primærstrålen.

Kollimatorbevegelsen er programmert i lineærakseleratorens datamaskin. Dosefordelingen i strålefeltet kan bli lik som ved bruk av en konvensjonell kile. Man mater inn i maskinen hvilken kilevinkel og orientering man ønsker, og kollimatoren beveges automatisk under bestrålingen. Dermed unngår man tunge løft ved håndtering av kiler, og dessuten har man flere muligheter ved bruk av dynamiske kiler enn ved bruk av faste kiler. Dosen utenfor feltet ved bestråling med dynamisk kile er som for åpent felt, hvis samme dose avleveres til sentralaksen [Leavitt et al. 1997].

Mangebladskollimator (MLC)

Med sekundærkollimatorene kan man bestråle firkantede felt med forskjellig størrelse. Tidligere ble det benyttet blyblokker for å bestråle ikke-rektangulære felt. Disse ble plassert på en plate festet under hodet på lineærakseleratoren og kunne naturligvis være svært tunge å håndtere.

En mangebladskollimator former feltet ved hjelp av motoriserte wolframblader som kan beveges uavhengig av hverandre. MLC har i stor grad erstattet bruk av blant annet lungeblokker ved bestråling av lymfom med kappefelt. MLC illustreres i Figur 2.10. Bladene er plassert i gantry på lineærakseleratoren.



Figur 2. 10: Eksempel på feltforming ved bruk av MLC [Lanz og Zeugin 1998].

2.3.4 Simulator

Det er i mange tilfeller ønskelig å planlegge strålebehandlingen ved blant annet å ta røntgenbilder av området som skal bestråles før behandlingen. Det er vanskelig å ta gode røntgenbilder på en lineærakselerator siden fotonenergien er høy, i megavoltområdet. Ved slike energier er Comptoneffekt den dominerende vekselvirkningen mellom fotoner og vev (se Figur 2.1). Comptoneffekt sprer fotonene i større grad enn fotoelektrisk effekt, og gir mindre kontrast.

En simulator er et røntgenapparat som er bygget opp og betjenes som en lineærakselerator. Fotonene har energier i kilovoltområdet, og vekselvirker med vevet primært via fotoelektrisk effekt (se Figur 2.1). Sannsynligheten for denne effekten er svært avhengig av atomnummeret, Z , og strålingen absorberes derfor i større grad i ben (høy Z) enn i bløtvev (omtrent vannekvivalent). På denne måten dannes kontrast i bildet og man oppnår god bildekvalitet.

2.3.5 Computer Tomografi – CT

Ved å benytte en Computer Tomograf kan man danne en tredimensjonal tetthetsmatrise av pasienten på bakgrunn av transversale snittbilder. Denne matrisen overføres til et doseplanleggingsprogram, og doser kan beregnes. Bruken av doseberegningsprogrammer har effektivisert doseberegningene og gjort dem mer eksakte enn ved manuell beregning.

En CT består av et røntgenrør som roteres kontinuerlig i en spiral rundt bordet pasienten er plassert på. Figur 2.11 viser et bilde av en CT med pasientbord.

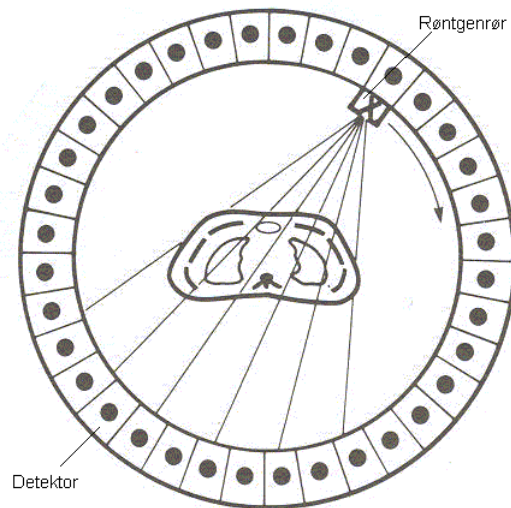


Figur 2. 11: Computer Tomograf [GE Healthcare 2004].

Røntgenrøret går i en sirkel inne i det ringformede gantryet på CT-en, mens pasienten blir ført gjennom gantryet ved bevegelse av behandlingsbordet. Detektorer er plassert i en ring i gantry. Røntgenstråling transmitteres gjennom pasienten og absorberes så av detektorer. Prinsippet illustreres i Figur 2.12. Når detektorene mottar strålingen danner de et elektrisk signal proporsjonalt med strålingens intensitet. Med utgangspunkt i denne informasjonen kan man regne seg tilbake til attenuasjonskoeffisienten i hvert bildeelement i snittbildet [Khan 1994]. Denne verdien representerer da også bildeintensitet gjennom størrelsen CT-tall [Sprawls 1987]:

$$CT - tall \equiv \frac{\mu_{\text{vev}} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000$$

hvor μ er attenuasjonskoeffisienten i et gitt materiale. CT-tallet kalles også Hounsfield-nummer (H) når det er normert slik at luft gir $H = -1000$ (svart i CT-bildet) og bein $H = 1000$ (hvitt). Hounsfieldnummeret til vann er definert til null.



Figur 2. 12: Enkel prinsippskisse av komponentene i et CT-gantry [Khan 1994]. Modifisert.

2.3.6 Doseplansystem

Dette kapittel er i hovedsak basert på manualen til doseplanprogrammet Oncentra Treatment Planning (OTP), særlig delene som omhandler doseberegningssystemene Pencil Beam (PB) og Collapsed Cone (CC) [Nordion 2003].

Et doseplansystem beregner dose til pasient ved et gitt feltoppsett. Dosen beregnes på bakgrunn av tetthetsmatrisen som dannes fra CT-bilder av pasienten. For doseberegningssystemet OTP er utgangspunktet for doseberegninger den totale energifluensen i strålen fra en behandlingsmaskin. Det vil si mengden strålingsenergi per areal som går gjennom et tverrsnitt av strålen. Det benyttede beregningssystemet modellerer energifluensen ut fra maskinens ved hjelp av en egen beregningsmodul. Andre doseberegningssystemer rekonstruerer energispekteret på bakgrunn av målte dybde-doser og tverrskann. Det finnes fire typer beregningsmodeller i kliniske doseplanleggingsprogrammer, disse er empiriske modeller basert på dybde-doser og tverrskann, Pencil Beam (PB), Collapsed Cone (CC) og Monte Carlo. Empiriske modeller er hovedsakelig erstattet av de tre andre beregningssystemene. De fleste doseberegningssystemer bruker Pencil Beam-modeller, mens de mest avanserte i tillegg har mulighet for beregninger med Collapsed Cone. I OTP er utledningen av fluensmatrisen for spredning av stråling i maskinen lik for begge algoritmer og de benytter samme eksponentialfunksjon for beregning av dosebidrag fra elektronkontaminering. Begge modulene beregner dosen ved å ta hensyn til forhold som

feltoppsettparametere, pasientanatomi og relativ energifluensfordeling. Algoritmene baserer seg på energiavsetningskjerner, med andre ord energiavsetning av sekundære partikler rundt punktet der primærfotonets vekselvirkning med materien finner sted. Blir pencilkjerner (som i PB) benyttet i stedet for punktkjerner (som i CC), forkortes beregningstiden. Samtidig mister man muligheten for å tetthetsskalere for laterale vevsinhomogeniteter, og variasjonen i spektralfordelingen av avsetningskjernen vil falle bort.

Pencil Beam

Pencil Beam gir kun en tynn, endimensjonal profil av dosen (et snitt), altså dårlig energifordeling. Algoritmen mestrer ikke beregning av spredt stråling ved inhomogeniteter i lateral retning [Knöös et al. 1995]. PB gir heller ingen variasjon i spektralfordelingen av energien i avsetningskjernen.

Polyenergetiske pencil beam-stråler kompiles fra en lineær kombinasjon av monoenergetiske pencil beams, generert i Monte Carlo [Knöös et al. 1994]. Fra dette blir et sett dybdedoser reproduert. Dosekjernene summeres langs en linje i fantomet, som gjør at dosefordelingen gis i en smal stråle (pencil beam). Denne pencil beam integreres over fantomets overflate og vektes slik at strålingsspekteret passer til analytiske funksjoner. I tredimensjonalt media vil doseberegningene være tilnærmede, basert på endimensjonal tetthetsskalering i forhold til mediet. PB har kun endimensjonal tetthetskorreksjon [Irvine et al. 2004], den tar kun hensyn til tetthetsforandringer langs den primære fotonretningen [Aspradakis et al. 2003]. Beregningene forutsetter også at fotonspredningen ikke varierer med dybden i mediet. PB modellerer ikke fordelingen av sekundærelektroner nøyaktig i områder med vevsheterogeniteter. Doser skaleres fra radiologisk dyp langs en strålelinje fra kilden til beregningspunktet. Effekter av side- og tilbakespredt stråling tas ikke med i beregningene.

Collapsed Cone

Collapsed Cone produserer en bedre energifordeling enn Pencil Beam. Energifordelingen kan illustreres som en ”dråpe”, eller et intensitetsspekter. Denne algoritmen er mer robust mot inhomogeniteter, og dermed bedre egnet til beregninger på spredt stråling.

CC benytter en fullstendig tredimensjonal tetthetsskalering for å modellere effektene av nærliggende heterogeniteter. Dette gir CC bedre nøyaktighet enn PB. Særlig gjelder dette i områder med vev med lav tetthet eller ved bratte dosegradienter. CC tar lateral energitransport med i beregningene. CC baseres på punkt-kjerne-konvoluering, en

superposisjonsmodell. En punktspredefunksjon deles i ujevnt fordelte angulære kjegler i romvinkelen. Flest kjegler er i fremoverretningen, siden det er fotonenes mest sannsynlige spredevinkel. Doseintegrasjonen foregår ved å anta at all energi frigjort inne i en kjegle vil transporteres kun langs kjeglens akse. For å dekke all frigitt energi må det være et tilstrekkelig antall kjeglesektorer med i beregningene til å dekke hele romvinkelen rundt det primære vekselvirkningspunktet. I heterogene media blir forandring i primær og spredt doseandel approksimert ved variasjonen i elektrontettheten mellom mediene.

Nøyaktigheten av CC-beregningene avhenger av oppløsningen til tetthetsmatrisen produsert fra CT-bilder av pasienten. Antall kjeglesektorer, og deres fordeling, rundt punktkjernene strålene spres fra har også betydning. Høyere oppløsning av tetthetsmatrisen gir mer nøyaktig dose, men også lengre beregningstid. Hvor nøyaktige beregninger man behøver må veies opp mot hvor lang tid man har til rådighet, og kompromiss må inngås. I OTP benyttes vanligvis en tetthetsmatrise med oppløsning på 0,5 cm eller høyere, og 106 kjeglesektorer.

Monte Carlo

Monte Carlo er en numerisk metode for beregning av utfall av stokastiske prosesser. Dette gjøres ved generering av tilfeldige tall. Til doseberegninger i Monte Carlo finnes blant annet programmet EGSnrc for Windows, som er et rent beregningsprogram. EGS står for Electron Gamma Shower. Programmet er utviklet ved Oak Ridge NL, Stanford University og National Research Council Canada (NRC) i Ottawa. Koden er skrevet i programmeringsspråket Fortran.

På forhånd kjenner programmet til sannsynlighetsfordelingen (tverrsnittet) for ulike vekselvirkninger. Brukeren definerer selv områder for doseberegning, strålingens type og energi, strålekildens geometri og antall fotonhistorier som skal beregnes. Beregningene gjennomføres med geometrioppsett bestemt av beregningsalgoritmen DOSRZ. Denne algoritmen foretar Monte Carlo-simulering med absorbatoren av sylindrisk geometri. Det finnes ferdigprogrammerte oppsett for typiske lineærakseleratorspektra og vanlige medier. Grundigere litteratur om programmet EGSnrc og bruksanvisning finnes på websidene gitt i følgende referanser: [Kawrakow 2003, Kawrakow og Rogers 2003].

Monte Carlo blir sett på som ”gullstandarden” når det gjelder doseberegninger. Fordi Monte Carlo krever mye tid og systemressurser for å gi tilstrekkelig nøyaktige beregninger blir algoritmen ikke brukt i særlig grad i klinikken. Dette er imidlertid ventet å endres i løpet av få år, med utvikling av stadig raskere datamaskiner.

2.4 Spredt stråling

Stråling vekselvirker både i behandlingsapparatet og i pasientens kropp. Når strålingen gjennomgår en vekselvirkning vil noe stråling absorberes og noe spres, strålingen forandrer retning og energi i forhold til den opprinnelige. Den spredte strålingen består av fotoner som har forandret retning på grunn av vekselvirkninger, for eksempel Comptoneffekt. Den kan også bestå av ladde partikler som elektroner, oppstått ved at fotonet vekselvirker med materie via prosessene fotoelektrisk effekt, Comptoneffekt eller pardannelse. Hvor stor andel av strålingen fra primærstrålen som spres, og i hvilken retning den spres avhenger av materialet strålingen vekselvirker med.

Utenfor primærfeltet vil all stråling være spredt stråling. Det finnes to komponenter av spredt stråling; maskinspredt og pasientspredt. Hvilken komponent som er størst vil variere avhengig av feltstørrelse og -oppsett, behandlingsapparat og energi. I følge litteraturen varierer andelen maskinspredt stråling for åpne felt fra 30 prosent 15 cm fra sentralaksen til 60 prosent 40 cm fra sentralaksen i et 4 MV 10×10 cm²-felt [Greene et al. 1983]. For et 8 MV 10×10 cm²-felt varierer den maskinspredte andelen fra 50 prosent 20 cm fra sentralaksen til 80 prosent 40 cm fra sentralaksen [Greene et al. 1983]. Det er vist at den maskinspredte andelen vil øke i forhold til den pasientspredte som funksjon av avstand mellom feltsenter og målepunkt [Kase et al. 1983] og energi [Sherazi og Kase 1985, van der Giessen 1994].

2.4.1 Maskinspredt stråling - utenfor feltet

Andel spredt stråling som har opphav fra vekselvirkninger med komponenter i hodet av behandlingsapparatet kalles med en samlebetegnelse for maskinspredt stråling. Både stråling som spres i utjevningfilteret, kollimatoren og i eventuelle absorbatoren som settes i strålefeltet tas med i beregningene. Spredt stråling fra utjevningfilteret er en av de viktigste kildene for spredt stråling i kliniske fotonstråler [Ahnesjö 1994].

2.4.2 Pasientspredt stråling - utenfor feltet

Pasientspredt stråling har opphav i at strålingen vekselvirker med vevet i pasientens kropp som ligger i strålefeltet. Mye av vevet i kroppen er tilnærmet vannekvivalent, og vil dermed spre strålingen omtrent slik vann gjør. Dette er grunnen til at man ofte lager fantomer av vann eller vannekvivalent materiale.

2.5 Fantom

Det er ofte vanskelig å måle stråledosen som absorberes i organer plassert midt inne i kroppen til en pasient. Plasseringen av stråledetektorer kan i slike tilfeller være komplisert. En trenger da en annen metode for å undersøke dosen, og i slike tilfeller benyttes ofte fantomer.

2.5.1 Vevs- og vannekvivalente fantomer

Fotonene som benyttes til strålebehandling ligger vanligvis i energiområdet 4 til 15 MeV. Det effektive atomnummeret for vann er $\bar{Z}_{eff} = 7,42$, som er det samme som for muskelvev [Khan 1994]. Comptoneffekt er den dominerende fotonvekselvirkning for energier mellom 0,05 og 20 MeV for vann (se Figur 2.1).

Vannfantom blir hyppig brukt når man skal måle stråledoser som er representative for menneskelig vev. Imidlertid er vannfantomer homogene og blir derfor aldri helt lik menneskelig vev. Vann er både rimelig og lett å få tak i og det har reproduserbare strålingsegenskaper. Identiske eksperimenter vil derfor enkelt kunne gjentas i forskjellige laboratorier.

Ved måling i vann kreves det vanntette detektorer. For også å kunne benytte ikke-vanntette detektorer, har man utviklet fantomer som er laget av plastliknende materialer, såkalt ”solid water”, en epoxy-resin-blanding [Khan 1994]. Man lager da hull i fantomene som måleinstrumentene kan plasseres i. Solid water fantomer har absorpsjonsegenskaper som tilsvarer vannets [Constantinou et al. 1982]. I Tabell 2.1 sammenlignes atomnummer og elektrontetthet for ulike fantommaterialer. Det finnes også fantomer som har et ytterskall av plastmateriale, for eksempel perspeks, med vann inni. I slike fantomer er det laget egne hylser i materialet der strålingsdetektorer kan plasseres uten at de kommer i kontakt med vann.

Materiale	Effektivt atomnummer, \bar{Z}_{eff}	Antall elektroner per gram, ρ_e / m	Massetetthet, ρ_m (g/cm ³)
Vann	7,42	$3,34 \cdot 10^{23}$	1,00
Solid water	-	$3,34 \cdot 10^{23}$	1,00
Muskelvev	7,42	$3,36 \cdot 10^{23}$	1,00
Fettvev	5,92	$3,48 \cdot 10^{23}$	0,916

Tabell 2. 1: Egenskapene til menneskelige vevstyper og fantommaterialer. Alle data hentet fra Khan [Khan 1994].

Effektivt atomnummer regnes ut fra likning 2.1.

$$\bar{Z}_{eff} = \left(\sum_i a_i \cdot Z_i^{2,94} \right)^{1/2,94} \quad (2.1)$$

hvor a_i er andel av de ulike elementer og Z_i atomnummeret til hvert element.

Elektrontettheten beregnes i likning 2.2.

$$\rho_e = \rho_m \cdot N_A \cdot \left(\frac{Z}{A} \right) \quad (2.2)$$

hvor ρ_m er massetettheten til materialet i g/cm^3 , N_A er Avogadros tall $6,023 \cdot 10^{23}$

og $\frac{Z}{A}$ hentes fra likning 2.3.

$$\frac{Z}{A} = \sum_i a_i \cdot \left(\frac{Z_i}{A_i} \right) \quad (2.3)$$

hvor a_i er vektfraksjonen av grunnstoff i , med atomnummer Z_i og atomvekt A_i .

Dose til et fantom kan finnes fra likning 2.4.

$$D_{fantom} = D_{vann} \cdot \frac{(\mu_{en} / \rho)_{fantom}}{(\mu_{en} / \rho)_{vann}} \quad (2.4)$$

hvor (μ_{en} / ρ) er masseenergiabsorpsjonskoeffisienten til materialet.

Den nødvendige betingelsen for vannekvivalens er at elektrontettheten, antall elektroner per kubikkcentimeter, er den samme som for vann. Ideelt sett, for at et fantommateriale skal være fullstendig vevs- eller vannekvivalent, bør det ha samme effektive atomnummer, samme antall elektroner per gram og samme massetetthet som vev eller vann. Hvis så er tilfelle, vil relativt forhold mellom masseabsorpsjonskoeffisientene, hentet fra likning 2.4

$\frac{(\mu_{en} / \rho)_{fantom}}{(\mu_{en} / \rho)_{vann}}$ være lik 1, og dosen blir lik for fantom og vann.

2.5.2 Antropomorft fantom - Aldersonfantom

Et antropomorft fantom er et fantom som ligner et gjennomsnittsmenneske i form og som har tetthetsvariasjoner som tilsvarer menneskelig anatomi

(antropomorf = menneskelignende). Fantomet er bygget opp av plastliknende materialer med ulik sammensetning ettersom hva slags organer eller vev materialet skal etterligne. Egenskapene til fantomet når det gjelder absorpsjon av stråling tilsvarer egenskapene hos et menneske. Et eksempel på et slikt antropomorft fantom for stråling er Alderson Rando fantom, illustrert i Figur 2.13.



Figur 2. 13: Aldersonfantom [Khan 1994].

Aldersonfantomet ble kommersielt tilgjengelig fra 1962. Dette fantomet simulerer kroppen, uten ekstremiteter, til en gjennomsnittlig voksen mann med høyde 175 cm og vekt 73,5 kg [Mazonakis et al. 2003]. Fantomet inneholder et naturlig menneskelig skjelett. Fantommaterialet som skal representere bløtvev støpes av et hardført plastmateriale basert på syntetisk isocyanatgummi. Materialet holder seg stabilt under de fleste miljøpåvirkninger. Det degenereres heller ikke av strålingseksponering, selv ved store doser. Det effektive atomnummer til det bløtvevsetterlignende materialet er 7,30 og tettheten er $0,985 \text{ g/cm}^3$. Fantomets lunger er laget av et materiale som har det samme effektive atomnummeret, men en tetthet på kun $0,30 \text{ g/cm}^3$ på grunn av et større relativt luftinnhold [Alderson et al. 1962].

Aldersonfantomet er delt opp i 2,5 cm tykke skiver transversalt, nummerert fra 0 (skallebasis) til 35 (lår). Skive 0 og 35 har avvikende tykkelse i forhold til de resterende skivene. Øverste skive, toppen av hodet, er 3 cm tykk. Nederste skive, øvre del av lårene, er 9 cm tykk. Hver av de regulære skivene har en matrise av huller med 3 cm mellomrom.

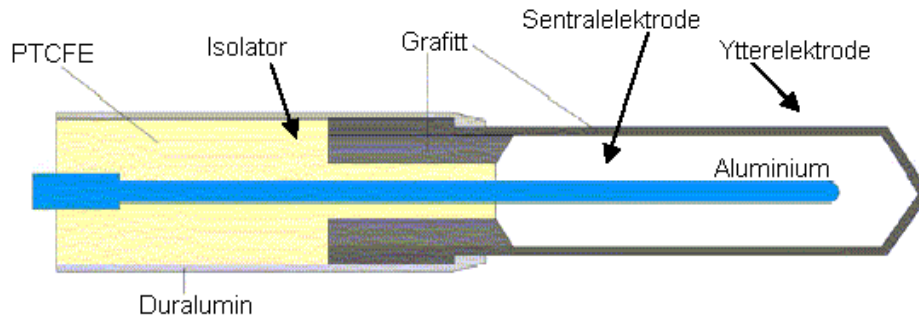
2.6 Dosimetre

2.6.1 Ionisasjonskamre

Ionisasjonskamre brukes til dosemålinger i vannfantomer. Kamrene må enten tåle vann, eller de må ha en kappe av et tynt, vannbestandig plastmateriale. Ved bestråling med ioniserende stråling frigjøres ladninger fra et materiale som opprinnelig var nøytralt. Fotonstråling vil frigjøre elektroner ved fotoelektrisk effekt, Comptoneffekt og pardannelse. Disse elektronene vil igjen kunne lage egne ionisasjonstier hvis de er energirike nok.

Ionisasjonskamre fanger opp ladningene som dannes av slike ionisasjoner innenfor kammerets oppsamlingsvolum. Oppsamlingsvolumet består av et spenningspotensial satt opp over ionisasjonskammeret. Ladningen avleses på et elektrometer, som er en ladningsmåler for små ladninger (fra nC og oppover). Dose beregnes på bakgrunn av ladning avlest fra elektrometeret.

Sylindriske ionisasjonskamre finnes i ulike typer. En mye brukt variant er Farmerkammeret, som har en kammervegg laget av ren grafitt, sentralelektrode av ren aluminium og et ioneopsamlingsvolum på $0,6 \text{ cm}^3$. Skjematisk skisse av Farmerkammerets oppbygning vises i Figur 2.14. Duralumin er en legering som består av aluminium, kobber, magnesium og mangan [Caplex 2004]. Polytriklorfluoretylen (PTCFE) er et polymerplastmateriale som fungerer som isolator [Aird og Farmer 1972].



Figur 2. 14: Oppbygningen av et Farmerkammer, forklares i teksten ovenfor. [IAEA 2003] Modifisert.

2.6.2 Dosimetriprotokollen TRS-398

For utregning av målt dose med ionisasjonskammer benyttes TRS-398, en dosimetriprotokoll utarbeidet av The International Atomic Energy Agency, IAEA [Andreo et al. 2001].

I følge denne protokollen beregnes dose til vann fra likning 2.5.

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \quad (2.5)$$

der $D_{w,Q}$ er dosen til vann ved gitt strålekvalitet, M_Q er den korrigerte målingen fra ionisasjonskammeret vist i likning 2.6, $N_{D,w}$ er kalibreringsfaktoren for ionisasjonskammeret ved gitt strålekvalitet i Gy/ μ C og k_Q er kvalitetsfaktor som korrigerer for forskjellen mellom strålekvaliteten som kammeret er kalibrert ved (vanligvis ^{60}Co) og gitt strålekvalitet.

I likning 2.6 finner vi den korrigerte ionisasjonskammermålingen, M_Q .

$$M_Q = M \cdot k_{p,T} \cdot k_S \cdot k_{fan} \cdot k_{pol} \quad (2.6)$$

der M er målt ladning i Coulomb, avlest fra elektrometer. $k_{p,T}$ er vist i likning 2.7 og k_{pol} i likning 2.8.

$k_{p,T}$ er korreksjonsfaktor for trykk og temperatur, finnes ved følgende likning:

$$k_{p,T} = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{273 + T}{273 + T_0} \quad (2.7)$$

der p_0 er referanseluftrykk, 101,33 kPa, p er trykk i måleøyeblikket, T_0 er referansetemperatur, 20 °C, og T er temperatur i måleøyeblikket.

k_S er korreksjonsfaktor for rekombinasjon av ionepar. Rekombinasjon fører til at ladningsoppsamlingen i kammeret blir ufullstendig, siden rekombinerte ionepar vil være nøytrale, og ikke blir detektert av ionisasjonskammeret.

k_{fan} er korreksjonsfaktor for plastmaterialene i fantomveggen og kammerhylsen, som brukes fordi plastens tetthet er høyere enn vannets.

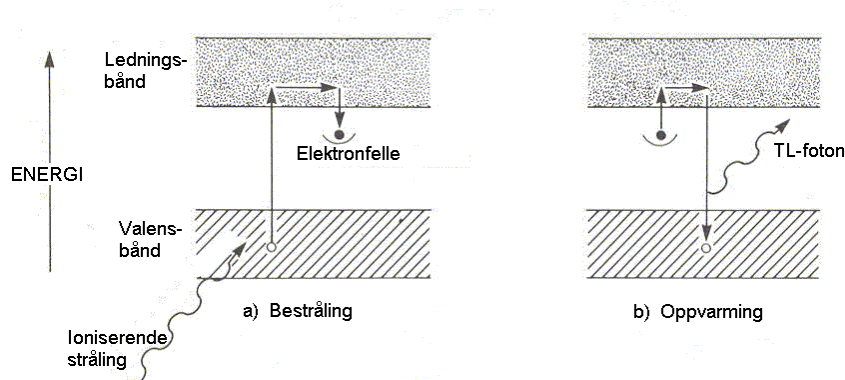
k_{pol} er korreksjonsfaktor for polaritetseffekt i kammeret ved forandring i polariteten på spenningen over kammeret. Finnes ved likningen:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.8)$$

der M_+ er måling med positiv polaritet på elektrometeret, M_- er måling med negativ polaritet på elektrometeret og M er måling med den elektrometerpolariteten som benyttes ved videre målinger.

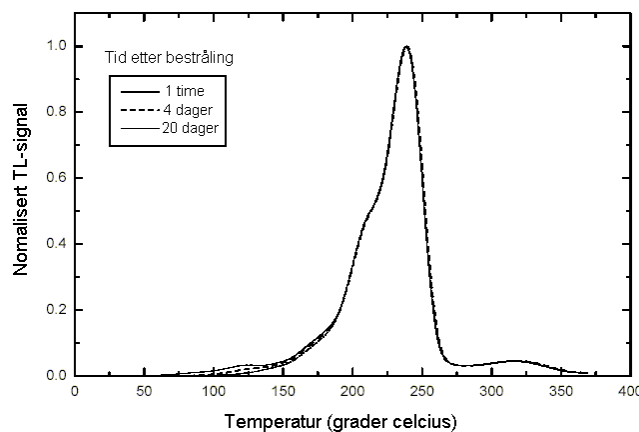
2.6.3 Termoluminescensdosimetre (TLD)

Termoluminescensdosimetre består av krystaller som kan lages av forskjellige materialer, som for eksempel er litiumfluorid (LiF), litiumborat ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$) og kalsiumfluorid (CaF_2). LiF er hyppigst benyttet. LiF har en tetthet på $2,64 \text{ g/cm}^3$ og et effektivt atomnummer på 8,2 [Khan 1994], som er i nærheten av atomnumrene for vev og vann; 7,42.



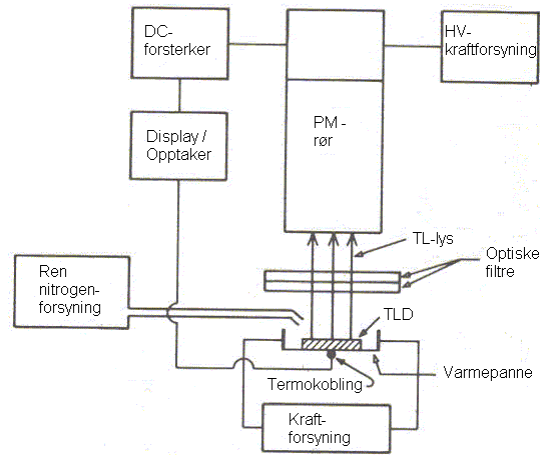
Figur 2. 15: Energinivådiagram som illustrerer termoluminescensprosessen [Khan 1994] Modifisert.

Ioniserende stråling kan eksitere elektroner fra valensbåndet til ledningsbåndet i krystallen. Derfra vil elektronene falle ned i en ”elektronfelle”, som kommer av urenheter i krystallens gitterstruktur. Elektronfeller er metastabile tilstander som mangler negative ladninger, fellene ligger i det forbudte området mellom valensbånd og ledningsbånd. Et eksitert elektron som befinner seg i ledningsbåndet kan migrere frem til det kommer til en slik felle og dermed fanges. Når man etter en stund tilfører elektronet energi ved å varme opp TLD-ene til 300 °C, frigjøres elektronet fra fellen det var fanget i (se energinivådiagram i Figur 2.15). Når dette skjer vil elektronet kunne rekombineres med hullet i valensbåndet som oppstod da elektronet ble eksitert. Ved rekombinasjonen sendes det ut et lysglimt, og mengden av lys som sendes ut i løpet av en viss tid vil være en funksjon av absorbert stråledose. En TLD-glødekurve (se Figur 2.16) vil fortelle om intensiteten av utsendt lys i forhold til tid eller temperatur. Lysmengden som sendes ut registreres av en fotomultiplikator i en TLD-utlesningsmaskin, illustrert i Figur 2.17.



Figur 2. 16: Typisk utglødningskurve for LiF-TLD-dosimeter [IAEA 2003]. Modifisert.

En TLD-krystall har elektronfeller ved forskjellige energinivåer i det forbudte området, og det sendes ut flere lysglimt ettersom temperaturen økes [Attix 1986]. Grunnen til at prosessen har fått navnet termoluminescens er at man må varme opp krystallen før henfall skjer og lysglimt produseres. Termo- er et prefiks for noe som har med temperatur eller varme å gjøre, og -luminescens betyr lysutsendelse [Dokumentasjonsprosjektet 1997].



Figur 2. 17: Skjematisk diagram av en TLD-utleser [Attix 1986] Modifisert.
PM-rør står for fotomultiplikatorrør.

3 Utstyr og metoder

Formålet med denne oppgaven er å kartlegge ovariedoser i ulike situasjoner der ovariene ligger utenfor strålefeltet, og å se på effekten av skjerming. Dosemålingene ble gjennomført både i et vannfantom og i et antropomorft fantom. Dette ble gjennomført ved å legge vekt på følgende tre hovedmål: I) Verifisere tidligere gjennomførte målinger ved bruk av nye maskiner, II) Undersøke andelen maskinspredt stråling og dermed bestemme potensialet for skjerming av ovariedose og III) Bestemme dosen i ovarieposisjon for klinisk relevante situasjoner, både for enkle felt og hele behandlingsoppsett, der skjerming gjennomføres for noen av bestrålingene.

Tidligere målinger av ovariedoser som funksjon av avstand til feltgrensen ble gjennomført i et vannfantom [Nilsen 1974]. Det ble i denne oppgaven valgt å gjennomføre målingene i et antropomorft fantom, som i større grad ligner på menneskekroppen.

For å undersøke skjermingspotensialet ble den maskinspredte og fantomspredte (pasientspredte) komponenten av dosen kartlagt. Målingene ble foretatt med ionisasjonskammer i et vannfantom og med TLD i et solid water-fantom. Målingene i solid water ble utført for å undersøke eventuelle forskjeller i doser bestemt med ionisasjonskammer og TLD. Det ble i tillegg gjennomført målinger av doseandelen som kan skjermes bort ved bruk av blyskjerm over ovarienes posisjon, både for vannfantom, solid water og Aldersonfantom.

For klinisk relevante situasjoner ble det benyttet både enkle, rektangulære felt for å oppnå generaliserbare målinger, samt felt som brukes i kliniske behandlingsoppsett. Til undersøkelse av enkle felt ble hovedsakelig Aldersonfantomet benyttet, men noen av målingene ble også foretatt i vannfantom, for å gi sammenligningsgrunnlag for målingene fra Aldersonfantomet. De direkte klinisk relevante behandlingseksemplene ble valgt på bakgrunn av Kreftregisterets statistikk over aldersfordeling for ulike krefttyper [Kreftregisteret et al. 2004]. Situasjoner hvor man behandler kvinner i fertil alder med kurativt siktemål eller lang forventet overlevelse er de mest aktuelle. Eksempler på slike

krefttyper er kreft i hjerne og sentralnervesystem (CNS) og Hodgkins lymfom (kreft i lymfeknuder). Kreft i sentralnervesystemet rammer ofte barn og er den vanligste krefttypen hos jenter i alderen 0 til 14 år. Over en tredjedel av de kreftrammede i aldersgruppen har denne diagnosen [Kreftregisteret et al. 2004]. Feltoppsett for de kliniske målingene på Aldersonfantomet er basert på retningslinjer gitt i metodehåndboka på DNR [DNR 2003]. I tillegg ble en trefelts thoraxbehandling valgt, dette er en behandlingsform med små behandlingsfelt der bestrålingen foregår midt i brystet, og strålene faller inn fra flere retninger. Feltoppsettet var ikke direkte tilpasset noen aktuell diagnose, men var likevel interessant, fordi det var et trefeltsoppsett bestrålt i brystregionen. Alle disse bestrålingene har blitt gjennomført med Aldersonfantomet.

3.1 Dosimetri

3.1.1 Ionisasjonskammer

Ionisasjonskamre ble benyttet til målinger i vannfantom. Vannfantomet som ble anvendt i denne oppgaven har en egen kavitet med plass til et ionisasjonskammer. Målingene ble utført med DNRs ionisasjonskammer nummer 24. Kammeret er et Farmerkammer produsert av Scanditronix Wellhöfer, og har typebetegnelsen FC65-G (502). Kammerfaktoren var: $N_{D,W} = 48,2 \text{ Gy}/\mu\text{C}$, ved siste kalibrering (26.3.2004.) Build-up-kappen ble fjernet ved måling i fantom. For kamrene på DNR blir en fast rekombinasjonskorreksjon, k_s , på 1,005 benyttet. k_{fant} er for vannfantomet 1,002 (se kapittel 3.2.1). De andre korreksjonsfaktorene i ligning 2.6, $k_{p,T}$ og k_{pol} finnes ved målinger som foretas med ionisasjonskammeret før virkelige dosemålinger gjennomføres.

Ionisasjonskammeret ble koblet til et elektrometer, for avlesning av ladningsproduksjonen i kammeret. Hovedsakelig ble elektrometeret Janus AC (DNR 00435) benyttet. Det er produsert av Precitron AB (Uppsala, Sverige), og er av modell A, med serienummer 603.

Dose til fantomet ble beregnet ved hjelp av dosimetriprotokollen TRS-398, som gjelder for beregninger av absorbert dose til vann [Andreo et al. 2001]. Dosen $D_{w,Q}$ måtte korrigeres for energier som avvek fra ^{60}Co , som var referanseenergien. Ionisasjonskamrene blir kalibrert ved referanseenergi. Strålingskvalitetsfaktoren, k_Q ble funnet på bakgrunn av TPR_{20,10}. TPR står for Tissue-phantom ratio, og gis ved formelen [Khan 1994]:

$$TPR_{20,10} = \frac{Dose_{20cm_dyp}}{Dose_{10cm_dyp}}$$

TPR gir et mål på strålingens evne til å trenge gjennom vann, og er dermed et mål på strålingskvaliteten. Oversikt over strålingskvalitetsfaktorer for energier som benyttes til behandling ved DNR finnes i Tabell 3.1.

Strålekvalitet	TPR _{20,10}	k _Q
R-5 MV	0,635	0,997
R-6 MV	0,675	0,994
R-10 MV	0,745	0,985
R-15 MV	0,765	0,98

Tabell 3. 1: Strålingskvalitetsdata for energier benyttet i klinikken på DNR (fra dokumentet "Dosimetri på behandlingsapparatene", DNR).

Verdiene for strålingsvektfaktorer gjelder i strålefeltet. Energisammensetningen i den spredte strålingen er ikke kjent, men det er sannsynlig at energispekteret til spredt stråling avviker fra spekteret i strålefeltet. Bruken av disse kan derfor gi usikkerheter i målingene. Dette kan illustreres gjennom et eksempel: Hvis vi i utgangspunktet har et 15 MV-spekter og den spredte strålingen ender opp med energi som tilsvarer et 6 MV-spekter vil feil i utregnet dose bli på 1,4 %. Hvis den spredte strålingen avviker mer fra de normale spektrene i feltet, kan dette gi en feilkilde i dosen på flere prosent.

3.1.2 Termoluminescensdosimetre

Termoluminescensdosimetre ble benyttet til målinger i Aldersonfantom og i solid water. TLD består av små krystaller som får plass i hull i Aldersonfantomets skiver, og målingene kan derfor gjennomføres uten å modifisere Aldersonfantomet. TLD-ene som ble benyttet i denne oppgaven var TLD-100 (LiF). Ribbons (chips) ble benyttet til dosemålinger i ovarieposisjon, altså utenfor strålefeltet, og staver (rods) til doser i feltsenter. Ribbons er mer strålefølsomme enn staver, og eger seg best til målinger utenfor strålefeltet der dosene er lave. Størrelsen på en ribbons er $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$. Figur 3.1 viser TLD-ribbons i forhold til en vanlig fyrstikk. Størrelsen på en TLD-stav er $6 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$.



Figur 3. 1: Illustrasjon av størrelsen på TLD-ribbons [Friberg 2003].

Forutglødning

TLD-ene ble forutglødet før avlesning. Dette foregikk ved at de ble plassert på en metallplate i en ovn. Ovnene var av typen PTW – TLDO, produsert av Harshaw Bicon i 1995. Der ble de varmet opp til 100 °C, en temperatur som var konstant i 10 minutter. Deretter ble TLD-ene nedkjølt ved 45 °C i 5 minutter. Ved å forvarme dosimetrene til 100 °C ble lavtemperaturtoppene i utglødningskurven fjernet. Fordi de er ustabile er det nyttig å fjerne disse toppene. Elektronene som finnes i ustabile feller vil lett kunne henfalle (signalet fader ut) mellom bestråling og avlesning av TLD-en. Ved å fjerne disse unngår man forskjell i dose mellom to dosimetre som har ulik lagringstid før avlesning. TLD-ene ble lagret i kjøleskap mellom bestråling og avlesning. Slik ble termisk henfall av elektroner før forutglødning minimalisert.

Avlesning

Avlesning av TLD ble gjort i en TLD-utlesningsmaskin av merket Harshaw TLD 5500 Automatic TLD reader, med interntypebetegnelse DNR 02567. Maskinen er produsert av Bicon Radiation Measurement Products. Til utlesningen ble programmet *Lesdosimetre* benyttet. Parameterne som ble satt opp i programmet ved avlesning gis i appendiks A.

TLD-leseren benytter N₂-gass for å holde temperaturen i hovedkammeret i maskinen lav for å hindre fading av signal før avlesning. Hver TLD ble varmet opp etter tur. Det utsendte lyset ble registrert av utlesningsmaskinen. Signalet ble lest av som ladning. Dosen ble beregnet av programmet *BeregnavTLD* fra ladningen og kalibreringsfaktorer som ble matet inn i programmet. Begge de nevnte dataprogrammene er de samme som benyttes til utlesning av pasientdosemålinger i klinikken ved DNR.

Annealing

Mellom hver gang TLD-ene ble benyttet måtte de anneales, etterutglødes, for å fjerne spor av gjenværende termoluminescenssignal fra tidligere bestrålinger. Annealing foregikk ved å

utgløde ved 400 °C i en time, 100 °C i to timer og så ned til 45 °C i fem minutter. Ni ribbons ble så bestrålt med kjent dose (500 mGy fra ⁶⁰Co-kilde), og kalibrert. Data for disse ble matet inn i TLD-beregningsprogrammet, og ga bakgrunn for kalibreringsfaktor.

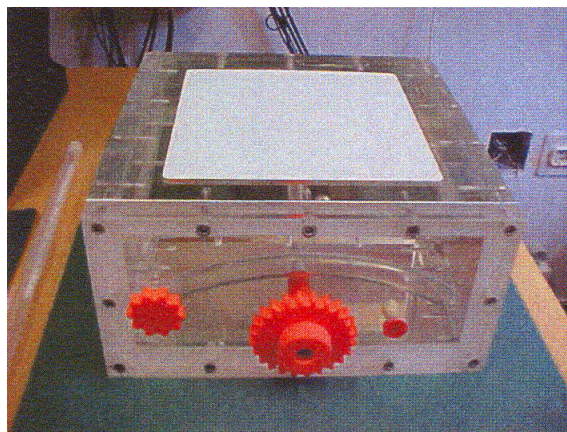
Usikkerhet

Avviket mellom målt dose og den kjente dosen benyttet ved kalibrering angir intern usikkerhet i TLD-ene. TLD-er brukt i denne oppgaven er de samme som benyttes i klinikken. Usikkerheten var ikke større enn det som kunne godtas ved måling av pasientdoser i klinikken. Normalt blir usikkerheter mindre enn 5 % akseptert i klinikken. Men fordi usikkerheten beregnes ut fra et lite utvalg av dosimetre, kan den virkelige usikkerheten avvike fra den beregnede verdi. I tillegg er kalibreringsdosen stor i forhold til de målte dosene. TLD-målingene ble ikke korrigert for at energispekteret i måleposisjonen kunne avvike fra spekteret i strålefeltet. Det er mulig at feil i TLD-måling kan estimeres ved å sammenligne masseabsorpsjonskoeffisienter for ulike fotonenergier.

3.2 Fantomer

3.2.1 Vannfantomet

Ved ionisasjonskammermålinger ble det benyttet et standard kalibreringsvannfantom for rutinemessige fotonmålinger [Bjerke 2003]. Dette har et volum på 30×30×15 cm³. Det er et forseglet fantom, med plastvegger utenpå og vann inni. En hylse i 10 cm dyp på den ene siden av fantomet (se Figur 3.2) har plass til et ionisasjonskammer. Hylsen har en tykkelse på 0,6 mm og er laget av perspex. Målepunktet ligger i sentrum av fantomet i dette dypet.



Figur 3. 2: Kalibreringsvannfantomet [Bjerke 2003].

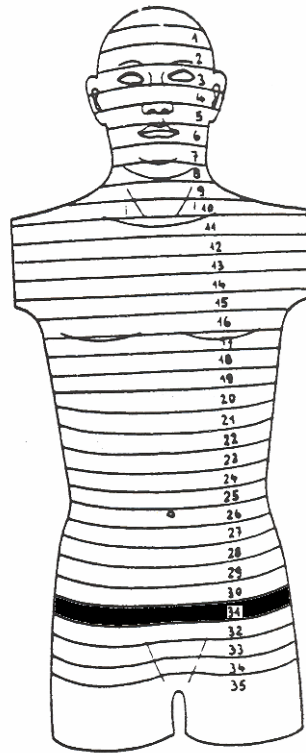
Vannfantomet ble brukt for å sjekke kalibreringsfaktoren, det vil si at 130 MU ga 1 Gy i 10 cm dyp ved SSD = 90 cm for et 10×10 cm²-felt, før hver måling ble gjennomført. Dette ble gjort uavhengig av om vannfantom eller Aldersonfantom skulle brukes til videre målinger. I beregninger av dose benyttes korreksjonsfaktoren $k_{\text{fant}} = 1,002$, som korrigerer for plast i stedet for vann i veggene, og for posisjonen til kammerhylsen. Verdien for k_{fant} ble funnet i doseberegninginstrukser på DNRs intranett. Ved målinger utført i vannfantom benyttes SSD = 100 cm dersom ikke annet er nevnt. SAD blir dermed 110 cm.

3.2.2 Aldersonfantomet

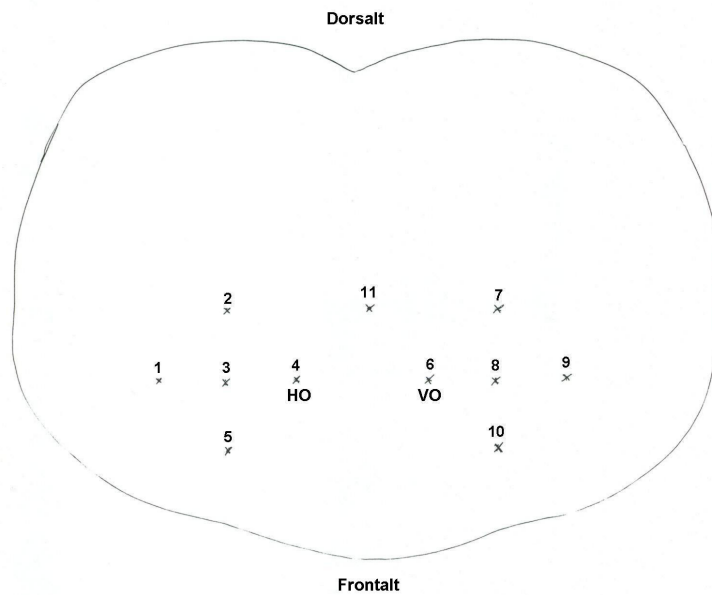
For målinger med TLD ble et antropomorft fantom av typen Alderson Rando-fantom benyttet. Dette var kommersielt tilgjengelig fra Alderson Research Labs., Stanford, CA, USA, og har serienummer 188. Fantomet er 1 m høyt, har en skulderbredde på 39 cm og skuldertykkelse på 20 cm. I mageregionen er fantomet 25 cm bredt og 17 cm tykt.

Skivene i Aldersonfantomet blir holdt samlet ved at de plasseres mellom to treplater, som er festet til hverandre med nylontau. Dette hindrer forskyvning platene imellom. Dermed ble oppleggingen av fantomet på behandlingsbordet reproducerbar mellom hver bestråling. Fantomet ble plassert på behandlingsbordet, CT eller simulatoren som om den hadde vært en pasient. Det ble ikke benyttet puter eller annet fikseringsutstyr.

Etter råd fra gynekolog på DNR og studier av bildesnitt fra kvinnelig bekkenområde i boken ”Basic Atlas of sectional anatomy” [Bo et al. 1990], ble det bestemt at skive 31 i fantomet best ville representere ovarienes posisjon (se Figur 3.3). Tegning av skiven i Figur 3.4 viser målepunktene plassering i denne skiven. Punktene 1-5 og 6-10 representerer henholdsvis høyre og venstre ovarie. Punkt 11 er midtpunktet i ovarieskiven. For enkelte måleoppsett ble også dosen på fronten av skive 31 målt, svarende til pasientens hud. TLD-er ble da lagt i plastremser teipet fast medialt på fronten av skiven.



Figur 3. 3: Skjematisk tegning av Aldersonfantom. Skive for ovarieposisjon er skravert. [Schmidt 1999] Modifisert.



Figur 3. 4: Tegning av skive 31 i Alderson. Nummererte kryss tilsvarer punktene benyttet til måling. Skiven vises ovenfra. HO står for høyre ovarie og VO står for venstre ovarie.

Siden det var nødvendig å bruke TLD-ribbons måtte det lages spesialtilpassede propper til hullene som fantes i Aldersonfantomets skiver. Proppene hadde en diameter på 5 mm og var 12,45 mm høye. Det kunne plasseres to slike propper og en TLD-ribbon mellom disse i hvert hull. Dermed ble TLD-en holdt på plass i midten av skiven. Benyttede propper ble fabrikkert på instrumentverkstedet ved DNR. Deres egenskaper tilsvarte voksproppene som opprinnelig var i hullene i fantomet. Proppene ble tilvirket av plastmaterialet PEEK, polyetereterketon, et polymerplastmateriale som tåler store stråledoser over lengre tid uten å endres [Vink Plast AS 2004].

Ved måling i Aldersonfantom var $SSD = 88,5$ cm hvis ikke annet nevnes. SAD ble dermed 100 cm i isosenter. I ovarieposisjon var SAD mellom 90 og 100 cm, siden målepunktene i fantomet ligger i ulike dyp. Punktene 2, 7 og 11 ligger i 11,5 cm dyp i forhold til fronten av skiven. Mens punktene 1, 3, 4, 6, 8 og 9 er plassert i 8 cm dyp. Punkt 5 og 10 befinner seg i 5 cm dyp. Valg av antallet målepunkter som skulle benyttes for hver bestråling ble tatt på bakgrunn av antall tilgjengelige TLD-er og antall bestrålinger som skulle gjennomføres i en måleserie. Det ble for eksempel kun målt i punktene 4 og 6 ved avstandsavhengige målinger, fordi det da skulle bestråles med flere avstander til nedre feltgrense. Det er punktene 4 og 6 som i følge Bo et al. var representative for henholdsvis høyre og venstre ovarie [Bo et al. 1990]. Dermed ville man kun få målt noen få ulike avstander dersom dosen i alle 11 punkter skulle måles. Mellom 60 og 80 TLD-er var tilgjengelige for hver måleserie som skulle utføres. For noen målinger ble det valgt å måle i punktene 4, 6 og 11, for å få representert de to ovarieposisjoner i tillegg til senteret av ovarieskiven. Dermed får man et grunnlag for å regne ut den gjennomsnittlige dosen til hele ovarieskiven. Dosene målt med TLD i ovarieskiven vil være punktestimater av dosen, midt i skiven.

3.3 Bestrålingsutstyr

3.3.1 Behandlingsmaskiner - lineærakseleratorer

Bestrålingsapparatene var av typen Varian Clinac. Maskinen på Strålebehandling 6 (SB6) ved DNR er en Clinac 2100C med mulighet for bestråling med både 6 MV og 15 MV fotoner. Behandlingsbordet har et bevegelig bånd som pasienten ligger på.

Mangebladskollimatoren i behandlingsapparatet på SB6 er en Millennium MLC, som består

av 80 blader, 40 på hver side av feltsenteret. MLC-bladene kan beveges i x-planen av strålefeltet. Kollimatoren roteres 90° hvis man ønsker å bevege bladene i pasientens y-plan.

Strålebehandling 9, en Clinac 600CD, har fotonenergi 6 MV. Strålebehandling 11, en Clinac 600C, sender ut fotoner med 5 MV energi. Samtlige bestrålinger ble foretatt på Strålebehandling 6, med følgende unntak: Bestrålinger med 5 MV fotoner ble gjennomført på Strålebehandling 11, og undersøkelse av doseresponsen i ionisasjonskammer som ble utført på Strålebehandling 9.

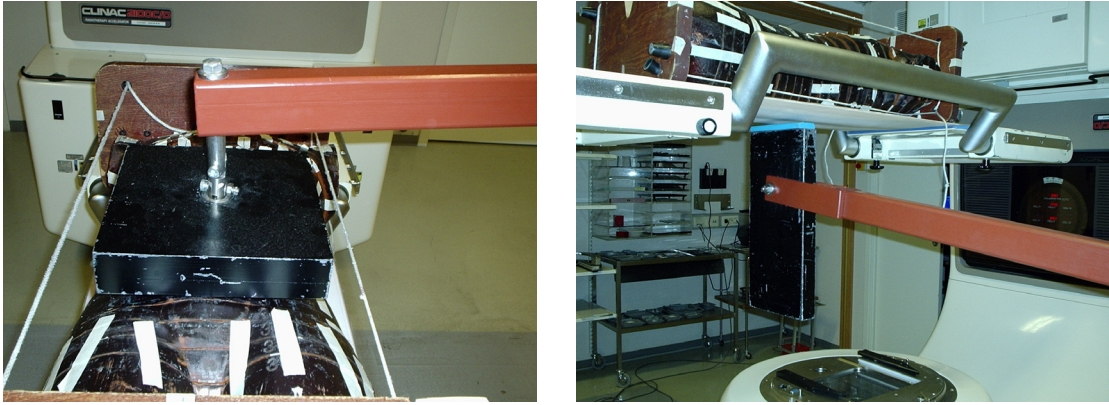
3.3.2 Gonadeskjerm

Figur 3.5 viser den røde ”dinosaurusen”, gonadeskjermen som ble benyttet i denne oppgaven. Denne består av en overbordsskjerm som ligger horisontalt og en underbordsskjerm som står vertikalt. Disse er festet til hver sin ende av et stativ på hjul (se Figur 3.5).

Overbordsskjermen består av en blykloss på $5 \times 23 \times 23 \text{ cm}^3$. Underbordsskjermen består av en blykloss på $44 \times 4 \times 20 \text{ cm}^3$. Både overbord- og underbordsskjerming illustreres i Figur 3.6.



Figur 3. 5: Gonadeskjerming ved behandling på lineærakselerator.



Figur 3. 6: Overbordsskjerming til venstre, underbordsskjerming til høyre (ved kappefeltbestråling).

Halvverdilaget for MV-fotoner i bly er rundt 1 cm [Khan 1994]. Etter å ha passert gjennom 5 cm bly skal kun 3 % av fotonstrålens opprinnelige intensitet være tilbake. Gonadeskjermen absorberer størstedelen av den maskinspredte strålingen som ellers ville nådd frem til ovariene. Oppsetting av gonadeskjerm i forhold til fantomet ble valgt i samsvar med instruksjer i DNRs metodebok [DNR 2003] og etter å ha studert notater av Jetne [Jetne 1974a, 1974b og 1975]. Gonadeskjermen plasseres noen centimeter fra eller inntil nedre feltgrense ved bestråling. Gonadeskjermen ble benyttet både til vannfantommålinger og til målinger i Aldersonfantom. Skjermen ligger i begge tilfeller tett inntil overflaten av fantomet, men Aldersonfantomets uregelmessige form gjør at skjermen ligger litt høyere i forhold til overflaten for Aldersonfantomet enn for vannfantomet.

3.4 Målekonfigurasjoner

Følgende ble kartlagt i denne oppgaven:

- Maskinspredt og fantomspredd andel av ovariedosen. Målingene ble utført i både vannfantom og solid water-fantom. (Disse målingene hører inn under hovedmål II fra kapittel 3)
- Effekten av gonadeskjerming ved kvadratiske felt ble undersøkt. Dette ble gjennomført både for vannfantom, solid water-fantom og antropomorft fantom. (Disse målingene hører inn under hovedmål II.)

- Variasjon av ovariedosen som funksjon av avstand til nedre feltgrense ble målt for kvadratiske strålefelt. Dette ble gjort i antropomorft fantom. (Målingene hører inn under hovedmål I, og skal sammenlignes med tidligere utførte målinger av ovariedose.)
- Effekt av dynamisk kile på ovariedosen. Målingene ble foretatt for kile i ulike orienteringer, med ulike kilevinkler og med målepunkt i ulike avstander fra nedre feltgrense. Dette ble gjennomført både i vannfantom og antropomorft fantom. (Disse målingene tilhører hovedmål III.)
- Det ble undersøkt om MLC-feltforming har betydning for dosen til ovariene i forhold til feltforming med sekundærkollimatorene. Målingene ble gjennomført i et antropomorft fantom. (Målingene hører til hovedmål III.)
- Ovariedosen ble undersøkt ved følgende kliniske behandlingsoppsett, som alle ble gjennomført i det antropomorfe fantomet (der alle målingene hører inn under hovedmål III):
 - CNS-bestråling: Det ble gjennomført bestråling av medullafelt og hjernefelt, ovariedose ble målt.
 - Lymfombestråling: Kappefelt ble benyttet til bestråling. Dette ble gjennomført med og uten MLC-blokkering av lunger, med og uten gonadeskjerm.
 - Thoraxbestråling: Det ble foretatt bestråling med et 3-feltsoppsett i lungeregionen.

3.5 Gjennomføring av dosemålinger

For alle bestrålingsoppsett ble dosen i feltsenter (SS) målt i tillegg til ovariedosen. Både SS-dosen og ovariedosen måles ved bestråling med like mange monitorenheter, MU. SS-dosen benyttes som referansedose ved utregning av relativ ovariedose. Måling av SS-dose foregår i senter av strålefeltet, i om lag 10 cm dyp i Aldersonfantom og 10 cm dyp i vannfantom og solid water.

3.5.1 Måling av maskinspredt og fantomspredd stråling

I vannfantom

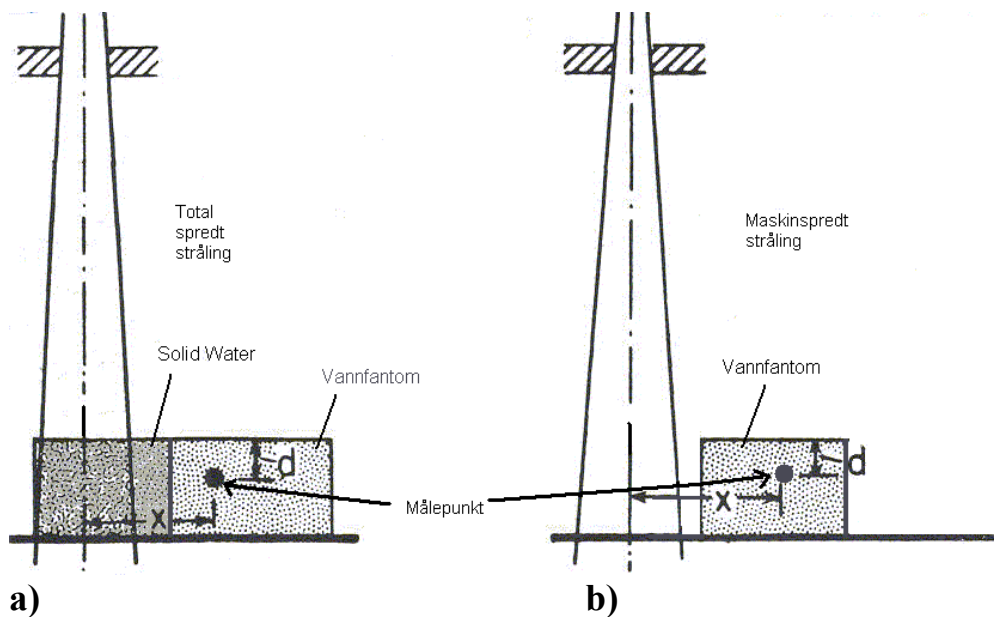
Dosen fra maskinspredt stråling kan finnes ved å måle dose i et fantom som ligger fullstendig utenfor primærstrålen. Dette illustreres i Figur 3.7 b). Maskinspredt andel av stråledose i forhold til total dose i ovarieposisjon finnes fra likning 3.1

$$Doseandel_{maskin} = D_{uFantom} / D_{mFantom} \quad (3.1)$$

$D_{uFantom}$ er dose målt i vannfantom i ovarieposisjon, 30 cm fra feltsenter i 10 cm dyp, uten at det lå fantom i strålefeltet, oppsett for dette illustreres i Figur 3.7 b). Dette gir et mål på stråling som er spredt i maskinens komponenter eller i luften mellom gantry og fantom.

$D_{mFantom}$ er dose målt i vannfantom i samme avstand fra feltsenter som for $D_{uFantom}$, men i dette tilfellet lå et solid water-fantom i strålefeltet, oppsettet illustreres i Figur 3.7 a).

$D_{mFantom}$ gir et mål på den totale spredte stråling, som vil si all stråling som absorberes i punktet utenfor feltet. Solid water-fantomet lå tett inntil vannfantomet som målingene ble foretatt i. Punktet man måler i skal i begge tilfeller ligge i samme posisjon i forhold til primærstrålen. Avstandene x og d i Figur 3.7 er altså uforandret mellom de to måleoppsettene a) og b). $x = 30$ cm og $d = 10$ cm. Avstand fra nedre feltgrense til kanten på vannfantomet er 10 eller 4,5 cm for henholdsvis 10×10 og 20×20 cm²-felt.



Figur 3. 7: Oppsett for måling av a) total spredt stråling og b) maskinspredt stråling. Basert på Kase et al. [Kase et al. 1983]

For å finne den relative ovariedosen ble det også gjennomført målinger av dose i feltsenter (SS). Disse målingene ble utført med ionisasjonskammer i vannfantom. Før målingene utenfor feltet (se ovenfor) skulle gjennomføres ble bordet beveget, slik at målepunktet lå 30 cm fra SS i de påfølgende målingene.

Den fantomsprede eller pasientsprede dosen i et punkt utenfor feltet finnes ved å trekke den maskinsprede komponenten av dosen fra den totale dosen i ønsket punkt i fantomet, se ligning 3.2.

$$D_{\text{fantomsprede}} = D_{\text{mFantom}} - D_{\text{uFantom}} \quad (3.2)$$

Målingene av maskinsprede og fantomsprede dose ble gjennomført for fotonenergiene 6 MV og 15 MV, med 1000 MU.

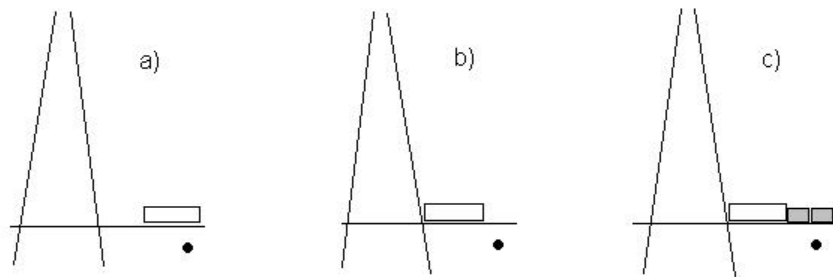
Solid water-fantom

For målinger av maskinsprede stråling i solid water-fantom ble tilsvarende oppsett som for vannfantom benyttet. Forskjellen bestod i at solid water-fantomet lå utenfor feltet og inneholdt målepunktet. Målepunktet befant seg midt i et hull boret i sentrum av fantomet; dette var fylt med en vannekvivalent gelé. TLD-ribbons lå under denne gelen, i en forseglet plastremse. Målinger av SS-dose ble også for dette måleoppsettet gjennomført med ionisasjonskammer i vannfantom. Målingene ble utført fem ganger for hver feltstørrelse.

3.5.2 Effekt av gonadeskjerming

For å undersøke effekten av skjerming ble det foretatt bestrålinger i vannfantom og i solid water under samme betingelser som nevnt for måling av maskinsprede andel, men med gonadeskjerm noen centimeter fra caudale feltgrense, over målefantomet (a). Målingene ble foretatt med feltstørrelsene $10 \times 10 \text{ cm}^2$ og $20 \times 20 \text{ cm}^2$, med målepunkt 30 cm fra SS. Det ble også gjennomført en bestråling i vannfantom for feltstørrelse $10 \times 10 \text{ cm}^2$ med gonadeskjermen helt inntil feltgrensen (b) og en bestråling med løse blyblokker på fantomet (c), caudalt for gonadeskjermen (som lå tett inntil nedre feltgrense). Grunnen til at

bestrålingen med de løse blyblokkene i tillegg til gonadeskjermen kun ble foretatt for feltstørrelsen $10 \times 10 \text{ cm}^2$ var at ved $20 \times 20 \text{ cm}^2$ dekker gonadeskjermen over målepunktet. Blyskjermen ligger lenger fra feltcenter for det største feltet, fordi feltgrensen er lengre unna feltcenteret. De ulike skjermoppsett illustreres i Figur 3.8.



Figur 3. 8: Tre ulike plasseringer av gonadeskjerm. I a) dekker skjermen ovariene, men ligger noen cm fra feltgrensen. I b) ligger skjermen inntil feltgrensen, men dekker ikke ovariene. I c) ligger skjermen inntil feltgrensen, og løse blyblokker er plassert over ovariene.

Målinger for å finne andelen av den totale ovariedosen som skjermes bort ved bruk av gonadeskjerm ble også foretatt i Aldersonfantom. Undersøkelsene ble gjennomført ved feltstørrelsene $10 \times 10 \text{ cm}^2$ og $20 \times 20 \text{ cm}^2$. For $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -feltet ble målinger gjennomført med feltcenter 15 og 30 cm cranielt for ovarieskiven. For $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt lå feltcenter 30 cm fra ovarieskiven. Bestrålingene ble utført med fotonenergiene 6 og 15 MV, og 1000 MU. Målingene fremstilles som gjennomsnittet av dosen til punktene 4, 6 og 11 i fantomets skive 31. SS-dose i Aldersonfantom ble målt i senteret av fantomskiven som lå i feltcenteret, i 10 cm dyp.

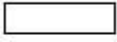

3.5.3 Betydning av avstand fra nedre feltgrense

Dosenes variasjon med avstand til nedre feltgrense ble målt i Aldersonfantom for feltstørrelsene $10 \times 10 \text{ cm}^2$ og $20 \times 20 \text{ cm}^2$, med fotonenergiene 5, 6 og 15 MV og 200 MU. Feltene ble sendt inn frontalt på Aldersonfantomets medialakse. Dosene ble målt i punktene 4 og 6 i Aldersonfantomets skive 31. For å undersøke om dosene i de to andre fantomtypene ligger i nærheten av dosene til Aldersonfantomet ble i tillegg en måling gjennomført i vannfantom og en i solid water. Disse ble sammenlignet med Aldersondosene for energiene 6 og 15 MV.

3.5.4 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen

Dosemålinger ble foretatt ved bestråling med dynamisk kile i feltet både i vannfantom og i Aldersonfantom.

I vannfantom ble dynamisk kile med vinkel 45° benyttet. De ulike kileorienteringene listes opp i Tabell 3.2, sammen med tilhørende plassering av kilens tykke ende (det samme vises på doseplanbilder av Aldersonfantomet, i Figur 3.9 og 3.10). Feltstørrelsen var $10 \times 10 \text{ cm}^2$, ovariedose ble målt 30 cm fra feltsenter, relativt til dosen i feltsenter. Fotonene hadde energien 6 MV, og 1000 MU. Målingene sammenlignes med relative doser i 30 cm avstand uten kile i feltet. Dosene uten kile i feltet er hentet fra $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -feltet i målinger fra kapittel 3.5.1.

Kileorientering	Kollimatorvinkel ($^\circ$)	Plassering av kilens tykke ende	Symbol for kileretning
Y1 – IN	0	caudalt	
	90	mot venstre side av fantom	
Y2 – OUT	0	cranielt	
	90	mot høyre side av fantom	

Tabell 3. 2: Plassering av kilens tykke ende i forhold til fantomet.

For målinger utført i Aldersonfantom var oppsettet tilsvarende som for vannfantom.

Ovariedose tas som gjennomsnittet av dosene i punktene 4 og 6 i Aldersonfantomets skive 31. Ulike kileorienteringer i forhold til fantomet illustreres i Figur 3.9 og 3.10.

I Aldersonfantomet ble i tillegg dosen til ovariene ved to ulike kilevinkler målt, 15° og 45° . Dette ble gjort for fotonenergien 6 MV, med 200 MU og med nedre feltgrense 3, 10 og 20 cm cranielt for ovarieskiven. I tillegg ble tilsvarende målinger gjennomført for åpent felt. Her hadde kilen orienteringen Y1-IN for alle bestrålinger, og kollimatorvinkelen var 0° . For 15 MV fotonenergi ble bestrålinger gjennomført som for 6 MV, men kun med avstanden 10 cm fra nedre feltgrense.



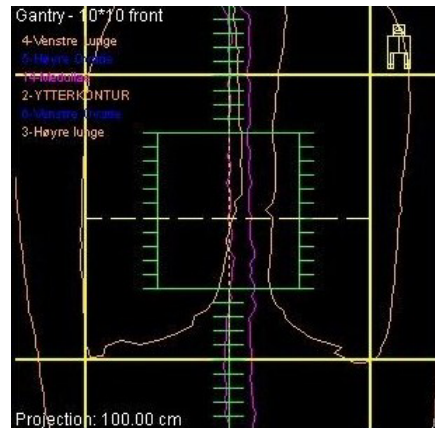
Figur 3. 9: Bilde av ulike kileorienteringer, fra doseplanprogrammet Oncentra Treatment Planning (OTP). Her for Y1-IN, kollimator = 0 til venstre og kollimator = 90° til høyre.



Figur 3. 10: OTP-bilde av ulike kileorienteringer. Her for Y2-OUT, kollimator = 0 til venstre og kollimator = 90° til høyre.

3.5.5 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen

I Aldersonfantom ble et 20×20 cm²-felt avskjermet med MLC til et 10×10 cm²-felt, og sammenlignet med direkte feltforming av 10×10 cm²-felt med sekundærkollimator (konvensjonell metode). Se Figur 3.11 for illustrasjon av MLC-feltforming. Avstanden til nedre feltgrense var 33 cm. Målingene ble gjennomført med fotonenergien 6 MV og 200 MU.



Figur 3. 11: OTP-bilde som illustrerer MLC-feltforming av $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt fra $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt. Gule linjer illustrerer sekundærkollimatorer og grønne linjer illustrerer MLC-posisjon.

3.5.6 CNS-bestråling

Bestrålingsoppsettet for CNS-bestråling av Aldersonfantom besto av to medullafelt, øvre og nedre, og to hjernefelt, høyre og venstre. Medullafeltene var to tynne, avlange felt, nedre medullafelt lå caudalt for øvre medullafelt. Feltene falt dorsalt inn på fantomet og dermed foregikk bestrålingen av medullafeltene gjennom båndet på behandlingsbordet. Feltene var skjøtet i medulladyp (5 cm fra dorsal side av fantomet) slik at de til sammen bestrålte hele medulla spinalis. Nedre feltgrense for nedre medullafelt lå 7 cm cranielt for ovarieskiven. Øvre medullafelt hadde feltgrense 34 cm fra ovarieskiven. Hjernefeltene var motsatt rettede og falt inn på hodet til fantomet, ett fra venstre side av hodet og det andre fra høyre side av hodet. (SSD for hvert felt spesifiseres i Tabell 3.3). Normaliseringsdosen (SS-dosen) ble målt i feltsenteret til øvre medullafelt, som lå i Aldersonfantomets skive 12 i medulladyp, 5 cm fra dorsal side av fantomet.

Bestrålingene ble gjennomført som følger: (1) Det ble utført bestråling med to medullafelt. Ovariedose ble målt i skive 31 for punktene 1-11, i tillegg ble dosen på frontal overflate av ovarieskiven målt. Bestrålingen ble gjentatt for å oppnå høyere presisjon i dosemålingene. Dosen utenpå fantomet ble målt 4 ganger, 2 dosimetre i samme punkt for hver bestrålingsomgang. (2) Bestråling ble utført med alle fire felt, altså øvre og nedre medullafelt og høyre og venstre hjernefelt. De samme målepunkter som for oppsett 1 ble benyttet her. Dosen utenpå fantomet ble målt med to dosimetre i samme punkt.

Feltparameterne finnes I Tabell 3.3 og er hentet fra doseplanleggingsprogrammet OTP, fra planlegging basert på CT-bilder av Alderson med hode. Det ble benyttet fotonenergi 6 MV, og med 200 MU for hvert felt. Feltoppsettet illustreres også i Figur 3.12 fra OTP.

Feltnavn	Feltbredde FX (cm)	Feltlengde FY (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Dyp (cm)	SSD (cm)	Gantry (°)
Øvre medulla	5,0	27,0	-1,0	14,5	-5,0	5,93	94,07	180
Nedre medulla	5,0	27,0	-1,0	-12,5	-5,0	4,67	95,33	180
Høyre hjerne	20,0	20,0	0,0	38,0	-2,5	7,84	92,16	270
Venstre hjerne	20,0	20,0	0,0	38,0	-2,5	7,66	92,34	90,0

Tabell 3. 3: Feltparametere for CNS-bestråling. Feltene er symmetriske i både x- og y-retning. X, Y og Z gis i cm fra referanseisosenter (fra simulatorbilder).



Figur 3. 12: Feltoppsett, hjernefelt til venstre og medullafelt til høyre.

3.5.7 Lymfombestråling – Kappfelt

Til bestråling av lymfom i Aldersonfantom ble kappfelt benyttet. Et kappfelt er et stort, rektangulært felt som dekker områdene fra fantomets lunger til hake, sett fra strålekilden. Bestråling ble gjennomført både med og uten MLC-blokkering av lungene. For hvert av disse tilfellene ble bestråling gjennomført med og uten gonadeskjerming. Ved kappfelt var SSD = 130 cm. Det ble benyttet 6 MV fotoner og gitt 200 MU for hvert felt. En måling består av samlet dose fra felt både forfra og bakfra (normal behandlingssituasjon). De ulike feltoppsett finnes i Tabell 3.4.

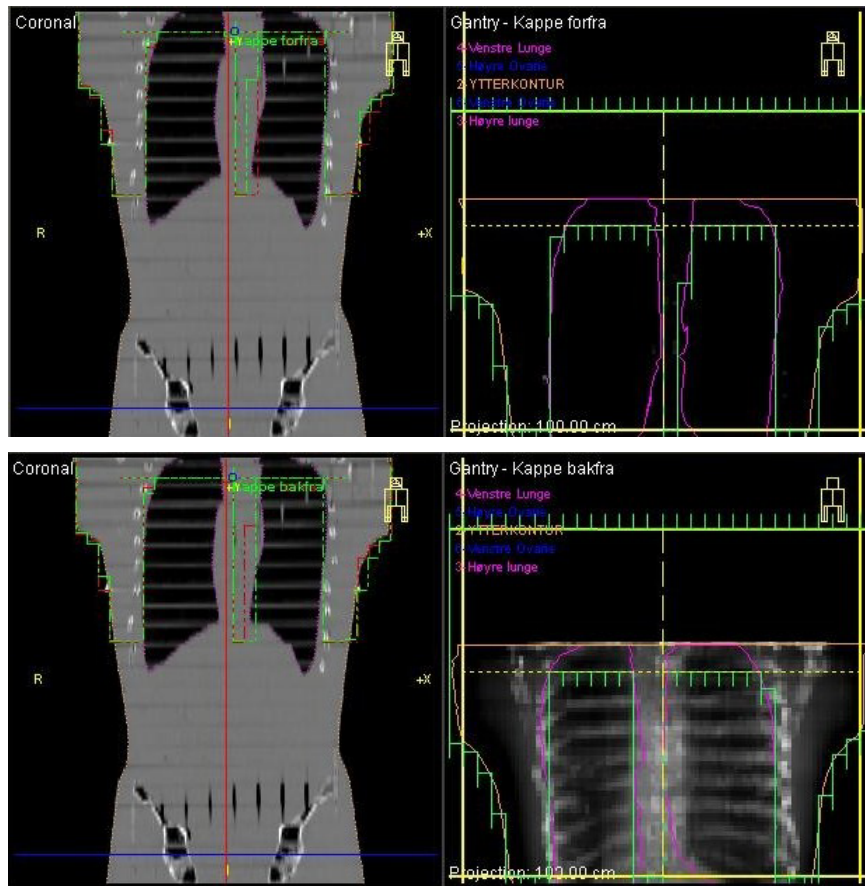
A	Med MLC, uten gonadeskjerm
B	Med MLC, med gonadeskjerm
C	Uten MLC, med gonadeskjerm
D	Uten MLC, uten gonadeskjerm

Tabell 3. 4: Ulike oppsett benyttet til kappfeltsbestråling.

Dosene ble målt i punktene 1-11 i tillegg til utenpå fronten av skive 31. Feltoppsett for A og B er identisk, og feltoppsett for C og D er identisk. Detaljer om feltoppsettet finnes i Tabell 3.5. Feltet hadde symmetrisk feltlengde, derfor er Y1 og Y2 ikke spesifisert. Detaljer om MLC-oppsett fra Visir finnes i appendiks A. Feltoppsettene ved MLC-blokkering illustreres i Figur 3.13. Feltsenter lå 47 cm fra ovarieskiven for alle oppsett. Nedre feltgrense lå dermed 28 cm fra ovarieskiven, selv om denne betegnelsen er noe misvisende ved MLC-formatet felt. Fordi SSD \approx 130 cm må feltlengde og feltbredde i fantomet beregnes, fordi disse i tabellen gis i forhold til SSD = 100 cm. Gonadeskjermen dekket skivene 23 til 31 (ovarieskiven) ved overbordsbestråling. Ved underbordsbestråling dekket skjermen skivene 24 og 25 i Aldersonfantomet. SS-dosen ble målt i feltsenter av forfeltet i 10 cm dyp fra både frontal og dorsal side av fantomet.

Felt-navn	Felt-bredde FX(cm)	X1 (cm)	X2 (cm)	Felt-lengde FY(cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	SSD (cm)	Gantry (°)	Kollimator (°)
Forfram/MLC	22,5	-14,5	8,0	28,0	1,0	14,0	40,80	132,88	0,0	90,0
Bakfram/MLC	24,5	-14,5	10,0	28,0	1,0	14,0	-40,36	129,88	180,0	90,0
Forfrau/MLC	22,5	-14,5	8,0	28,0	1,0	14,0	40,80	132,88	0,0	90,0
Bakfrau/MLC	24,5	-14,5	10,0	28,0	1,0	14,0	-40,36	129,88	180,0	90,0

Tabell 3. 5: Feltparametere for kappfelt, med og uten MLC-blokkering av lungene.



Figur 3. 13: Feltoppsett, forfra og bakfra. Med MLC-blokkering av lunger. Gule linjer illustrerer sekundærkollimator og grønne linjer illustrerer MLC-posisjon.

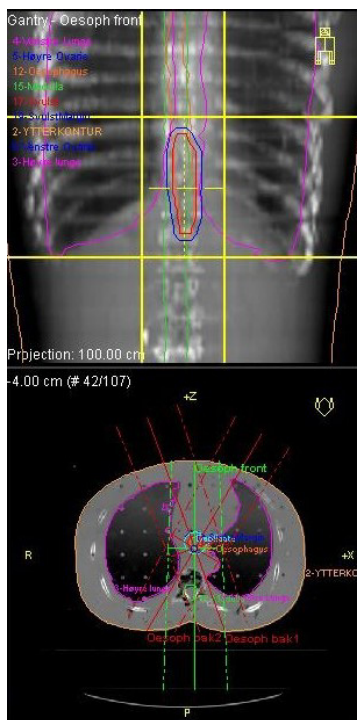
3.5.8 Thoraxbestråling

Det ble benyttet et oppsett med tre felt til bestråling i brystregionen av Aldersonfantomet. Feltene var små og kom inn fra tre ulike vinkler. Feltgrensene lå 23 cm fra ovarieskiven. Dosen til ovariene ble målt i punktene 1-11. I tillegg ble dosen målt på ovarieskivens overflate, utenfor punktene 4 (høyre) og 6 (venstre). Alle tre felt ble bestrålt samlet for hver dosemåling. SS-dosen ble målt i det sammenfallende senter av de tre feltene, i 10 cm dyp fra både frontal og dorsal side av fantomet.

Feltparametrene er hentet fra doseplanleggingsprogrammet OTP, fra planlegging basert på CT-bilder av Alderson uten hode (se Tabell 3.6). 15 MV fotonenergi ble benyttet, og 200 MU. Feltoppsettet illustreres også i Figur 3.14 fra OTP.

Feltnavn	Feltbredde FX (cm)	Feltlengde FY (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Dyp (cm)	SSD (cm)	Gantry (°)
Forfra	7,0	12,0	1,5	-4,0	0,0	11,43	88,57	0,0
Bakfra1	7,0	12,0	1,5	-4,0	0,0	11,58	88,42	160,0
Bakfra2	7,0	12,0	1,5	-4,0	0,0	12,47	87,53	210,0

Tabell 3. 6: Feltparametere for thoraxbestråling. Feltene er symmetriske i både x- og y-retning. X, Y og Z gis i cm fra referanseisoser (i simulatorbilder).



Figur 3. 14: Feltoppsett, tre thoraxfelt

3.6 Doseplanlegging

3.6.1 Simulering

Det ble tatt simulatorbilder av Aldersonfantomet, for feltene $10 \times 10 \text{ cm}^2$ og $10 \times 20 \text{ cm}^2$. Simulatoren som ble benyttet var en Siemens Simview (DNRs Simulator 1). Påtegning av feltene og isosentermarkering på Aldersonfantomet ble foretatt ved hjelp av simulatorens laser og lysmarkeringer. Feltentret markert på Aldersonfantomet ble i senere oppsett og til doseplanlegging benyttet som referanseisoser. Punktet for referanseisoser lå midt i fantomets skive 18. Der var fantomet 22 cm tykt, og punktet lå i 11 cm dyp. Resterende felt

ble planlagt på bakgrunn av CT-bilder av Alderson. Sistnevnte metode kalles virtuell simulering.

3.6.2 CT-avbildning

Det ble benyttet en General Electrics Light Speed Ultra multislice CT til avbildning av Aldersonfantomet. Det ble gjennomført to CT-serier av Alderson:

- 1) Uten hode; serien ble tatt fra halsen til noen centimeter caudalt for ovarieskiven. Snittykkelsen var 0,5 cm, til sammen ble det tatt 107 snittbilder. Nullsnittet lå i påtegnet referanse-”isosenter” på Alderson. Senteret av ovariene lå 33,0 cm caudalt for nullsnittet. Dette tilsvarte CT-skive nummer 100 av til sammen 107 skiver.
- 2) Med hode; serien ble tatt fra toppen av kraniet til noen centimeter caudalt for ovarieskiven. Snittykkelsen var 0,5 cm, 177 snittbilder ble tatt. Nullsnittet hadde samme posisjon som for serie 1. Dette åpnet muligheten for også å doseplanlegge strålefelt i hode- og halsregionen av fantomet.

3.6.3 Doseplanleggingsprogram

Doseplanleggingsprogrammet som ble benyttet var Oncentra Treatment Planning (OTP) versjon 1.3 SP1, produsert av Nucletron. Programmet baserte doseberegningene på tredimensjonale tetthetsmatriser fra CT-bildene av fantomet. Algoritmene Pencil Beam og Collapsed Cone ble benyttet til doseberegninger i OTP. På grunn av vansker i doseberegningsprogrammet med å beregne doser for flere enn 160 CT-bilder, måtte det fjernes 18 snitt fra bildeserie 2. De halvtallige CT-snittene i området mellom 11,5 og 28,5 cm fra nullsnittet ble fjernet. Dermed ble kun de heltallige snittene (eksempelvis 11,0, 12,0, ..., 28,0, 29,0) benyttet i dette området. Senter av ovariene lå fremdeles 33,0 cm caudalt for nullsnittet. Ovarieskiven tilsvarte etter denne fjerningen CT-skive nummer 148 av til sammen 159 skiver.

3.6.4 Doseberegninger i Monte Carlo

Doseberegningsprogrammet EGSnrc ble benyttet til dosesimuleringer i Monte Carlo. Siden EGSnrc beregner doser for volum med sylindergeometri ble det antatt at Aldersonfantomet kunne tilnærmes til en sylinder av vann med radius 13,5 cm og lengde 80 cm. Beregningene ble utført for fotonstråling. De ferdigprogrammerte spektrene mohan6 og mohan15 ble

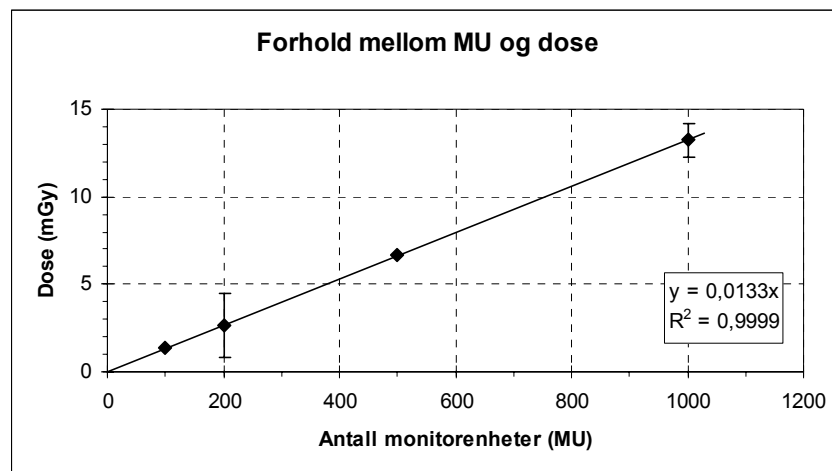
benyttet, for henholdsvis 6 MV og 15 MV fotoner fra lineærakselerator. Spektrene er beregnet for Varian Clinac-maskiner, tilsvarende de som ble benyttet til bestråling [Kalach og Rogers 2003]. For å oppnå en tilfredsstillende sikkerhet i beregningene ble $3,5 \times 10^8$ fotonhistorier beregnet for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt og $3,0 \times 10^8$ for $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt. Andre parametere som ble matet inn i programmet EGSnrc spesifiseres i appendiks A.

4 Resultater

4.1 Forberedende undersøkelser

4.1.1 Doserrespons i ionisasjonskammer ved lave doser

I en avstand på 33 cm fra SS for et 10×10 cm²-felt vil dosen være av størrelsesorden et par mGy når det gis 200 MU fra behandlingsmaskinen. Det viste seg at målinger med ionisasjonskammer for et slikt måleoppsett ga svært ustabil resultat. Målingene stabiliserte seg derimot når det ble benyttet 1000 MU. Det ble derfor gjennomgående benyttet 1000 MU ved målinger med ionisasjonskammer utenfor feltet. Målingene presentert i Figur 4.1 demonstrerer linearitet, men også at usikkerheten i målingene er mindre ved 1000 MU. Det lineære forholdet viser at målinger utført ved 1000 MU kan skaleres ned for å representere doser gitt ved 200 MU, som er vanlig i kliniske bestrålinger.



Figur 4. 1: Dose utenfor strålefeltet (33 cm fra SS) som funksjon av antall MU fra lineærakseleratoren. Linjen kommer fra lineærregresjon av data, denne ble tvunget til å gå gjennom origo. 6 MV fotoner.

4.1.2 Doser til høyre og venstre ovarie - Aldersonfantom

Det ble undersøkt om det var avvik mellom dosene til høyre ovarie og venstre ovarie. Dosen ble målt i punktene 4 (høyre) og 6 (venstre) i Aldersonfantomets skive 31. De gjennomførte målinger viste at for 6 MV fotoner var forskjellen mellom dosen til høyre og venstre ovarie mindre enn 10 % for avstander mellom 5 og 35 cm fra nedre feltgrense (se appendiks B). På

bakgrunn av dette ble ovariedoser i resterende resultater uttrykt som gjennomsnittet av dosen til høyre og venstre ovarie.

4.2 Måling av maskinspredt og fantomspredd stråling

Alle rådata til utregning av maskinspredt andel finnes i appendiks.

4.2.1 Maskinspredt stråling i vannfantom

Den gjennomsnittlige maskinspredte andel av ovariedosen ble funnet for de ulike felt fra målinger med og uten fantom i strålefeltet, beregnet ved hjelp av ligning 3.1 og gis i Tabell 4.1. For alle observasjoner ligger målepunktet 30 cm fra feltsenteret. Det ble gjennomført varierende antall målinger for ulike feltstørrelser og energier (se Tabell 4.1).

Energi (MV)	Feltstørrelse (cm×cm)	Doseandel _{maskin} (% av totaldose)	St. avvik Doseandel _{maskin} (% tot.dose)	Antall målinger (likt antall med og uten fantom)
6	10×10	80,0	1,6	6
	10×20	71,5	-	1
	20×20	68,0	1,0	2
15	10×10	84,4	2,8	6
	10×20	74,1	0,2	2
	20×20	71,0	0,7	3

Tabell 4. 1: Andel maskinspredt stråling funnet i vannfantom ved å bestråle med og uten fantom i feltet. Der standardavvik ikke er oppgitt ble kun én måling foretatt.

Fra Tabell 4.1 ser man at den maskinspredte andelen av dosen i ovarieposisjon varierer mellom 70 og 85 % for ulike energier og feltstørrelser målt i vannfantom. Den maskinspredte andelen øker med økende energi og avtar med økende feltstørrelse.

4.2.2 Maskinspredt stråling i solid water med TLD

Målingene i solid water med TLD ble utført på tilsvarende måte som målinger for vannfantom. Det ble gjennomført 5 målinger per feltstørrelse. Den gjennomsnittlige maskinspredte andel for de ulike felt gis i Tabell 4.2.

Energi (MV)	Feltstørrelse (cm×cm)	Doseandel _{maskin} (% av tot.dose)	St. avvik maskinspr. andel(% tot.dose)
6	10×10	81,3	3,6
	20×20	58,5	1,1
15	10×10	89,3	8,8
	20×20	73,2	3,8

Tabell 4. 2: Andel maskinspredt stråling funnet i solid water-fantom ved å bestråle med og uten fantom i feltet.

Fra Tabell 4.2 kan man se at den totale ovariedosen målt i solid water består av 60 til 90 % maskinspredt stråling. Trenden er lik som for vannfantom (i Tabell 4.1), men for 6 MV ved 20×20-felt er forskjellen fra vannfantomet stort. Standardavviket for måling i solid water er høyere enn for vannfantommålinger, med unntak for 20×20-felt med 6 MV fotoner.

4.3 Effekt av gonadeskjerming

4.3.1 Effekt av skjerming i vannfantom

Det ble foretatt tilsvarende målinger som beskrevet i kapittel 4.2.1, men der gonadeskjerm ble benyttet for å fjerne maskinspredt stråling. Resultatene gis i Tabell 4.3. Antall gjennomførte målinger er som fra Tabell 4.1. Gonadeskjermen plasseres noen centimeter unna feltgrensen, jfr. oppsett a) fra Figur 3.8, bortsett fra i én av bestrålingsomgangene der den plasseres inntil feltgrensen, jfr. oppsett b) i Figur 3.8. Å plassere skjermen inntil feltgrensen ga ikke signifikant endring i dosereduksjon. For 10×10 cm²-felt ble det i tillegg gjennomført en bestråling der små, løse blyblokker ble lagt på fantomet, caudalt for gonadeskjermen (reduksjon med ekstra bly). Dette tilsvarer oppsett c) i Figur 3.8.

Energi (MV)	Feltstørrelse (cm×cm)	Gj. snittlig reduksjon (% av tot. dose)	St. avvik reduksjon (% tot. dose)	Reduksjon med ekstra bly (% tot. dose)
6	10×10	45,9	3,0	51,4
	10×20	34,1	-	-
	20×20	33,4	4,4	-
15	10×10	50,5	3,2	56,2
	10×20	41,0	2,5	-
	20×20	39,0	4,2	-

Tabell 4. 3: Andel av dosen i ovarieposisjon som ble fjernet ved å benytte gonadeskjerm. For vannfantom. Data benyttet til utregning finnes i appendiks B.

Som det fremgår av Tabell 4.3 har det ikke lyktes å skjerme bort all den maskinspredte strålingen, heller ikke ved bruk av ekstra bly på fantomet. Størst reduksjon av ovariedose oppnås for det minste feltet ved 15 MV. Av den potensielt skjermbare strålingen (maskinspredt andel) blir mellom 50 og 60 % fjernet ved bruk av gonadeskjerm i feltet. Med ekstra bly på fantomet øker reduksjonen med 6 prosentpoeng i forhold til bruk av gonadeskjerm alene.

4.3.2 Effekt av skjerming i solid water med TLD

Reduksjon av ovariedose i solid water ved skjerming gis i Tabell 4.4. Det ble gjennomført fem målinger for hver feltstørrelse, som i Tabell 4.2. Gonadeskjermen plasseres som vist i oppsett a) i Figur 3.8, noen cm fra feltgrensen.

Energi (MV)	Feltstørrelse (cm×cm)	Gj. sn. reduksjon (% av tot.dose)	St. avvik reduksjon (% av tot.dose)
6	10×10	61,9	9,3
	20×20	49,3	2,3
15	10×10	57,6	4,1
	20×20	55,2	2,5

Tabell 4. 4: Andel av dosen i ovarieposisjon som ble fjernet ved bruk av gonadeskjerm. For solid water. Data benyttet til utregning av dosereduksjon finnes i appendiks B.

Heller ikke i solid water ble all maskinspredt stråling fjernet. Også her forekom den største reduksjonen for det minste feltet. Mellom 65 og 85 % av den potensielt skjermbare strålingen lot seg skjerme bort. Den målte dosereduksjon er større i solid water enn i vann (7 til 16 prosentpoeng).

4.3.3 Effekt av skjerming i Aldersonfantom

Det ble videre undersøkt i Aldersonfantomet hvor stor andel av ovariedosen det var mulig å fjerne med gonadeskjerm. Bestråling ble gjennomført både med og uten skjerming av gonader. Resultatet vises i Tabell 4.5. Dosene gis som gjennomsnittsdosen til punktene 4, 6 og 11 i skive 31 i fantomet for 30 cm avstand og 15 cm avstand fra feltgrensen. Gonadeskjermen lå inntil feltgrensen, som illustrert i oppsett b) i Figur 3.8.

Energi (MV)	Feltstr. (cm×cm)	Avstand fra SS (cm)	Reduksjon (% av tot.dose)	St. avvik reduksjon (% av tot.dose)	Antall målinger
6	10×10	15	48,8	2,6	3
		30	69,2	2,8	6
	20×20	30	59,6	6,9	6
15	10×10	15	57,7	1,2	3
		30	56,8	5,5	6
	20×20	30	55,2	7,6	6

Tabell 4. 5: Reduksjon av ovariedosen i Aldersonfantom ved bruk av gonadeskjerm.

Ved sammenligning av målinger for avstand 30 cm fra feltsenter i Tabell 4.5 og 4.3 kan man se at det er en større reduksjon av ovariedose i Aldersonfantom enn i vannfantom.

Dosereduksjonen i Aldersonfantom og solid water (Tabell 4.5 og 4.4) er ikke signifikant forskjellig, bortsett fra for 6 MV 20×20-felt, der den målte reduksjon er større i Aldersonfantom enn i solid water.

4.4 Betydning av avstand fra nedre feltgrense

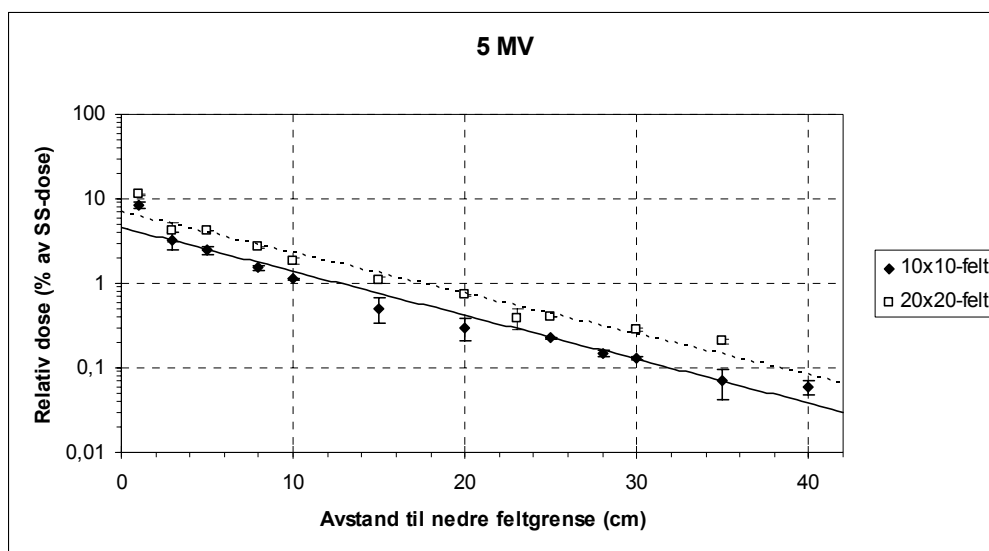
Dosens variasjon med avstanden til nedre feltgrense ble målt i Aldersonfantom. Målingene presenteres som gjennomsnittet av dosen til høyre (punkt 4) og venstre ovarie (punkt 6). Usikkerheten presenteres som standardavviket mellom de to målepunkt. Figur 4.2 til 4.4 viser ovariedose som funksjon av avstand til nedre feltgrense for ulike energier i et semilogaritmisk plott. Regresjonslinjene er dannet ved hjelp av eksponentiell tilpassning til data. Dosene er angitt som relative doser, i prosent av feltsenterdosen målt i 10 cm dyp. Usikkerheter angis ved standardavviket mellom målingene for høyre og venstre ovarie.

Figur 4.3 og 4.4 viser i tillegg målinger utført i vannfantom og solid water-fantom, for 25 cm avstand fra nedre feltgrense for 10×10-felt og 20 cm for 20×20-felt. Dette ble foretatt for å undersøke om dosene i de to andre fantomtypene ligger i nærheten av dosene til Aldersonfantomet.

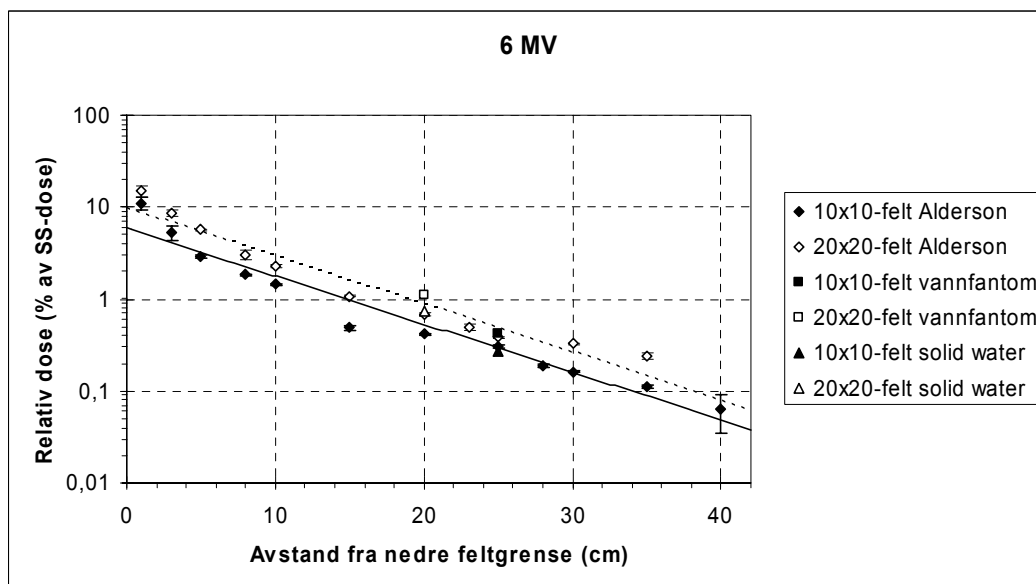
Det er valgt å benytte logaritmisk doseakse ved presentasjon av data for å ha muligheten til å observere ulike doser i store avstander fra nedre feltgrense. Med lineær akse ville punktene i

4 Resultater

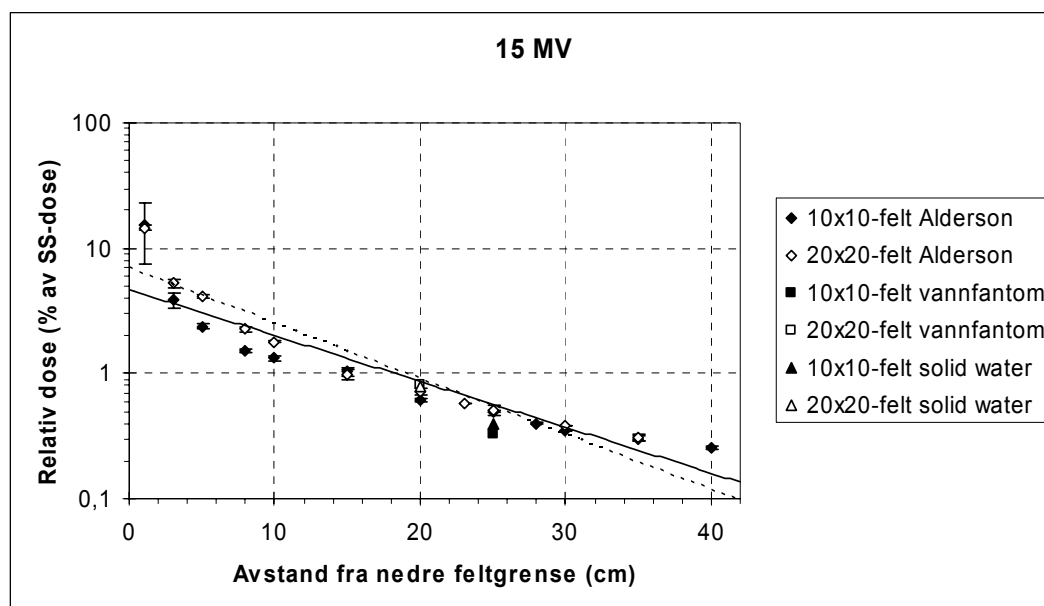
store avstander fra feltgrensen samlet seg langs x-aksen, og vært vanskelig å skille fra hverandre.



Figur 4. 2: Ovariedose som funksjon av avstand til nedre feltgrense for 5 MV-fotoner i Aldersonfantom. Heltrukket regresjonslinje tilhører målinger for 10×10-felt mens stiplet tilhører målinger for 20×20-felt.



Figur 4. 3: Ovariedose som funksjon av avstand til nedre feltgrense for 6 MV-fotoner. Heltrukket regresjonslinje tilhører målinger for 10×10-felt i Alderson, stiplet tilhører 20×20-felt. Punkter for vannfantom og solid water i faste avstander er plottet til sammenligning.



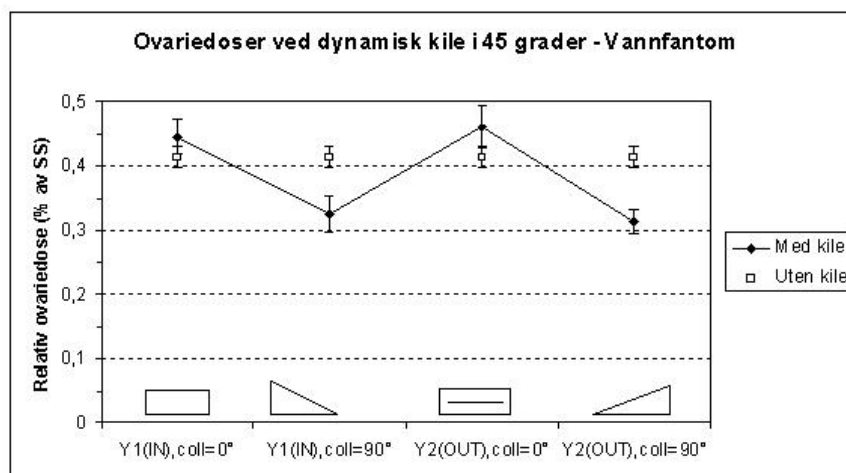
Figur 4. 4: Ovariedose som funksjon av avstand til nedre feltgrense for 15 MV-fotoner. Heltrukket regresjonslinje tilhører målinger for 10×10-felt i Alderson, stiptet tilhører 20×20-felt. Punkter for vannfantom og solid water i faste avstander er plottet til sammenligning.

Ovariedosene ligger tilnærmet langs den eksponentielle regresjonslinjen. For 5 og 6 MV ligger dosene for 20×20cm²-felt stort sett høyere enn dosene for 10×10 cm²-felt. Denne forskjellen er ikke like uttalt for 15 MV fotoner, der dosene for de ulike feltstørrelsene ligger nær hverandre. Måleverdiene fra vannfantom og solid water er i nærheten av tilsvarende målinger i Aldersonfantom.

4.5 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen

Ovariedosen ble målt 30 cm unna feltsenter ved bestråling med 10×10 cm²-felt der en dynamisk kile med kilevinkel 45° var i strålefeltet.

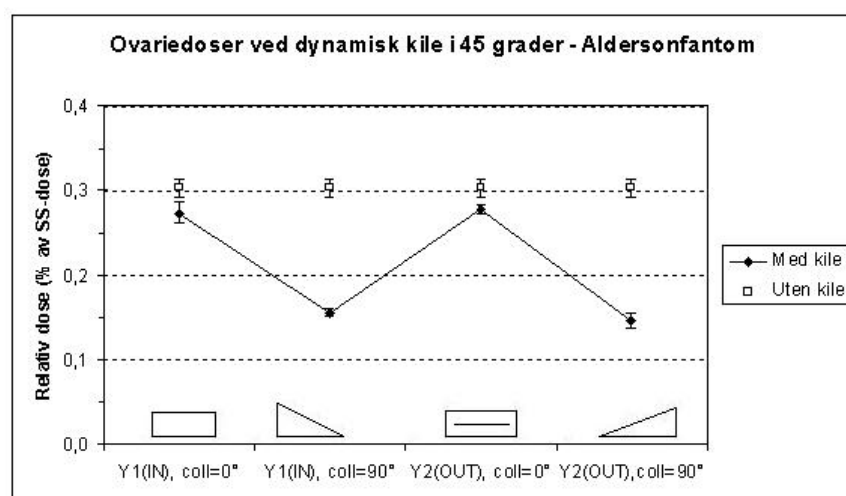
Resultatet av målinger gjennomført i vannfantom fremstilles i Figur 4.5 sammen med målinger uten kile i feltet. Målingene er foretatt to ganger for hver kileorientering, og målingene uten kile er foretatt seks ganger. Usikkerhetene som vises på figuren er standardavviket fra de gjennomførte målingene. Ovariedosen gis relativt til SS-dose i 10 cm dyp.



Figur 4. 5: Relativ ovariedose ved bestråling med dynamisk kile med ulike orienteringer i feltet. Punkt for bestråling uten kile er plottet til sammenligning. 6 MV fotoner i vannfantom.

Ved kollimator i 0° er ovariedosen ikke uttalt forskjellig med og uten dynamisk kile i feltet. For kollimatorrotasjon 90° er ovariedosen med dynamisk kile lavere enn dosen uten kile i feltet.

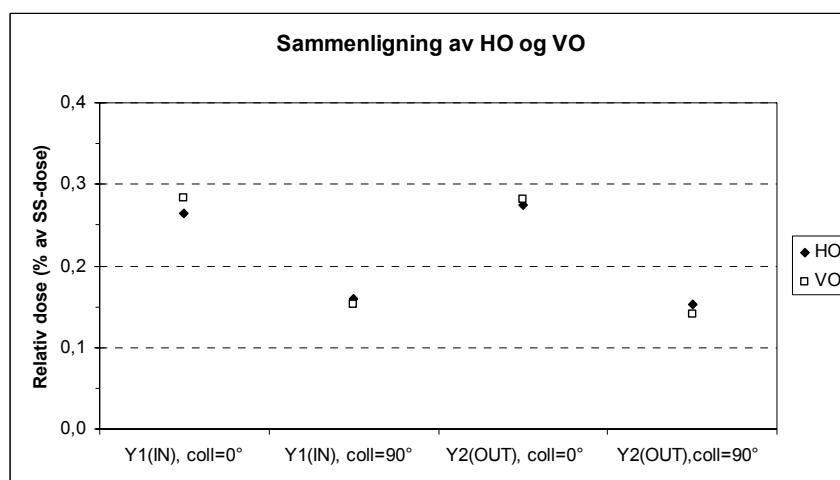
Resultatet av målinger gjennomført i Aldersonfantom for ulike orienteringer av dynamisk kile vises i Figur 4.6. Dosene presenteres som gjennomsnittet av dose til punkt 4 og 6 i fantomets skive 31 for hver kileorientering. Usikkerhetene gis som standardavviket mellom de to målepunkter. SS-dose måles i 10 cm dyp.



Figur 4. 6: Relativ ovariedose ved bestråling med dynamisk kile med ulike orienteringer i feltet. Punkt for bestråling uten kile er plottet til sammenligning. 6 MV fotoner i Aldersonfantom.

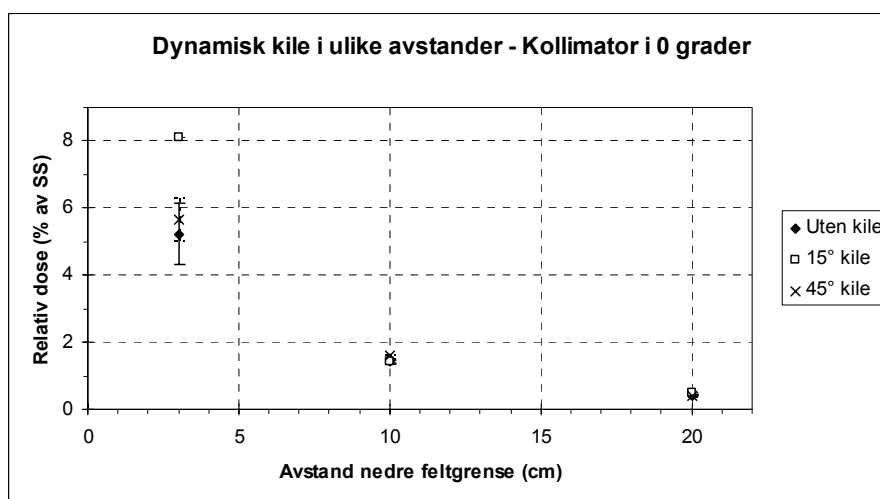
For kollimator i 0° er ovariedosen ved bruk av dynamisk kile i feltet nær dosen uten kile. Ved kollimator rotert til 90° er ovariedosen med dynamisk kile lavere enn dosen uten kile i feltet.

Ved 90° -kollimatorvinkel er dosering av strålefeltets venstre og høyre del ulik. Denne forskjellen gir seg allikevel ikke til uttrykk i ulik dose til de to ovarier. Som illustrert i Figur 4.7 er disse dosene ikke uttalt forskjellige.



Figur 4. 7: Dose til høyre ovarie (HO) og venstre ovarie (VO) ved ulike kileorienteringer, med en kilevinkel på 45° . 6 MV fotoner i Aldersonfantom.

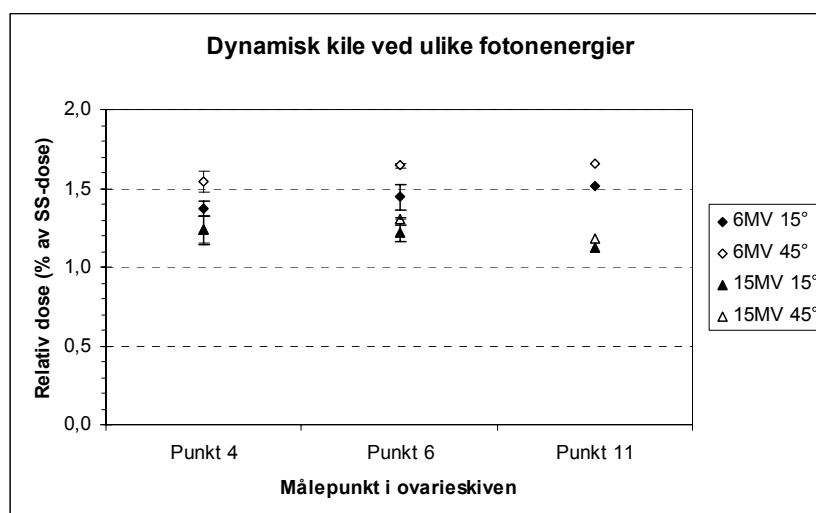
I Figur 4.8 er doser for 10×10 cm²-felt med to ulike kilevinkler, Y1-IN 15° og 45° (med kollimator i 0), plottet som funksjon av avstand til nedre feltgrense, sammen med dose for felt uten kile. Dose angis som gjennomsnittet av dosen til punktene 4 og 6 i skive 31. Usikkerhetene gis som standardavviket mellom disse to målepunkt. For 15° kile i avstand 3 cm fra feltgrense ble imidlertid kun ett dosimeter benyttet (for punkt 4) fordi det andre var defekt. Følgelig ble ingen usikkerhet beregnet i dette punktet. I tidligere målinger lå feltsenteret fast 30 cm fra målepunktet, for målinger presentert i Figur 4.8 flyttes feltsenteret mellom hver måling.



Figur 4. 8: Ovariedoser ved ulike kilevinkler og avstander til nedre feltgrense. 6 MV fotoner i Aldersonfantom.

Det synes ikke å ha innvirkning på ovariedosen hvorvidt det bestråles med dynamisk kile i feltet kontra åpent felt, ved avstander til nedre feltgrense over 10 cm.

For å undersøke om energien og kilevinkelen hadde avgjørende betydning på måleresultatet ble to ulike energier og kiler undersøkt for avstanden 10 cm fra nedre feltgrense for feltstørrelse $10 \times 10 \text{ cm}^2$ i Aldersonfantom. Målingene er fremstilt i Figur 4.9. Usikkerheter er gitt som standardavviket til målingene når de er foretatt to ganger. Punkt 11 har ikke noe beregnet standardavvik siden målingen kun ble gjennomført én gang. Måleoppsettet er, foruten endring i energien, det samme som lå til grunn for Figur 4.8.

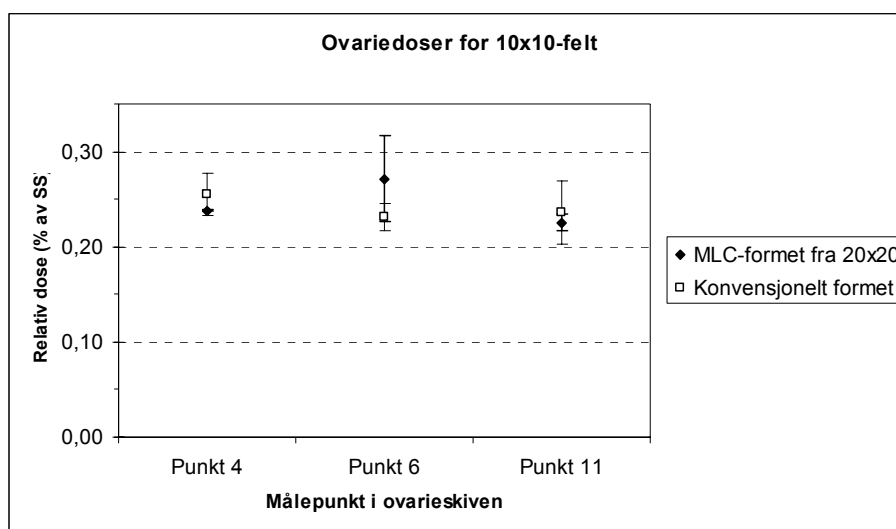


Figur 4. 9: Ovariedoser ved bestråling med dynamisk kile med ulike kilevinkler og energier. Avstand fra nedre feltgrense var 10 cm. I Aldersonfantom.

Dynamisk kile med 45° kilevinkel gir en høyere ovariedose enn 15°. Forskjellen i ovariedose er størst for 6 MV fotoner. Ovariedosen for 15 MV fotoner er lavere enn for 6 MV.

4.6 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen

Det ble undersøkt i et Aldersonfantom om ovariedosen varierte hvis et 20×20 cm²-felt ble formet til 10×10 cm² ved hjelp av MLC i forhold til direkte feltforming av 10×10 cm²-felt av sekundærkollimator. Målingene er vist i Figur 4.10. Usikkerheten i målingene er gitt som standardavviket mellom to gjentakelser av bestrålingen. SS-dosen måles i 10 cm dyp.

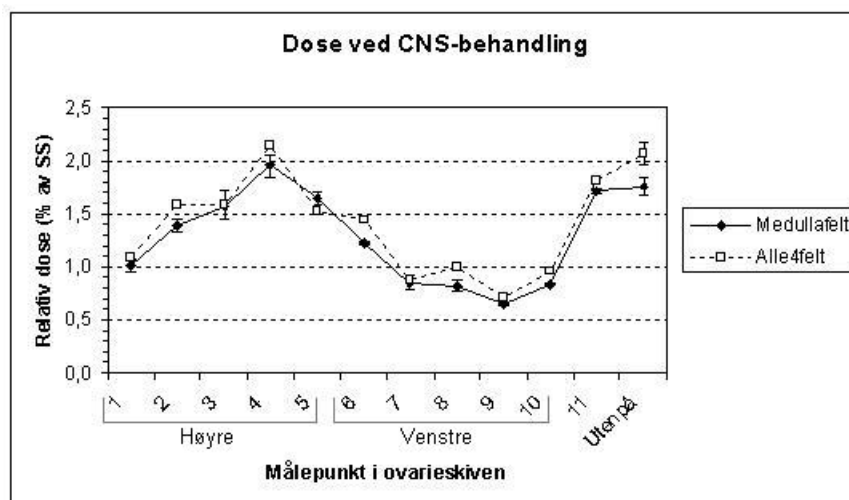


Figur 4. 10: Ovariedoser ved MLC-forming av et $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt til et $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt og doser ved bestråling med konvensjonelt 10×10 -felt, formet av sekundærkollimator. 6 MV fotoner.

Dosene avhenger ikke av om et $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt formes av MLC eller på konvensjonell måte ved hjelp av sekundærkollimatorene.

4.7 CNS-bestråling

Bestråling av sentralnervesystemet ble gjennomført i Aldersonfantomet med to hjernefelt og to medullafelt. Doser ble målt i alle de 11 punktene i fantomets skive 31 og i overflaten av skiven (klinisk måleposisjon). Ovariedose ved bestråling med to medullafelt alene og bestråling med alle fire felt gis i Figur 4.11. SS-dosen for begge oppsett ble målt i feltsenteret til øvre medullafelt i Aldersonfantomets skive 12, i dyp 5 cm fra dorsal side av fantomet. Usikkerhetene i målinger av medullafelt gis som standardavviket mellom to repetisjoner av feltoppsettet. Det er ikke beregnet usikkerhet for målinger ved bestråling med alle fire felt samtidig (denne konfigurasjonen ble kun benyttet én gang). Punkt 1-5 ligger i høyre del av ovarieskiven, punkt 6 til 10 ligger i venstre del, og punkt 11 ligger midt i skiven. For medullafelt ble dosen utenpå fantomets skive 31 målt fire ganger. For alle fire felt samtidig ble det utført to målinger med dosimetre utenpå fantomet. Usikkerhetene illustrert i Figur 4.11 er funnet på bakgrunn av punktenes standardavvik.

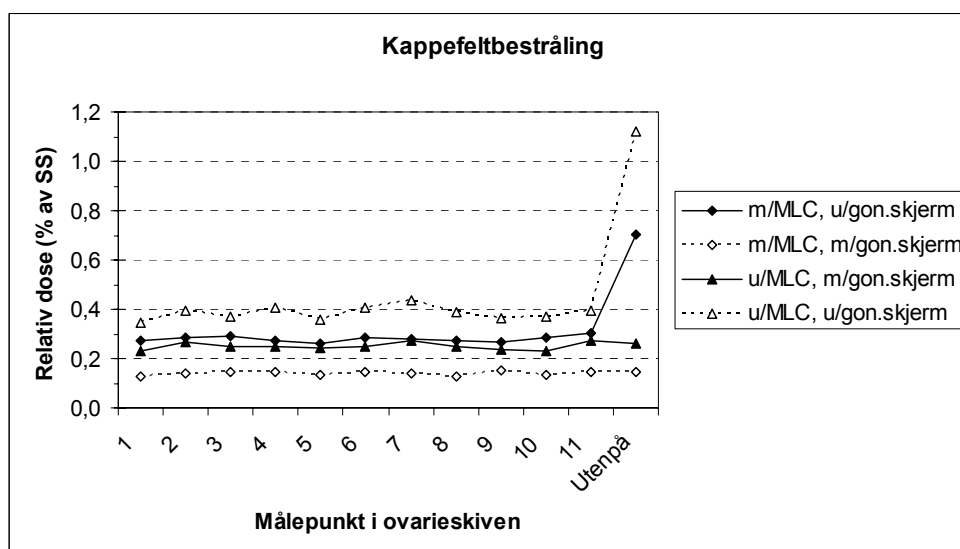


Figur 4. 11: Relativedoser til ovarieskiven ved ulike oppsett av CNS-bestråling.

Bestråling med to hjernefelt i tillegg til de to medullafeltene gir kun en liten økning i ovariedose, gjennomsnittlig økning var 7 %. Dosen ser ut til å være noe høyere i høyre del av ovarieskiven enn i venstre, i tillegg til at dosen i ovarieskivens overflate er høyere enn i de fleste av målepunktene inne i skiven.

4.8 Lymfombestråling - kappfelt

Bestråling av lymfom i Alderson består av to kappfelt, ett forfra og ett bakfra. Doser ble målt i alle de 11 punktene i fantomets skive nummer 31. I tillegg ble dosen på overflaten av skive 31 målt (klinisk måleposisjon). Det ble målt doser med og uten formet felt (med MLC) og med og uten gonadeskjerm. Relative doser i forhold til dose i 10 cm dyp i feltcenter fremstilles i Figur 4.12.

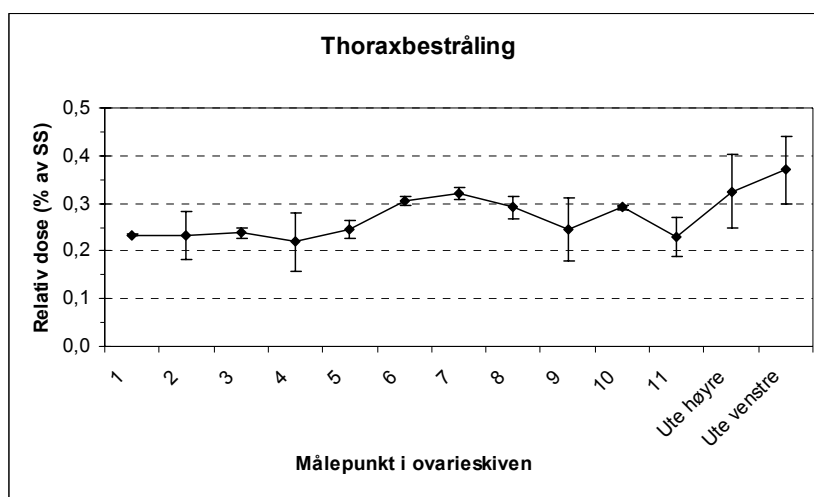


Figur 4. 12: Relativedoser ved ulike oppsett av kappefeltbestråling. Dosene er målt ved bestråling av forfelt og bakfelt i en og samme omgang.

Ovariedosen reduseres ved bruk av gonadeskjerm. Reduksjonen i dose er større for feltoppsett der lungene er blokket ut med MLC enn for feltoppsettet der dette ikke er gjort. Inne i skiven er dosereduksjonen 50 % i tilfellet der MLC-blokkering ble benyttet, og 35 % ved bestråling med åpent felt. For dosen målt utenpå fantomets ovarieskive er reduksjonen 80 %.

4.9 Thoraxbestråling

Ved thoraxbestråling i Aldersonfantom ble det benyttet tre felt, ett forfra og to bakfra, med gantry i 160° og 210 ° og feltgrense 25 cm fra ovarieskiven, se kapittel 3.5.8. Doser ble målt i punktene 1-11 i skive 31 av fantomet, og utenpå denne skiven. Målepunktet som er merket "Ute høyre" lå frontalt på fantomet utenfor punkt 4 og målepunktet merket "Ute venstre" lå utenfor punkt 6 (begge representerer klinisk måleposisjon). Målinger ble gjennomført to ganger. Usikkerheten i dosene gis som standardavviket mellom de to bestrålingsomgangene. Relative ovariedoser i forhold til feltsenterdose i 10 cm dyp fremstilles i Figur 4.13.



Figur 4. 13: Relativedoser ved bestråling av thorax, 3-feltsoppsett. Dosen utenpå skiven er også målt.

Dosen er omtrent den samme i alle målepunktene i ovarieskiven. Dosen utenpå skiven er imidlertid noe høyere enn de resterende målinger.

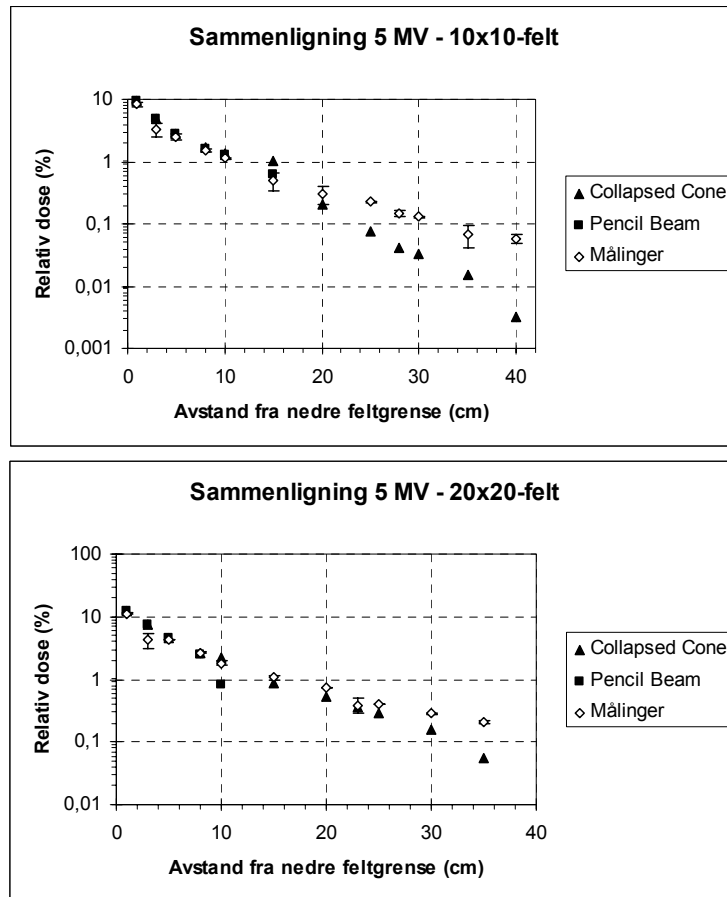
4.10 Beregnede ovariedoser – Aldersonfantom

Beregningene er gjennomført på bakgrunn av CT-bilder fra Serie 1 (uten hode), bortsett fra CNS-bestråling, der beregningene baserer seg på CT-serie 2 (med hode).

4.10.1 Betydning av avstand fra nedre feltgrense

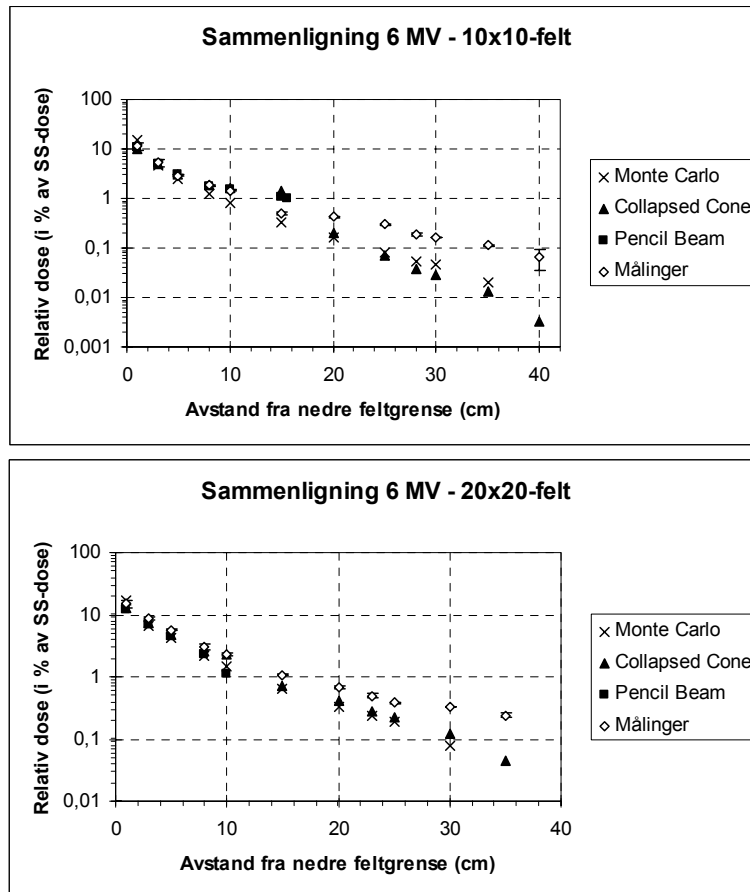
Doser målt i Aldersonfantomet ble sammenlignet med doser beregnet i OTP ved bruk av Collapsed Cone og Pencil Beam. I tillegg ble de sammenlignet med Monte Carlo-beregninger med forenklet geometri (homogen vannsylinder) for utvalgte felt. Figur 4.14 viser sammenligning mellom dose hentet fra Figur 4.2 og beregninger utført med henholdsvis Collapsed Cone (CC) og Pencil Beam (PB) for 5 MV fotoner. Tilsvarende data er fremstilt i Figur 4.15 og 4.16 for 6 og 15 MV, med målingene fra Figur 4.3 og 4.4. Disse figurene viser også Monte Carlo (MC)-beregninger for utvalgte feltstørrelser og energier.

4 Resultater

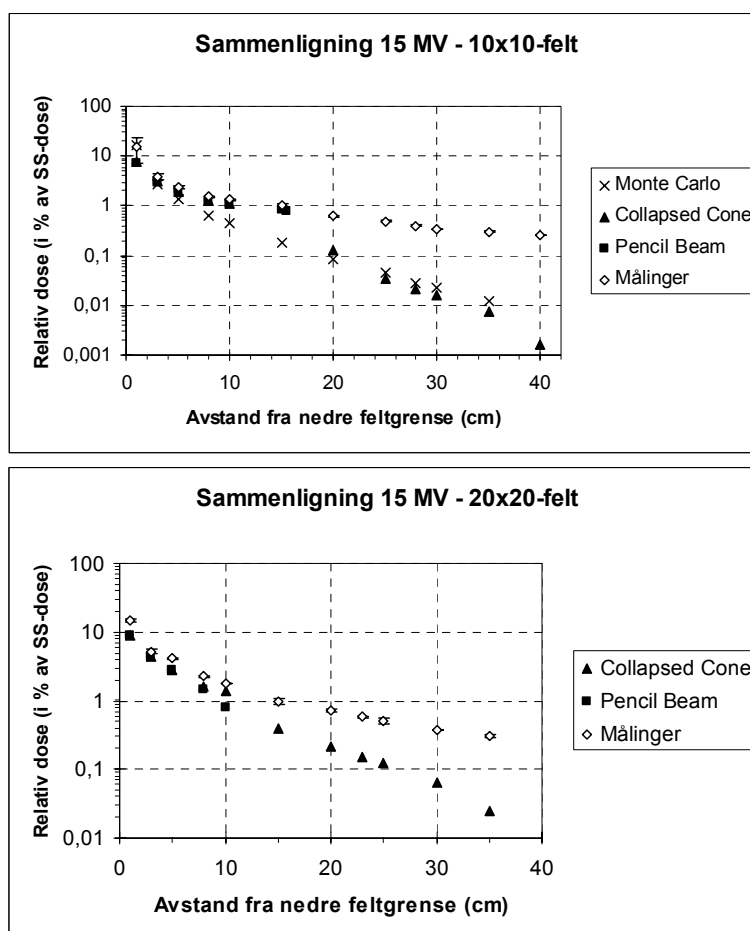


Figur 4. 14: Dose beregnet i OTP (CC og PB) på bakgrunn av CT-bilder av Aldersonfantom og dose målt i Aldersonfantom i ulike avstander fra nedre feltgrense. 5 MV fotoner.

4 Resultater



Figur 4. 15: Dose beregnet i Monte Carlo (med forenklet sylindergeometri), i OTP på bakgrunn av CT-bilder av Aldersonfantom (CC og PB), og dose målt i Aldersonfantom for ulike avstander fra nedre feltgrense. 6 MV fotoner.



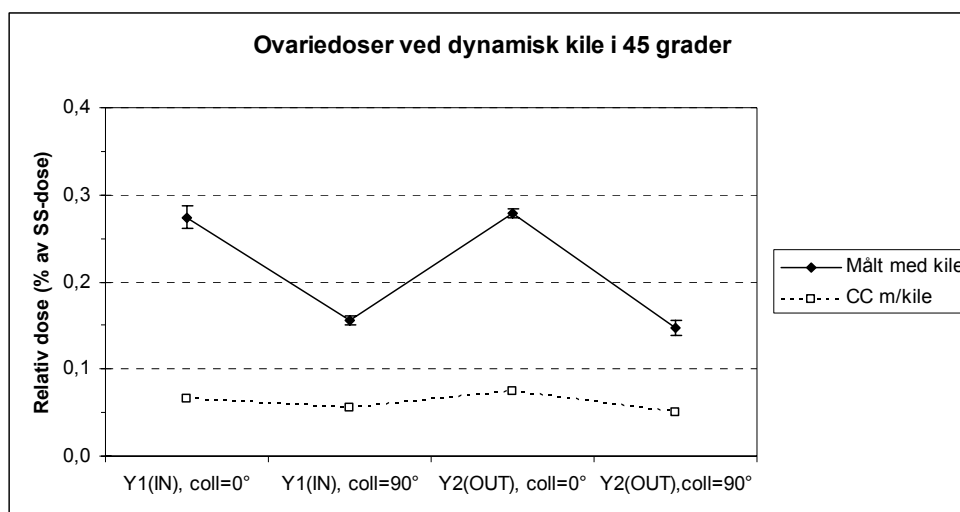
Figur 4. 16: Dose beregnet i Monte Carlo (forenklet geometri), i OTP på bakgrunn av CT-bilder av Aldersonfantom (CC og PB), og dose målt i Aldersonfantom for ulike avstander til nedre feltgrense. 15 MV fotoner.

For $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -feltet beregner PB dosen ut til maksimalt 15 cm fra nedre feltgrense, og for $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -feltet til 10 cm fra nedre feltgrense. Beregninger utført med PB og CC stemmer godt overens for de fleste avstander der PB klarer å beregne dose. Dose beregnet med PB underestimerer dosen i forhold til CC for $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt 10 cm fra nedre feltgrense. Monte Carlo-beregninger samsvarer godt med CC-beregninger.

Ved korte avstander mellom målepunkt og nedre feltgrense er det god overensstemmelse mellom beregnede og målte doser. Fra 10-15 cm fra nedre feltgrense blir forskjellene mellom beregnet og målt dose stadig mer uttalt. Ulikhetene er størst for det minste feltet og den høyeste energien. For 15 MV fotoner, feltstørrelse $10 \times 10 \text{ cm}^2$, i en avstand av 40 cm fra nedre feltgrense er den målte dosen over 160 ganger større enn den beregnede dosen. For de andre energiene i samme avstand er målt dose 20 ganger større enn beregnet dose.

4.10.2 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen

I Figur 4.17 sammenlignes doser målt i Aldersonfantom (fra Figur 4.6) med doser beregnet med Collapsed Cone i OTP for 45° dynamisk kile med ulike orienteringer.



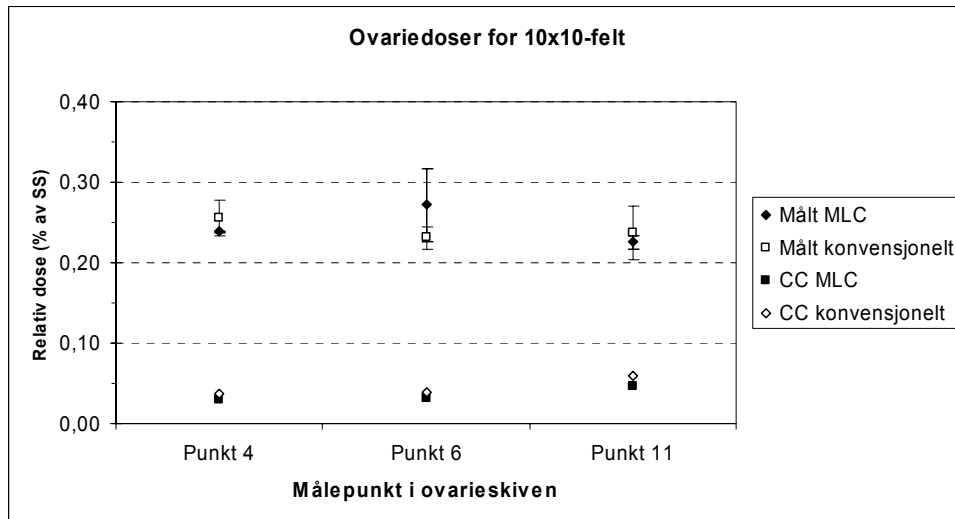
Figur 4. 17: Målt dose og dose beregnet med CC ved bruk av dynamisk kile med vinkel 45°. 30 cm fra feltsenter. 6 MV fotoner i Aldersonfantom.

Dosetrenden ved de ulike orienteringer synes lik for beregnet og målt dose, men den beregnede dose viser en mindre avhengighet av kollimatorvinkel. Den målte dose er tre til fire ganger større enn den beregnede.

4.10.3 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen

Figur 4.18 viser sammenligning av målte doser (fra Figur 4.10) og doser beregnet med Collapsed Cone i OTP for et 10×10 cm²-felt formet med MLC og blendere (konvensjonelt). Målte doser ved MLC-feltforming er mellom fem og åtte ganger større enn beregnede doser.

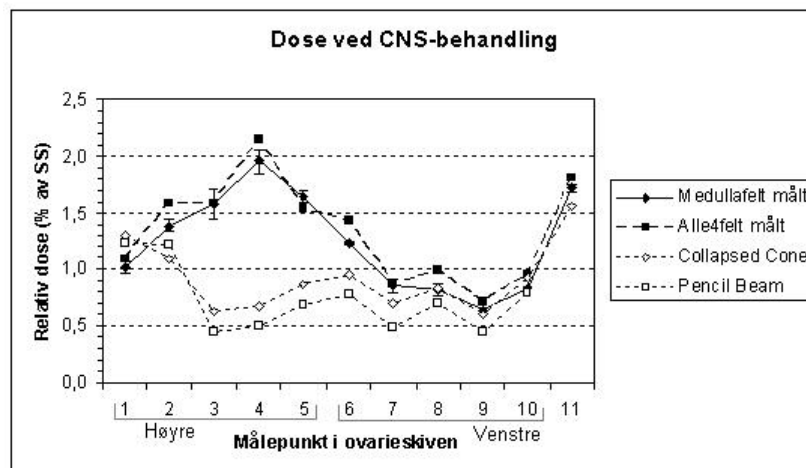
4 Resultater



Figur 4. 18: Dose med og uten feltforming med MLC, målt og beregnet med CC. 33 cm fra SS. 6 MV fotoner.

4.10.4 CNS-bestråling

Figur 4.19 viser sammenligning mellom målte doser, hentet fra Figur 4.11, og doser beregnet med CC og PB på bakgrunn av CT-serie 2, som omfattet hele fantomet, med hode. Beregnet dose for medullafelt og alle fire felt var lik.

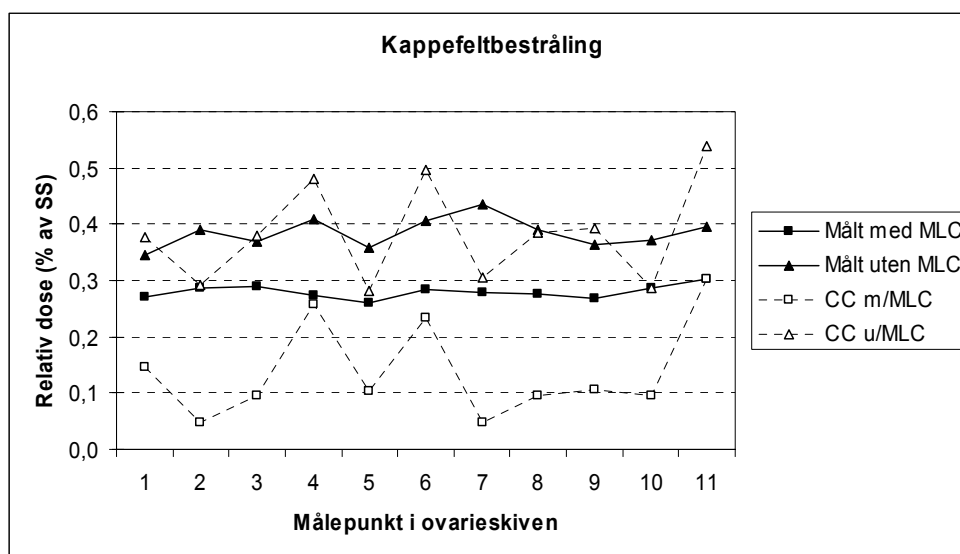


Figur 4. 19: Dose ved CNS-bestråling, målt i Alderson og beregnet med CC og PB.

Ved CNS-bestråling er det godt samsvar mellom målt og beregnet dose i den venstre delen av ovarieskiven (punktene 7 til 10). I den høyre delen av ovarieskiven (punktene 1 til 5) er den målte dose opptil fire ganger større enn den beregnede.

4.10.5 Lymfombestråling – kappefelt

Figur 4.20 viser sammenligning av målte doser, hentet fra Figur 4.12, og doser beregnet med CC i OTP for lymfombehandling med kappefelt.



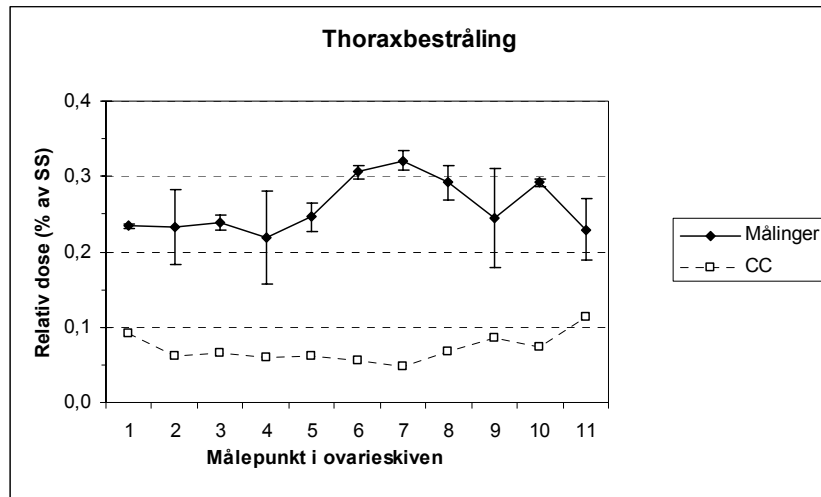
Figur 4. 20: Ovariedose ved kappefelt, målt i Alderson og beregnet med CC. Med og uten lungeblokkering ved hjelp av MLC

For feltet uten MLC-blokkering beregner CC dosen godt, gjennomsnittsdose for hele skiven er den samme for beregnet som for målt dose. For feltet der MLC-blokkering er benyttet er den målte dosen opptil seks ganger større enn den beregnede, og gjennomsnittsdosen for målinger er dobbel så stor som for beregninger. Beregnet dose varierer mer enn målt dose.

4.10.6 Thoraxbestråling

Figur 4.21 viser sammenligning av målte doser i Aldersonfantomets skive 31, hentet fra Figur 4.13, og doser beregnet med CC i OTP for thoraxbestråling.

Målt dose var gjennomsnittlig fire ganger større enn beregnet dose.



Figur 4. 21: Ovariedose ved 3-felts thoraxbestråling, målt i Alderson og beregnet med Collapsed Cone.

5 Diskusjon

5.1 Eksperimentelt

5.1.1 Kvalitet på målinger og feilkilder

Ionisasjonskammer og elektrometer i vannfantom

Doserresponsundersøkelser i ionisasjonskammer ble gjennomført for å undersøke stabiliteten eller reproduserbarheten av målinger for ulike antall MU. Figur 4.1 viser en lineær doserespons i ionisasjonskammeret over et større doseområde, og en reduksjon i måleusikkerhet med høyere MU. Målinger med ionisasjonskammer i denne oppgaven ble foretatt med 1000 MU, fordi dosene i ovarieposisjon da i større grad lot seg reproducere, i motsetning til ved 200 MU. Siden forholdet var lineært, kan målinger utført ved 1000 MU skaleres ned og representere doser gitt i klinikken ved 200 MU.

Det var liten drifting i elektrometeret, ca 0,004 nC, som tilsvarer to prosent av den laveste gjennomførte måling. Det var liten usikkerhet, rundt 1 %, i avlesningen av hver måling fra elektrometeret. Målingene kunne være ustabile mellom to bestrålingsoppsett selv om målingene innbyrdes i en måleserie så ut til å være stabile.

Et elektromagnetisk felt fra lineærakseleratoren kan i prinsippet sette opp ladning i kammeret og i ledningen mellom kammer og elektrometer. Dette vil i så fall gi feil i målingene, en illusjon av en høyere dose enn den som egentlig absorberes i ionisasjonskammeret.

Det kunne med fordel vært benyttet et enda høyere antall MU enn anvendt; støy kunne dermed vært redusert ytterligere. Ved målinger i de angitte avstander fra SS er 200 MU for lite, målingene ble dermed ikke tilstrekkelig reproduserbare. Også 1000 MU kan ha vært lite, men ble benyttet for å ikke bruke altfor lang tid og maskinressurser på hver måleserie. Ved 1000 MU var målingene stort sett reproduserbare.

Temperaturforskjeller mellom bestrålingsrommet, der temperaturen ble målt, og vannet i fantomet kan gi usikkerheter i utregning av dose for vannfantomet. Det vil imidlertid være

liten forskjell i temperaturen på lagerrommet og behandlingsrommet, og det må store temperaturforskjeller til før dette gir utslag større enn et par prosent.

Behandlingsbord

Ulike egenskaper ved behandlingsbordet kan gi feilkilder i dosemålingene. Båndet på behandlingsbordet var elastisk, slik at det ved vekten av fantomet ble strukket noe nedover. Bordet var i noen tilfeller ustabilt og sank litt i løpet av behandlingen (mellom bestrålingene) eller det beveget seg i enkelte tilfeller i hopp og ikke kontinuerlig. Disse faktorene kunne føre til at fantomet ikke lå nøyaktig i foreskrevet posisjon. I tillegg kan det være et avvik mellom lasermarkeringen av isosenterposisjon og det virkelige isosenter fra maskinen. Ingen av disse avvikene fra optimal fantomplassering er ventet å ha stor betydning, siden det maksimalt vil være snakk om noen millimeter forskyvning.

Aldersonfantom

Aldersonfantomet ble plassert på behandlingsbordet slik at lasermarkørene for isosenter traff fantomet i ønsket posisjon. Ved opplegging på bordet ble isosentermarkeringer på fantomet fulgt, men avvik fra disse på opptil et par millimeter i hver retning kan ha forekommet. Skivene i Aldersonfantomet kan bli liggende skjevt i forhold til hverandre på grunn av glidning når tauene strammes. Dersom Aldersonfantomet i tillegg ble lagt skjevt på CT-bordet ved avbildning, kan dette medføre unøyaktigheter i doseberegninger. Fordi ovariene ligger langt fra strålefeltet for mange av feltoppsettene vil konsekvensene av en slik skjevhet kunne forverres med økende avstand fra referanseisosenteret. Skivene i Aldersonfantomet kan ha ligget forskjøvet i forhold til hverandre ved CT-undersøkelsen, som på behandlingsbordet. Det siste har sannsynligvis liten betydning så lenge det ikke er ekstreme forskyvninger.

Enkelte målinger i Alderson med TLD er utført kun en eller to ganger. Ved flere gjentakelser av målingene ville man fått et bedre grunnlag for statistiske beregninger. Dette ble vanskelig gjort av den begrensede tilgang på TLD-er. 60 til 80 TLD-ribbons var tilgjengelig for hver bestrålingsserie.

Målinger som gjennomføres i Aldersonfantom med TLD er punktestimater av dosen til ovariene, det er ikke tatt hensyn til ovarienes utstrekning ved målingene.

5.2 Ovariedosemålinger

5.2.1 Maskinspredt og fantomspredd stråling

I følge Tabell 4.1 og Tabell 4.2 varierer den maskinspredte andelen av ovariedosen mellom 60 og 90 % av den målte dose. Andelen varierte med energi og feltstørrelse. Andelen maskinspredt stråling funnet i vann og solid water er sammenlignbar. Unntaket var for 6 MV 20×20 cm²-felt, der verdien for solid water var 10 prosentpoeng lavere enn for vannfantom, noe som var overraskende. Målingene i solid water hadde generelt et større standardavvik enn vannfantommålinger, med unntak for 6 MV 20×20 cm²-felt, hvor standardavviket var oppsiktsvekkende lavt (~ 1 %). Årsaken til dette avviket er uvisst, men van der Giessen har påpekt at doser målt i store avstander fra feltsenter er ustabile for ulike oppsett, på grunn av det lave dosenivået [van der Giessen 1994]. Van der Giessen observerte forskjeller på opptil en faktor fire mellom målinger han gjennomførte og andre målinger hentet fra litteraturen for tilsvarende bestrålingsoppsett.

Ved åpne felt gir 15 MV-fotoner en større andel maskinspredt stråling enn 6 MV. Dette kan skyldes at utjevningfilteret i gantry på maskinen er tykkere ved bestråling med høye energier enn med lave. De to utjevningfiltrene er vist i Figur 5.1.



Figur 5. 1: Utjevningfilter for fotonbestråling. Filter for 24 MV-bestråling til venstre og 6 MV til høyre [University of the West of England 2004].

Høyenergetiske fotoner får dermed et større spredningsvolum i utjevningfilteret, og det er naturlig at de spres mer i gantry enn hva lavenergetiske fotoner gjør. Disse forandringene i maskinspredt andel med ulike utjevningfiltre kan støtte opp under Ahnesjøs konklusjon om at utjevningfilteret er en viktig kilde til maskinspredt stråling [Ahnesjö 1994]. Van der Giessen har også observert at maskinspredt stråling ser ut til å øke ved økende størrelse på utjevningfilteret [van der Giessen 1996]. Forskjellen på filtrene fører også til at

gjennomsnittsenergien på fotonene i strålen vil øke mer ved 15 MV i forhold til ved 6 MV etter å ha passert gjennom filteret. Høyenergetiske fotoner vil oppleve en kraftigere "beam hardening" fordi utjevningfilteret da er tykkere, og fotoner i den lavenergetiske delen av spekteret avsetter sin energi og stoppes av absorbatormaterialet i utjevningfilteret.

Van der Giessen har i vannfantom funnet en maskinspredt andel på 63 % for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt og 55 % for $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt ved bestråling med 6 MV fotoner, 30 cm fra feltsenter [van der Giessen 1994]. For $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -feltet stemmer verdien overens med tilsvarende målinger utført i denne oppgaven for solid water-fantom. For $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt er det ikke samsvar; verdien funnet i denne oppgaven er større.

Greene et al. målte den maskinspredte andel i vannfantom til 52 prosent 30 cm fra sentralaksen for et $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt med 4 MV fotoner og 73 prosent for et tilsvarende felt med 8 MV fotoner [Greene et al. 1983]. Målingen for 6 MV fotoner $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt fra Tabell 4.2 er forventet å ligge mellom resultatene fra Greene et al. for 4 og 8 MV, noe den også gjør.

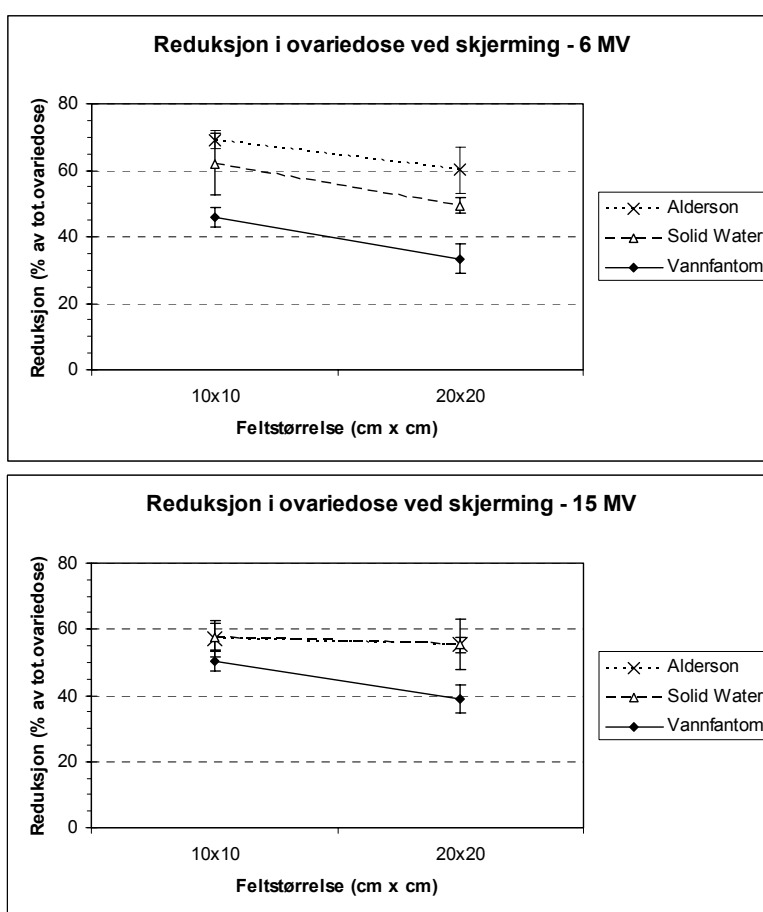
Nilsen fant for 7 MV fotoner at maskinspredt doseandel er fire ganger større enn fantomspredt, for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt i 35 cm avstand fra feltsenter [Nilsen 1974]. For $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt i 40 cm avstand fra feltsenter målte han en maskinspredt komponent som var over dobbelt så stor som den fantomsprede. Dette er i overensstemmelse med målinger gjennomført for vannfantom i Tabell 4.1.

I likhet med Nilsens målinger ble det her benyttet et fantomoppsett for måling av maskinspredt andel med en luftglippe mellom feltgrensen og fantomet [Nilsen 1974]. I denne oppgaven lå målefantomet i lik plassering ved bestråling med og uten annet fantom i strålefeltet og for ulike feltstørrelser (avstanden mellom feltsenter og målepunkt var konstant 30 cm). For $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt var det 10 cm luft mellom feltgrense og kanten av målefantomet, tilsvarende var det 4,5 cm luft for $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt. I andre måleoppsett i litteraturen er feltgrensen lagt inntil fantomet, som hos McParland og Fair og Kase et al [McParland og Fair 1992, Kase et al. 1983]. Dette kan gi ulikheter i måling av maskinspredt andel knyttet til manglende fantomvolum mellom feltgrensen og målepunktet i forhold til andre oppsett. Avstanden fra feltsenter til målepunkt er imidlertid lik i denne oppgaven og litteraturen.

Tabell 4.1 og 4.2 viser at den fantomsprede andelen av strålingen øker med økende feltstørrelse. Ved et stort felt blir pasient- eller fantomvolumet som strålingen kan vekselvirke med større, dermed øker sannsynligheten for vekselvirkninger.

5.2.2 Effekt av gonadeskjerming

I Figur 5.2 sammenlignes reduksjonen av ovariedose som følge av gonadeskjerming ved de ulike fantomtyper for fotonenergier 6 og 15 MV. Verdiene er hentet fra Tabell 4.3 til 4.5.



Figur 5. 2: Reduksjon i ovariedose ved skjerming i tre ulike fantomtyper.

Teoretisk skulle det være mulig å skjerme bort all den maskinspredte strålingen. Det innebærer at ved bruk av gonadeskjerm skulle dosen til ovariene være 20 til 30 % av dosen uten skjerming. Den gjenværende dosen bør etter skjerming hovedsakelig bestå av fantomspredd stråling, som ikke kan fjernes ved ytre skjerming.

I vannfantom reduseres ovariedosen ved skjerming med mellom 35 og 50 %. Dette kan være en forklaring på at blant andre Kase et al. tidligere har konkludert med at den maskinspredte andelen er i underkant av halvparten av ovariedosen i avstander under 40 cm fra feltsenter [Kase et al. 1983]. Dette siden all maskinspredt stråling var forventet mulig å skjerme bort.

Ved å sammenligne resultatene i Figur 5.2 med Tabell 4.1 (vannfantom) og 4.2 (solid water), ser man at ikke all den maskinspredte strålingen ble skjermet bort. I vannfantom ble mellom 50 og 60 % av den potensielt skjermbare maskinspredte strålingen fjernet. Ekstra skjerming med løse blyblokker lagt direkte på fantomet ovenfor målepunktet ga ytterligere dosereduksjon, se Tabell 4.3. Prosentvis reduksjon økte med 6 prosentpoeng, det dobbelte av standardavviket. Heller ikke ved bruk av forbedret skjerming blir all den maskinspredte strålingen fjernet. I vannfantom var reduksjonen størst for 15 MV-fotoner med feltstørrelsen $10 \times 10 \text{ cm}^2$. I solid water ble mellom 65 og 85 % av potensielt skjermbar dose fjernet. I solid water-fantomet var reduksjonen størst ved 6 MV-fotoner (se Figur 5.2). Det er ingen uttalt forskjell i dosereduksjon for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ og $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt for denne energien i solid water, på grunn av den store usikkerheten i måling for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -feltet. Målinger i solid water-fantomet viser at dosereduksjonen er opptil 16 prosentpoeng større her enn i vannfantom. En årsak til denne ulikheten kan være feil i målinger med ionisasjonskammer. Det er mulig at ionisasjonskammerets ledning mottar spredt stråling, dette kan sette opp et elektromagnetisk felt i ledningen som forstyrrer signalet fra kammeret til elektrometeret. Derfor kan elektrometeravlesningen avvike fra den reelle ladningsproduksjon i kammeret. Ved skjerming kan dette gi ujevnheter i dosemålingen, fordi skjermen enkelte ganger kan beskytte ledningen bedre mot maskinspredt stråling enn i andre tilfeller. Dette var en ukjent variabel ved målingene, og det ble ikke tatt hensyn til hvordan skjermen og ledningen lå i forhold til hverandre ved bestråling. Det eneste som ble forsøkt var å plassere ledningen lengst mulig unna gantry ved å teipe fast ledningen til kanten av behandlingsbordet.

I Aldersonfantomet ble mellom 67 og 87 % av den maskinspredte dosen fjernet i 30 cm avstand fra feltsenteret. (Verdien for maskinspredt dose er hentet fra vannfantommålingene i Tabell 4.1.) En mulig årsak til større dosereduksjon målt i Alderson enn i vannfantom er at Aldersonfantomet er 25 cm bredt i området hvor gonadeskjermen ligger. Samme område for vannfantomet er 30 cm bredt. Gonadeskjermen er 23 cm bred, derfor vil skjermen dekke en større del av fantomoverflaten for Aldersonfantom enn for vann og solid water. Ved måling i Aldersonfantomet lå målepunktene i et mindre dyp enn i vannfantomet (8 cm kontra 10 cm), i tillegg til at SAD var 10 cm mindre for Alderson enn for vannfantomet. Alderson er også

laget av et mer heterogent materiale enn de to andre fantomene. Alle disse faktorene kan gi opphav til forskjeller i dosereduksjon. Men det burde også gitt forskjeller mellom Aldersonfantom og solid water, noe det ikke gjorde. Jetne har tidligere oppnådd en reduksjon av ovariedosen i 8 cm dyp i Aldersonfantom på 70 % ved hjelp av en blyskjerm på $20 \times 20 \times 5 \text{ cm}^3$ for kappefeltbestråling [Jetne 1975]. For disse målingene var fotonenergien 7 MV og SSD = 160 cm. Dette er samme dosereduksjon som den maksimalt oppnådde i denne undersøkelse, men her ved fotonenergien 6 MV og SSD mellom 90 og 130 cm.

Maskinspredt stråling kan komme inn fra sidene av fantomet som ikke dekkes av skjermen. Kun horisontal skjerming over frontal side av fantomet ble gjennomført. Også behandlingsbordet og gulvet kan spre stråling som absorberes i fantomet. Ved skjerming av ovariene kunne det vært mulig å skjerme bedre, rundt flere av sidene til fantomet rundt ovariene. Dette krever en mer massiv blyskjerming, som blir tyngre og vanskeligere å håndtere enn gonadeskjermen som er i bruk nå.

5.2.3 Betydning av avstand fra nedre feltgrense

Ovariedosen for strålefelt av størrelsen $20 \times 20 \text{ cm}^2$ er høyere enn for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt (se Figur 4.2 til 4.4), med unntak av ved store avstander fra feltgrensen for 15 MV fotoner. Økningen av ovariedosen med økende feltstørrelse kommer av en økt andel fantomspredd stråling. Økningen er ikke like uttalt for 15 MV fotoner, fordi maskinspredd andel dominerer for høye fotonenergi, særlig i store avstander fra nedre feltgrense. På samme måte vil forskjellen mellom dosene ved de ulike energiene bli mindre ved stort strålefelt (i stor avstand fra feltet). Den fantomsprede andelen av strålingen øker både med økende feltstørrelse og avtagende energi.

I følge Figur 4.2 til 4.4, som er tilpasning av dose som følge av avstand til feltgrense, ligger dosemålingene nokså nær sine eksponentielle regresjonslinjer. Det viser at ved varierende avstand til nedre feltgrense vil dosen synke eksponentielt. I Tabell 5.1 finnes de ulike parameterverdiene for eksponentielle regresjonslinjer fra Figur 4.2 til 4.4. R^2 -verdien angir hvor godt målingene passer til regresjonslinjen. $0 < R^2 < 1$; der $R^2 = 0$ tilsvarer ingen sammenheng mellom linjen og målingene, og $R^2 = 1$ tilsvarer fullt samsvar, altså at målingene ligger på regresjonslinjen. Regresjonslinjene ser ut til å stemme godt for energiene 5 og 6 MV, mens det er mer usikkert om en eksponentiell regresjonslinje er den

beste tilnærmingen for målingene foretatt for 15 MV fotoner. I alle tilfeller er R^2 -verdien høy, noe som forteller at målepunktene ligger nær regresjonslinjen.

Fotonenergi (MV)	Feltstørrelse (cm×cm)	Ovariedose (% av SS-dose)	R^2 -verdi for regresjonslinjen
5	10×10	$D = 4,58 \cdot e^{-0,12x}$	0,96
	20×20	$D = 6,93 \cdot e^{-0,11x}$	0,96
6	10×10	$D = 5,90 \cdot e^{-0,12x}$	0,95
	20×20	$D = 9,83 \cdot e^{-0,12x}$	0,95
15	10×10	$D = 4,67 \cdot e^{-0,08x}$	0,85
	20×20	$D = 6,92 \cdot e^{-0,10x}$	0,91

Tabell 5. 1: Formler for regresjonslinjer for ulike energier og feltstørrelser. D er relativ ovariedose i forhold til feltsenterdosen. x er avstanden mellom målepunkt og nedre feltgrense i cm.

Formlene for ovariedose gitt i Tabell 5.1 kan benyttes for å estimere ovariedosen ved ulike avstander til nedre feltgrense. I formelene fra tabellen vil D være ovariedosen i prosent av SS-dose, begge målt i 10 cm dyp. x er avstanden mellom ovarieskiven og nedre feltgrense, i cm.

For 15 MV ble det i tillegg forsøkt å lage en regresjonslinje fra en potensialfunksjon, dette stemte bedre overens med data. Man oppnår da $R^2 = 0,99$ for feltstørrelse 10×10, og $R^2 = 0,98$ for feltstørrelse 20×20. Ovariedosen for 15 MV blir med potensialfunksjons-regresjon henholdsvis $D = 14,39 \cdot x^{-1,07}$ og $D = 18,74 \cdot x^{-1,10}$.

Sammenligning med dosemålinger fra litteraturen

I litteraturen er doser målt ved bestråling med 6 MV fotoner i tilsvarende avstander fra feltgrensen som i Figur 4.3. Dosene angis relativt til dosemaks i feltsenteret, og sammenlignes i Tabell 5.2. Målinger gjennomført i denne oppgaven, Walle (2004), er korrigert for måledyp av referansedose (SS-dosen ble her målt i 10 cm dyp, de resterende er foretatt i dosemaks). Det er godt samsvar mellom dosemålinger foretatt i denne oppgaven og gjennomførte dosemålinger fra litteraturen.

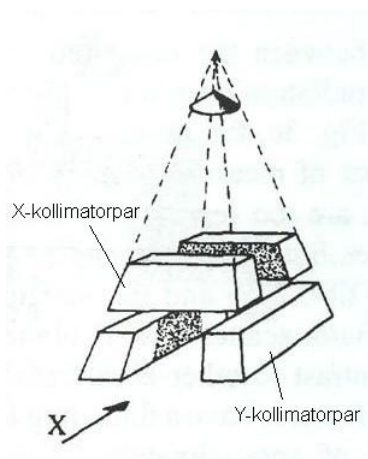
Felt (cm×cm)	Avstand fra feltgrense (cm)	Walle (2004) Figur 4.3	van der Giessen (1994)	Stovall et al. (1995) 10×10 og Fraass/Geijn (1983) 20×20	Mutic og Klein (1999)
10×10	5	1,91 ± 0,09	2,6	-	-
	10	0,95 ± 0,02	1,0	1,10	0,80
	15	0,32 ± 0,02	0,5	-	-
	20	0,28 ± 0,007	-	0,35	0,25
	25	0,20 ± 0,007	0,16	0,18	-
	30	0,11 ± 0,002	-	0,10	0,09
	35	0,07 ± 0,007	0,07	-	-
20×20	40	0,04 ± 0,02	-	-	0,04
	10	1,57 ± 0,08	2,1	2,50	1,50
	15	0,74 ± 0,02	1,1	-	-
	20	0,47 ± 0,02	0,6	0,80	0,45
	30	0,22 ± 0,003	0,2	0,28	0,18

Tabell 5. 2: Sammenligning av doser utenfor feltet fra denne oppgaven og litteraturen. Målinger i denne oppgaven er utført i Aldersonfantom, de resterende i vannfantom.

5.2.4 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen

Ovariedosen målt relativ til feltsenterdosen med ionisasjonskammer i vannfantom ved dynamisk kile i feltet ble funnet å være høyere enn dosen målt med TLD i Alderson, som også var tilfelle ved måling av maskinspredt andel uten kile (se appendiks B). Dosen uten kile er målt ved kollimator i 0°.

Figur 4.5 og 4.6 viser at dosetrenden er lik for bestråling med dynamisk kile med 45° kilevinkel i vannfantom og Aldersonfantom. Ovariedosen med dynamisk kile og kollimatorvinkel 90° er mellom 30 og 50 % lavere enn dosen for samme kilevinkel med kollimator i 0°. Det er ikke trolig at orienteringen til den dynamiske kilen er grunnen til doseforskjellen. Forklaringen ligger i at det ved 90° rotasjon av kollimator er X-kollimatorparet som avgrenser strålefeltet i pasientens y-retning. Ved kollimator i 0° er det Y-kollimatorparet som foretar denne avgrensingen. Disse kollimatorpar har ikke samme plassering i gantry. X-kollimator er plassert lenger opp mot target enn Y-kollimator i en Varian Clinac, dette illustreres i Figur 5.3. Van der Giessen har funnet en tilsvarende forskjell i kollimatorspredd stråledose mellom kollimator i 0° og 90°. I målinger med åpne felt fant han forskjeller på opptil 33 % [van der Giessen 1996], en bekreftelse på tidligere utførte målinger av Fraass og Geijn [Fraass og Geijn 1983].



Figur 5. 3: Plassering i gantry av kollimatorer som avgrensner x- og y-dimensjoner til strålefeltet (øvre og nedre kollimatorpar). Stiplede linjer illustrerer stråling fra utjevningsfilter.
[van der Giessen 1996]. Modifisert.

Det er ikke uventet at dosen blir ulik i de to tilfeller. Fotoner som spres fra kollimatorene lengst opp i gantry har større veilengde i gantry etter spredning, og vil derfor i større grad absorberes i andre deler av gantry. Sannsynligheten er dermed mindre for at disse fotonene skal treffe fantomet. Det virker hensiktsmessig å bruke X-kollimatorene for å avgrense strålefeltet i ovarieretningen. Altså vil det i de fleste tilfeller være en fordel å rotere kollimator 90° slik at X-kollimatorene avgrensner strålefeltet i pasientens y-retning. Da ser det ut til at ovariedosen vil minimaliseres. Dette krever imidlertid egne undersøkelser for ulike kollimatorrotasjon ved bestråling med åpne felt, som ikke er gjennomført i denne oppgaven.

Det er forventet at ovariedosen skal være noe større for orienteringen Y2-OUT med kollimator i 0° enn for tilsvarende måling med Y1-IN, fordi den ”tynne enden” av kilen da ligger caudalt. Mest stråling sendes ut fra denne delen av gantry, siden feltet er åpent i lengst tid der. Men det ble ikke målt noen signifikant doseforskjell mellom disse to kileorienteringer, verken for vannfantom eller Aldersonfantom. Figur 4.7 illustrerte at endringer i kileorientering heller ikke gir doseforskjell mellom høyre ovarie og venstre ovarie ved de ulike kileorienteringene.

Figur 4.8 illustrerer at det ikke er uttalte forskjeller mellom ovariedose som funksjon av avstand til feltgrense med og uten kile for kollimator i 0°, med unntak av korteste avstand fra nedre feltgrense der dosen for 15°-kile er større. Dette innebærer altså at det er uten betydning for dosen til ovariene om bestrålingen foregår med åpent felt eller med dynamisk

kile med kollimator i 0° . Det stemmer overens med hva Leavitt et al. har funnet for Enhanced Dynamic Wedge med kollimator i 0° [Leavitt et al. 1997]. De fant i tillegg at dosen utenfor feltet ble over dobbelt så høy ved bruk av en fast (metall-) kile i forhold til dose uten kile i feltet. Sistnevnte målinger bekreftes av Sherazi og Kase [Sherazi og Kase 1985]. Også Nilsens målinger med ulike metallabsorbatorer i feltet viser en økning i ovariedose i forhold til åpne felt [Nilsen 1974]. Dette betyr at bruk av dynamisk kile er å foretrekke fremfor konvensjonelle kiler med hensyn til begrensning av dosen i punkter utenfor strålefeltet.

Figur 4.9 viser at 45° -kile gir høyere dose enn 15° -kile i avstand 10 cm fra nedre feltgrense. Dette kan forklares på bakgrunn av at et høyere antall MU må benyttes ved større kilevinkel for å få samme dose i SS, fordi SS i en del av bestrålingstiden ligger under kollimatoren, og ikke treffes av primærfeltet. Dermed blir det mer stråling som kan spres til ovariene fra delen av feltet som ligger kort tid under kollimatoren (den ”tynne delen” av kilen). Dosene for 15 MV fotonbestråling er lavere enn for 6 MV bestråling. Dette er i henhold til observasjoner fra avstandsavhengige målinger i 10 cm avstand fra SS for åpne felt i kapittel 4.4. Når kollimatoren beveges i feltet, vil mye av strålingen absorberes i denne, men noe vil også spres. Lavenergetiske fotoner spres fra kanten av kollimatoren i alle retninger, blant annet mot ovarier, mens spredte høyenergetiske fotoner i større grad vil fortsette inn i strålefeltet (spres 0°). For åpne felt dominerer spredt stråling fra utjevningfilteret den maskinspredte andelen i store avstander fra feltgrensen, mens for felt med dynamisk kile er det mulig at stråling spredt i kollimatoren har betydning i avstanden 10 cm fra feltsenter. Forskjellene mellom energiene er særlig merkbar i målepunkt 11. Forskjellene mellom dosene ved 6 MV og 15 MV ligger mellom 10 og 30 %. Dette er større ulikheter enn for målinger i åpent felt. For fast kile har Sherazi og Kase funnet at større kilevinkel gir større spredt dose [Sherazi og Kase 1985].

5.2.5 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen

Det er ikke grunnlag for å si at ovariedosene blir påvirket av bruk av MLC til feltforming. Dette innebærer at man ikke behøver å være varsom med bruk av MLC for å forme rektangulære felt. I denne oppgaven er det ikke undersøkt virkningen av irregulær feltforming.

Enkelte av usikkerhetene i målingene er store. Usikkerheten er størst for punkt 6 i måling ved bruk av MLC. Ett av dosimetrene var ødelagt og ga dermed altfor høy dose i forhold til de resterende målinger.

5.2.6 Klinisk relevante behandlingsoppsett

CNS-bestråling

Figur 4.11 illustrerer at bestråling med hjernefelt i tillegg til de to medullafelt gir liten økning i dose til ovariene. Trenden i dosene er lik for de to oppsett. Dosene er høye i punkt 4 og 11. I punkt 7, 8, 9 og 10 er dosene lave. Grunnen til de lave dosene i de sistnevnte punktene kan være at feltsenteret til medullafeltene er forskjøvet 1 cm i x-retning mot høyre side av fantomet i forhold til referanseisoseret.

Dosen utenpå fantomet ble også målt, den var lik som maksimalverdien inne i skiven, i målepunkt 4. Siden fantomet ble bestrålt bakfra og TLD-ene var festet frontalt på fantomet er det naturlig at dosen utenpå ikke ble særlig større enn dosen i fantomet. Mesteparten av den maskinspredte strålingen vil ikke detekteres av TLD før den har passert gjennom fantomet. Mye av energien har allerede blitt avsatt i fantomet. Det er en mulighet for at likheten mellom dosen utenpå fantomet og maksimal dose i fantomet kan skyldes at punktet utenpå mottar dose fra maskinspredt stråling som traverserer gjennom fantomet i tillegg til stråling spredt fra behandlingsbord eller gulv. Dosen utenpå fantomet er høyere for bestråling med alle fire felt enn for bestråling med kun medullafeltene. Hjernefeltene maskinspredt stråling som kommer fra oversiden av behandlingsbordet, og gir dermed større dose frontalt på fantomet enn inne i skive 31.

Ovariedosen ved CNS-bestråling var gjennomsnittlig 1,24 % av SS-dosen (ved bestråling med begge medullafelt). For å estimere dosen fra Figur 4.3 benyttes et $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt med feltgrense 7 cm fra målepunktet. Det gir følgende ovariedose:

$$D = 4,58 \cdot e^{-0,12x} = 4,58 \cdot e^{-0,12 \cdot 7} = 1,98 \text{ \% av SS-dose (i 10 cm dyp)}$$

Dette er i forhold til SS-dose i 10 cm dyp, målingen er relativ til SS-dose i 5 cm dyp. En dybdeosekurve for 6 MV $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt viser en SS-dose på 86 % i 5 cm dyp og 66 % i 10 cm dyp, i forhold til i dosemaks. Korrigering for måledyp av estimert dose foretas. Det gir en ovariedose på:

$D = 1,52\%$ av SS-dose (i 5 cm dyp)

Estimering fra $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt ga altså en dose som var 18 % større enn den målte. Dette på tross av at det ble benyttet to medullafelt ved målingen, i tillegg til at feltene var større i craniell retning. Imidlertid hadde medullafeltene mindre lateral utstrekning, kun 5 cm. Ekvivalent kvadratisk felt for nedre medullafelt finnes i Khan, Tabell 9.2 [Khan 1994]. Det ekvivalente kvadratiske feltet var $8 \times 8 \text{ cm}^2$. Ved estimering er det ikke tatt hensyn til dette. Det er heller ikke tatt med i beregningene at også øvre medullafelt vil gi et bidrag til ovariedosen.

Lymfombestråling – kappefelt

Figur 4.12 illustrerer at dosen til gonadene reduseres ved bruk av gonadeskjerm. Dosen i målepunktene inne i fantomet reduseres med 50 % ved bruk av gonadeskjerm hvis lungene er blokket ut med MLC. For åpne kappefelt reduseres dosen med 35 % ved bruk av gonadeskjerm. Volumet som bestråles er betraktelig større for det ublokkede feltet, derfor vil en større andel av ovariedosen bestå av fantomspredd stråling sammenlignet med feltet der lungene er blokket ut med MLC. MLC kan øke maskinspredd andel ved at stråling spres på kanten av MLC-bladene i tillegg til i andre maskinkomponenter. Dosen utenpå fantomet reduseres med 79 % for felt med MLC-blokkering, mot 77 % for åpne kappefelt. Dette tyder på at det i stor grad er maskinspredd stråling som absorberes utenpå fantomskiven. Til sammenligning vil skjerming av et $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt i avstand 30 cm fra SS gi en reduksjon av ovariedosen på 60 % (fra Tabell 4.5). Målt dosereduksjon er mindre for kappefeltet, dette har et større areal og vil derfor gi en høyere andel fantomspredd stråling.

Ovariedosen ved kappefeltbestråling var gjennomsnittlig 0,28 % av SS-dosen med MLC-forming og 0,39 % av SS-dosen ved åpent felt. Ved å benytte den eksponentielle regresjonsformel fra Tabell 5.1 for $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt for 6 MV fotoner 28 cm fra feltgrensen kan dosen estimeres til:

$$D = 6,93 \cdot e^{-0,11 \cdot x} = 6,93 \cdot e^{-0,11 \cdot 28} = 0,32\% \text{ av SS-dose}$$

Det var på forhånd forventet at estimeringen skulle gi en ovariedose som lå mellom målt dose ved åpent og MLC-formet kappefelt. Det åpne kappefeltet hadde et større areal enn $20 \times 20 \text{ cm}^2$, og skulle ventelig gi en større ovariedose enn dette. MLC-formet felt hadde ikke en jevn feltgrense i caudal retning, og var derfor forventet å gi en mindre dose enn et

regulært 20×20-felt med samme nedre feltgrense. Estimeringen av dose ved kappefeltbestråling samsvarer altså tilfredsstillende med målinger.

Thoraxbestråling

Figur 4.13 viser at dosen er tilnærmet den samme i alle målepunktene for thoraxbestråling. Med unntak av dosene utenpå skiven, som er noe høyere enn de resterende. Utenpå vil det absorberes mer maskinspredt stråling enn inne i fantomet, fordi strålingen først treffer utenpå fantomet. Dette gjelder for feltet som kommer inn frontalt på fantomet. Feltene er små, noe som gjør at maskinspredt komponent vil være større enn fantomspredd i den benyttede avstanden.

Ovariedosen ved thoraxbestråling var gjennomsnittlig 0,26 % av SS-dosen. Ved å benytte den eksponentielle regresjonsformel fra Tabell 5.1 for 10×10 cm²-felt for 15 MV fotoner 23 cm fra feltgrensen kan dosen estimeres til:

$$D = 4,76 \cdot e^{-0,08x} = 4,76 \cdot e^{-0,08 \cdot 23} = 0,76 \% \text{ av SS-dose}$$

Ved å benytte formelen fra potensialfunksjonsregresjon blir estimert ovariedose:

$$D = 14,39 \cdot x^{-1,07} = 14,39 \cdot 23^{-1,07} = 0,50 \% \text{ av SS-dose.}$$

Ingen av de to regresjonsformlene klarer å predikere dosen gitt ved thoraxbestråling. Imidlertid ga potensialfunksjonen det nærmeste resultat, men fremdeles var estimert dose dobbelt av målt dose. Grunner til forskjell i estimert og målt dose er at thoraxfeltene er mindre enn 10×10-feltet. Ekvivalent kvadratisk felt for thoraxfeltet er et 8×8 cm²-felt, hentet fra tabell for ekvivalente feltstørrelser i Khan [Khan 1994].

Klinisk bruk av avstandsavhengige dosemålinger

Tidligere i dette kapittel er doser i klinisk relevante bestrålingsoppsett forsøkt estimert fra avstandsavhengige målinger med generelle 10×10 og 20×20 cm²-felt. Formlene for dose fra Tabell 5.1 overestimerte ovariedosen i forhold til gjennomførte målinger for CNS-bestråling og thoraxbestråling. Imidlertid var feltene i bestrålingene mindre enn feltet benyttet til estimering, noe som kan forklare avviket. For kappefeltbestråling ga estimeringen en dose som lå mellom målt dose med og uten MLC-feltforming, noe som kan karakteriseres som et godt doseestimat.

Klinisk relevante ovariedoser

I Tabell 5.3 gis verdier for absolutt ovariedose ved bestråling med kliniske doser i feltcenter. Gjennomsnittlig ovariedose er beregnet fra middelverdien av dosene til de 11 målepunkter i ovarieskiven. Maksimal ovariedose er beregnet fra den høyeste dosen målt i ovarieskiven. En normal klinisk dose til målvolumet er 50 til 80 Gy (se kapittel 2.1.1). For å oppnå et ”worst case scenario” beregnes her ovariedosen ved høyest dose som vanligvis gis til målvolumet (tumordose). For CNS-bestråling benyttes en tumordose på 35 Gy. Ved kappefelt gis normalt en tumordose på opptil 35. For thoraxfelt beregnes ovariedosen ved en tumordose på 60 Gy, en dose som benyttes til bestråling av sarkom i bløtvev. Dosene beregnes fra resultatene funnet ved måling for de klinisk relevante feltoppsett i dette kapittel, og gjelder for en pasient på størrelse med Aldersonfantomet.

Behandlingsoppsett	Tumordose (Gy)	Gjennomsnittlig ovariedose (Gy)	Maksimal ovariedose (Gy)
CNS - medullafelt	35	0,43	0,69
Total CNS (medulla og hjerne)	35	0,47	0,75
MLC-format kappefelt	35	0,10	0,11
Åpent kappefelt	35	0,14	0,15
MLC-format kappefelt med gonadeskjerm	35	0,05	0,05
Åpent kappefelt med gonadeskjerm	35	0,09	0,09
Thoraxfelt	60	0,16	0,19

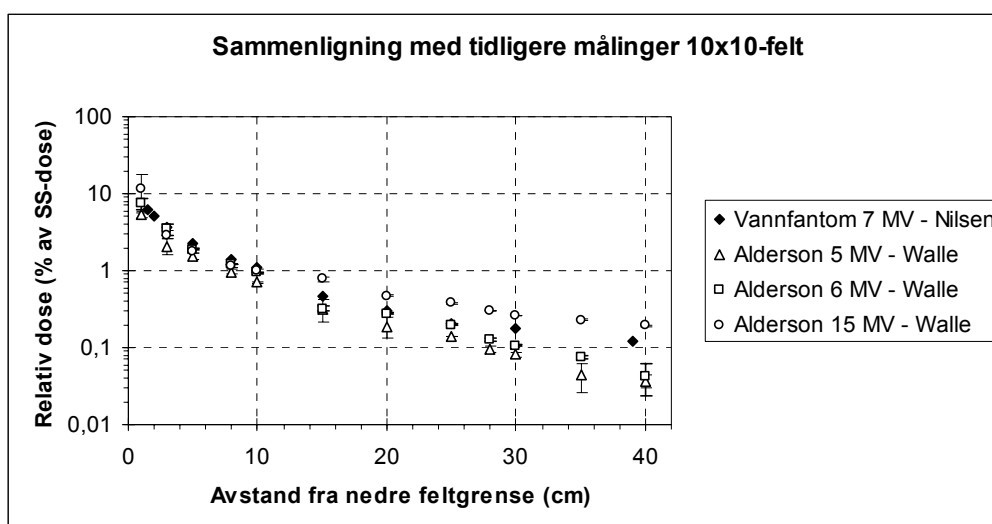
Tabell 5. 3: Ovariedoser ved ulike kliniske doser gitt til målvolumet.

For total CNS-behandling vil ovariedosen nærme seg doblingsdosen for genetiske effekter og terskeldosen for sterilitet hos kvinner. Disse dosegrensene ligger rundt henholdsvis 2,0 og 2,5 Gy. Ved CNS-bestråling bør skjerming av ovariene gjennomføres. Det er ikke undersøkt effekten av skjerming ved CNS-bestråling i denne oppgaven. Et estimat på størrelsen av reduksjon i ovariedosen kan finnes ved å se på 10×10 cm²-felt 15 cm fra SS (som tilsvarer 10 cm fra nedre feltgrense) med 6 MV fotoner gitt i Tabell 4.5. For dette måleoppsettet var dosereduksjonen 50 %.

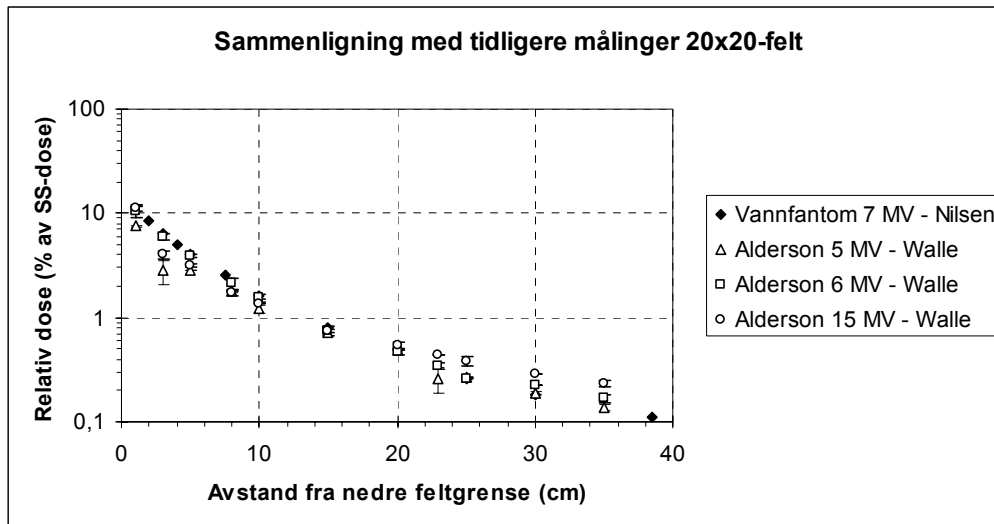
5.3 Overensstemmelse med tidligere gjennomførte målinger

Torfinn Nilsen [Nilsen 1974] gjennomførte dosemålinger i 8 cm dyp i vannfantom. Denne posisjonen skulle representere ovarieposisjon. Bestrålingen ble gjennomført med fotoner fra en 7 MV lineærakselerator. Nilsen benyttet en SSD = 100 cm (tilsvarende SAD = 108 cm), mens i denne oppgaven var SAD = 100 cm. Fantomvolumet der strålingen kan bli spredd blir da større i denne oppgaven enn i de tidligere målinger. Dette vil føre til en større andel fantomspredd stråling, og kan gi høyere ovariedose for disse målinger enn for tidligere gjennomførte målinger.

I Figur 5.4 og Figur 5.5 sammenlignes Nilsens dosemålinger (Vannfantom 7 MV – Nilsen) med doseverdier hentet fra Figur 4.2 (Alderson 5 MV - Walle), Figur 4.3 (Alderson 6 MV - Walle) og Figur 4.4 (Alderson 15 MV - Walle). Målingene foretatt i Aldersonfantom er korrigert for SS-dosens måledyp. I Aldersonfantom ble SS-dose målt i 10 cm dyp, mens i vannfantom ble den målt i dosemaks. Tabell over prosentdybbedoser i feltsenter i forhold til dosemaks finnes i appendiks C.



Figur 5. 4: Tidligere målinger (vannfantom) og målinger gjennomført i denne oppgaven (Alderson). $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt.



Figur 5. 5: Tidligere målinger (vannfantom) og målinger gjennomført i denne oppgaven (Alderson). $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt

Ovariedosene i Aldersonfantom med fotonenergien 15 MV var, for avstander over 10 cm fra feltgrensen, større enn tidligere målinger for 7 MV. Dette vises klart for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt, og ikke i like stor grad for $20 \times 20 \text{ cm}^2$ -felt (se Figur 5.4). Dette kan forklares ved at den maskinspredte komponent av strålingen dominerer for høye energier. Forskjellen mellom energiene fremkommer best ved små feltstørrelser, og i stor avstand fra feltgrensen. Dette er drøftet i kapittel 5.2.1.

Som vist i Figur 5.4 og 5.5 var målingene med 5 MV fotoner lavere enn tidligere målinger med 7 MV, men forskjellen er mindre uttalt for 20×20 enn for $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -felt. For det minste feltet gir 6 MV-målingene i denne oppgaven samme dose som Nilsens målinger i avstander mindre enn 30 cm fra feltgrensen, og lavere dose for større avstander. For det største feltet gir 6 MV-målingene i denne oppgaven samme dose som Nilsens målinger i alle avstander. Forskjellen i SAD fører til at dosen for 6 MV og 7 MV blir lik for det største strålefeltet. Hadde ikke denne forskjellen vært til stede ville dosen for 6 MV ligget noe lavere. I denne oppgaven ble det benyttet Aldersonfantom i stedet for vannfantom. Fantomene består av ulike materialer og har ulik form, noe som kan gi visse forskjeller i dose. Forskjeller i energispekteret kan trolig også ha en viss innflytelse.

5.4 Overensstemmelse mellom beregnet og målt dose

Fotonspektrene for de ulike behandlingsapparatene som benyttes av OTP er ikke tatt i bruk i klinikken ennå. Spektrene er kun tilnærmede, og ikke identiske med de virkelige spektrene for de aktuelle maskiner benyttet i denne oppgaven. De gir allikevel en brukbar tilnærming av dosefordelingen. Hadde energispektrene vært like, kunne samsvaret mellom målt og beregnet dose muligens blitt bedre. Selv om DNR har et annet doseplansystem, Treatment Management System (TMS), der beregningene baserer seg på verifiserte energispektre, ble det valgt å benytte OTP. De relative dosene i ovarieposisjon ble for små til at TMS klarte å beregne dem. Andre faktorer som kan gjøre doseberegninger i OTP med Pencil Beam (PB) og Collapsed Cone (CC) unøyaktige er for lav oppløsning av fluensmatrisen, for små doseberegningsvoxler eller feil effektiv kildediameter benyttet i modellen for spredning fra behandlingsmaskinens hode.

Pencil Beam

Pencil beam klarer å beregne doser maksimalt 20 cm unna feltcenter for åpne felt. Derfor ble PB kun benyttet til doseberegning for utvalgte tilfeller. Overensstemmelse mellom PB og CC er god i de områder der PB fungerer. Ett unntak er for 20×20-felt 10 cm fra feltgrensen, her underestimeres dosen med PB i forhold til CC (i Figur 4.14 til 4.16). Dette kan skyldes at Aldersonfantomet har laterale inhomogeniteter i dette området, som PB ikke tar hensyn til. Som nevnt i kapittel 2.3.6 tar PB ikke med effekten av side- og tilbakespredt stråling i sine beregninger, dette kan gi underestimering av dosene utenfor feltet.

Collapsed Cone

Beregninger fra Collapsed Cone stemmer godt overens med målinger i de første 10 til 15 cm fra feltgrensen, men utover dette er det dårlig samsvar. I følge Aspradakis et al. forutser CC endringer i avsatt energimengde mellom ulike media, men den klarer ikke å modellere fordelingen av denne energien på en nøyaktig måte [Aspradakis et al. 2003]. Dette kan gi feilaktige doseberegninger.

Monte Carlo (EGSnrc)

Monte Carlo-beregningene ble gjennomført med forenklet geometri, en vannsylinder med samme volum som Aldersonfantomet. Der Monte Carlo ble benyttet til doseberegning, førte beregningene til doser som var tilnærmet de samme som ble funnet ved bruk av CC i OTP. Dette antyder at å benytte Monte Carlo til doseberegning ikke gir de store forbedringer som var ventet på forhånd. Monte Carlo sees ofte på som "sannheten" innen doseberegning, og

nøyaktige resultater av beregningene kan forventes. Dette ser allikevel ikke ut til å være tilfellet i store avstander fra feltgrensen (se kapittel 4.10.1 og 5.4.1).

5.4.1 Betydning av avstand fra nedre feltgrense

I følge Figur 4.14, 4.15 og 4.16 stemmer beregnede og målte doser godt overens så lenge målepunktet ligger nærmere enn 10 til 15 cm fra feltcenteret. For økende avstander fra strålefeltet og økende fotonenergi blir samsvaret stadig dårligere. Forskjellene er mindre for store felt enn små. Mulige forklaringer på denne dårlige overensstemmelsen for store avstander kan være at beregningsfeil som i utgangspunktet var små vil adderes etter hvert som avstanden til feltet øker, og blir til slutt store. Doseberegningssystemet tar heller ikke hensyn til spredt stråling fra behandlingsbord eller annet utstyr plassert i behandlingsrommet, ei heller fra gulv og vegger. Bidragene fra sistnevnte er imidlertid ventet å være neglisjerbare. I følge Knöös et al. øker penumbraområdet for energier over 6 MV, noe som fører til at doseplansystemet underestimerer dosen utenfor feltet [Knöös et al. 1995]. Dette er tilfellet også i denne oppgaven, og man kan fra Figur 4.16 (for begge feltstørrelser) se at den beregnede dosen ligger lavere enn den målte dosen i alle avstander fra feltgrensen. I Figur 4.14 og 4.15 er dette ikke tilfelle. Her finnes det ingen uttalt forskjell mellom målt og beregnet dose de første 10 til 15 cm fra nedre feltgrense.

5.4.2 Betydning av dynamisk kile for ovariedosen

Figur 4.17 viser at den målte ovariedose er tre til fire ganger større enn dosen beregnet med CC for felt med dynamisk kile. Til sammenligning er dosen målt i åpent felt i samme avstand fra nedre feltgrense (25 cm) fire ganger større enn beregnet dose. Det blir altså ingen forverring i doseberegningen ved å ha dynamisk kile i feltet i forhold til åpent felt.

5.4.3 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen

Som vist i Figur 4.18 er ovariedosen ved MLC-feltforming fem til åtte ganger høyere enn ved konvensjonell feltforming av et 10×10-felt. Fra Figur 4.15 kan man se at for den samme avstanden fra nedre feltgrense, ved åpent felt, er målt dose fem ganger større enn beregnet. MLC-feltforming gjør altså ikke doseberegningene merkbart dårligere.

5.4.4 Doseberegning ved klinisk relevante behandlingsoppsett

CNS-bestråling

De til tider store doseforskjellene for enkelte av målepunktene kom overraskende, spesielt siden feltgrensen for nedre medullafelt lå kun 6 cm fra målepunktene. Ved CNS-bestråling kan beregningene bli unøyaktige i forhold til målingene på bakgrunn av at 18 CT-snitt i Aldersonfantometets brystregion ble fjernet før doseplanlegging satte i gang. Dette kan ha ført til at enkelte strukturer i fantomet ble borte fra bildene, og ikke tas hensyn til under doseberegningene. I tillegg fører fjerning av disse skivene til at det blir større avstand mellom hver tetthetsmatrise som beregnes for fantomet i dette området. Dette kan gi unøyaktigheter i beregningene. Medullafeltene er dessuten tynne, noe som kan vanskeliggjøre en god doseberegning.

Lymfombestråling – kappefelt

I følge Figur 4.20 er det tilfredsstillende overensstemmelse mellom gjennomsnittlig beregnet og målt ovariedose for det åpne kappefeltet. Dette kan forklares med at feltet har stort areal, noe som impliserer en høy andel fantomspredd stråling. I beregningene av fantomspredd stråling baserer programmet seg på tetthetsmatrisen fra CT-bildene av Aldersonfantomet, og regner derfor ut denne delen mest nøyaktig. Feltgrensen ligger nokså nær målepunktet og det er vist i Figur 4.14, 4.15 og 4.16 at beregningsprogrammet samsvarer bra med målte doser nær feltgrensen. Forklaringen på den dårligere overensstemmelsen ved MLC-blokket felt kan være at den ublokkede delen av feltet ligger lenger unna målepunktet enn for det åpne feltet. I tillegg har det et mindre areal og en mer kompleks form. Alle disse faktorene kan være problematiske for doseberegningssystemet. Det er for begge feltoppsett større variasjon i den beregnede dose enn i den målte. En mulig forklaring på denne variasjonen er at doseplanprogrammet får problemer med beregningen når et stort luftvolum blir bestrålt i tillegg til fantomet.

Thoraxbestråling

Figur 4.21 viser at målt dose var gjennomsnittlig fire ganger større enn den beregnede. Til sammenligning gir verdier fra Figur 4.16, for et 10×10 cm²-felt 23 cm fra nedre feltgrense en målt dose som er 4,4 ganger større enn beregnet dose

6 Konklusjon

I denne oppgaven ble dosen til ovariene ved kreftbehandling med høyenergetisk fotonstråling kartlagt. Hvor stor andel av denne strålingen som ble spredt fra henholdsvis maskinkomponenter og fantommaterialet var av interesse. Maskinspredt stråling skulle være mulig å fjerne ved skjerming med bly over ovarieposisjonen.

Tre fantomtyper ble bestrålt med ulike feltoppsett. Doser utenfor feltet, fortrinnsvis i ovarieposisjon, ble målt ved hjelp av ionisasjonskammer og TLD. Ovariedosen synker tilnærmet eksponentielt med økende avstand fra nedre feltgrense. Dosemålingene i ulike avstander samsvarer med målinger fra litteraturen. Ovariedoser målt i antropomorft fantom var mellom 0,3 og 0,7 % av SS-dose 30 cm fra feltsenter ved grunnleggende kvadratiske felt og 2 % av SS-dose ved CNS-bestråling. For en normal behandlingssituasjon (opptil 60 Gy) vil det tilsvare en dose til ovariene på mellom 0,2 og 0,4 Gy 30 cm fra feltsenter. For CNS-bestråling med 35 Gy til målvolumet blir ovariedosen opptil 0,75 Gy. Sistnevnte er nærmer seg doblingsdosen for genetiske effekter og dosen som kan gi sterilitet hos kvinner. Derfor bør skjerming benyttes ved slik behandling.

Maskinspredt andel av ovariedosen avhenger av feltstørrelse og energi, og er mellom 60 og 90 % i fantom 30 cm fra feltsenter. Høyenergetisk stråling ved små strålefelt gir den største andel maskinspredt stråling. Dette skyldes at utjevningfilteret er større for høyenergetisk stråling, og at den fantomsprede andelen øker med feltstørrelsen. Det har ikke lyktes å fjerne all den antatt maskinsprede strålingen ved bruk av gonadeskjerm. Reduksjonen var kun 35 til 70 % av den opprinnelige ovariedosen. Dette var uventet, siden blyskjermen er tykk nok til å skjerme bort 97 % av strålingen som treffer den.

Dynamisk kile gir ingen økning i ovariedose i forhold til åpent felt. Med faste kiler er det tidligere funnet en dobling av dosen. Derfor bør helst dynamiske kiler benyttes fremfor faste kiler for å minimalisere dose til punkt utenfor strålefeltet. Også for dynamisk kile vil ovariedosen øke med kilevinkel, fordi antall MU må økes for å oppnå lik SS-dose. MLC-feltforming av kvadratisk felt utgjør ingen doseforskjell til ovariene i forhold til konvensjonelt formet strålefelt.

Fra undersøkelsene med kollimator i 0 og 90° kan man trekke den slutning at det vil være en fordel å avgrense strålefeltet i retningen mot kritiske organer med X-kollimator. Det vil trolig gi mindre maskinspredt dose til disse enn ved avgrensing med Y-kollimator. Altså bør bestrålingen i de fleste tilfeller foregå med kollimator i 90°, hvis ovariedosen ønskes minimalisert. Dette krever imidlertid grundigere undersøkelser for åpne strålefelt, siden det i denne oppgaven kun ble bestrålt med kollimator i både 0 og 90° for dynamisk kile i feltet.

Målt og beregnet ovariedose stemmer i de fleste tilfeller dårlig overens i avstander over 15 cm fra nedre feltgrense. 30 cm fra feltsenteret er den målte dosen tre til fem ganger høyere enn beregnet dose. De største avvik forekommer ved lite strålefelt og høy fotonenergi.

I videre arbeid kunne det være interessant å gjennomføre Monte Carlo-beregninger basert på tetthetsmatrisen til fantomet. Det ville også være fruktbart å undersøke ovariedoser ved 0 og 90°- rotasjon av kollimator for åpne felt, for eventuelt å kunne bekrefte at antagelsen om at X-kollimatorparet bør avgrense feltet mot kritiske organer. I tillegg burde effekten av skjerming ved CNS-bestråling undersøkes. Det vil også være aktuelt å gjennomføre målinger med grundigere blyskjerming enn foretatt i denne oppgaven, med blyblokker rundt en større del av fantomet. Undersøkelser av vinkelfordelingen til den maskinspredte strålingen vil også være av interesse.

Referanser:

Ahnesjö A (1994). *Analytic modelling of photon scatter from flattening filters in photon therapy beams*. *Medical Physics* **21**(8): 1227-1235.

Aird EGA og Farmer FT (1972). *The design of a thimble chamber for the Farmer dosemeter*. *Physics in Medicine and Biology* **17**(2): 169-174.

Alberts B, Johnson A, Lewis J, Raff M, Roberts K og Walter P (2002). *Molecular Biology of The Cell. Fourth edition*. Garland Science Publishing, New York, 1463 sider.

Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M og Spira J (1962). *An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans*. *The American journal of roentgenology, radium therapy and nuclear medicine* **87**(1): 185-195.

American Institute of Physics (2002) Early Particle Accelerators [online] Tilgjengelig fra <http://webster.aip.org/history/lawrence/epa.htm#142> [Hentet 23. jul. 2004]

Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, Smyth V og Vynckier S (2001). *IAEA TRS-398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water* [online] IAEA - International Atomic Energy Agency. Tilgjengelig fra http://www.sbph-bvzf.be/upload/PROT_IAEA.pdf [Hentet 6. feb. 2004]

Aspradakis MM, Morrison RH, Richmond ND og Steele A (2003). *Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning*. *Physics in Medicine and Biology* **48**(17): 2873-2893.

Attix FH (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, New York, 505 sider.

Bjerke H (2003). *Dosimetry in Norwegian Radiotherapy - Implementation of the absorbed dose to water standard and code of practice in radiotherapy in Norway*. Østerås, Norge, Statens Strålevern, Strålevernrapport 2003:11, 34 sider.

Bo WJ, Wolfman NT, Krueger WA, Carr JJ, Bowden RL og Meschan I (1990). *Basic Atlas of Sectional Anatomy With Correlated Imaging*. Saunders, Philadelphia, 380 sider.

Bruland ØS og Olsen DR (1997). *Stråleterapi mot år 2000: langs nye veier eller "paa gjengrodde stier"?* *Kreftnytt* **1**: 4-8.

Caplex Nettleksikon (2004). Caplex - Artikkel – duralumin [online], Tilgjengelig fra http://www.caplex.net/web/artikkel/artdetalj.asp?art_id=9308368. [Hentet 7. feb. 2004]

Constantinou C, Attix FH og Paliwal BR (1982). *A solid water phantom material for radiotherapy x-ray and gamma-ray beam calibrations*. *Medical Physics* **9**(3): 436-441.

DNR (2003). *DNRs kvalitetssystem - Fagområde medisinsk fysikk og teknikk*. Metodeboken ved Det Norske Radiumhospital.

Dokumentasjonsprosjektet (1997). *Bokmålsordboka og Nynorskordboka - Elektronisk versjon* [online], Historisk-Filosofisk Fakultet ved Universitetet i Oslo Tilgjengelig fra <http://www.dokpro.uio.no/ordboksoek.html>. [Hentet 3. feb. 2004]

Elekta AB (2004). *Elekta - advanced radiation oncology and neurosurgery solutions* [online] Tilgjengelig fra http://www.elekta.com/ContentInternational.nsf/pgs_Frameset?openpage&url=history_non_flash. [Hentet 19. feb. 2004]

Fraass BA og van der Geijn J (1983). *Peripheral dose from megavoltage beams*. Medical Physics **10**(6): 809-818.

Friberg EG (2003). *Doser, dosimetri og strålehygiene* Statens Strålevern [online] Tilgjengelig fra http://www.hitos.no/afh-radio/doser_dosemetri_og_straalehygiene.pdf [Hentet 25. mai. 2004]

GE Healthcare (2004). *GE Healthcare - Computed Tomography - Light Speed Ultra* [online] Tilgjengelig fra http://www.gehealthcare.com/rad/ct/products/light_series/ultra/index.html [Hentet 3. jun. 2004]

van der Giessen P-H (1994). *Calculation and measurement of the dose at points outside the primary beam for photon energies of 6, 10 and 23 MV*. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics **30**(5): 1239-1246.

van der Giessen P-H (1996). *Collimator-related radiation dose for different cobalt machines and linear accelerators*. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics **35**(2): 399-405.

Greene D, Chu G-L og Thomas DW (1983). *Dose levels outside radiotherapy beams*. The British Journal of Radiology **56**: 543-550.

Hall EJ (2000). *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 588 sider.

Henriksen T, Ingebretsen F, Storruste A, Strand T, Svendby T og Wethe P (1995). *Stråling og helse*. [online] Fysisk institutt, Universitetet i Oslo, Oslo. Tilgjengelig fra <http://www.afl.hitos.no/mfysikk/rad/straling.htm> [Hentet 24. mai. 2004]

IAEA (2003). *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Educational Report Series*. [online] EB Podgorsak. Tilgjengelig fra <http://www-naweb.iaea.org/nahu/external/e3/syllabus.asp> [Hentet 19. mai. 2004]

ICRP (1991). *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP publication 60*. Annals of the ICRP **21**(1 - 3): 1 - 215.

- Irvine C, Morgan A, Crellin A, Nisbet A og Beange I (2004). *The Clinical Implications of the Collapsed Cone Planning Algorithm*. *Clinical Oncology* **16**: 148-154.
- Jetne V (1974 a). *Gonadedoser ved strålebehandling av maligne lymfom*. Foredrag ved 33. kongress i Nordisk Forening for medicinsk Radiologi. Uppsala, Sverige, 12 sider.
- Jetne V (1974 b). *Ny gonadeskjerm for behandlingar ved lineærakseleratorane i FHA = 160 cm*. Notat DNR, Oslo, Norge, 10 sider.
- Jetne V (1975). *Gonadedoser i stråleterapien av maligne lidingar*. Foredrag på Nordisk forening for klinisk fysikk's 8. møte. Reykjavik, Island, 9 sider.
- Johns HE og Cunningham JR (1983). *The physics of radiology. Fourth edition*. Charles C. Thomas Springfield, Ill, USA, 796 sider.
- Kalach NI og Rogers DWO (2003). *Which accelerator photon beams are "clinic-like" for reference dosimetry purposes?* *Medical Physics* **30**(7): 1546-1555.
- Karzmark CJ og Pering NC (1973). *Electron linear accelerators for radiation therapy: History, principles and contemporary developments*. *Physics in Medicine and Biology* **18**(3): 321-354.
- Kase KR, Svensson GK, Wolbarst AB og Marks MA (1983). *Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field*. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* **9**: 1177-1183.
- Kawrakow I (2003) *EGSnrc home page* [online] National Research Council Canada. Tilgjengelig fra <http://www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc/EGSnrc.html> [Hentet 20. apr. 2004]
- Kawrakow I og Rogers DWO (2003). *PIRS-701: The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport* [online] National Research Council Canada. Tilgjengelig fra <http://www.sao.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc/pirs701/index.html> [Hentet 20. apr. 2004]
- Khan FM (1994). *The Physics of Radiation Therapy. Second edition*. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, 542 sider.
- Knöös T, Ahnesjö A, Nilsson P og Weber L (1995). *Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue*. *Physics in Medicine and Biology* **40**: 1411-1420.
- Knöös T, Ceberg C, Weber L og Nilsson P (1994). *The dosimetric verification of a pencil beam based treatment planning system*. *Physics in Medicine and Biology* **39**: 1609-1628.
- Kreftforeningen (2000). *Røyking og lungekreft* [online] Den Norske Kreftforening. Tilgjengelig fra <http://www.kreft.no/articles/artid650638.html> [Hentet 11. nov. 2003]
- Kreftregisteret, Hansen S, Norstein J og Næss Å (2004). *Kreft i Norge 2001*. [online] Kreftregisteret, Institutt for populasjonsbasert kreftforskning, Oslo, Norge. Tilgjengelig fra <http://www.kreftregisteret.no> [Hentet 26. jun. 2004]

- Kreftregisteret, Møller B og Fekjær H (2002). *Pressemelding fra Kreftregisteret - Stor kreftøkning frem til år 2020*, [online] Kreftregisteret. Tilgjengelig fra <http://www.kreftregisteret.no/nyheter/nyhetsarkiv.htm>. [Hentet 20. feb. 2004]
- Lanz R og Zeugin F (1998). *Build-Up Algorithm for Dynamic Control of Multi-Leaf Collimators in Radiation Therapy*. [online] Bern, Software-Schule Schweiz. Tilgjengelig fra http://www.hta-be.bfh.ch/~wwwsws/studienbetrieb/diplomlibrary/t38/t38_01/diplberi.html [Hentet 11. jun 2004]
- Leavitt DD, Lee WL, Gaffney DK, Moeller JH og O'Rear JH (1997). *Dosimetric parameters of enhanced dynamic wedge for treatment planning and verification*. *Medical Dosimetry* **22**(3): 177-183.
- Mazonakis M, Damilakis J, Varveris H, Fasoulaki M og Gourtsoyiannis N (2003). *Risk estimation of radiation-induced thyroid cancer from treatment of brain tumors in adults and children*. *International Journal of Oncology* **22**(1): 221-225.
- McParland BJ og Fair HI (1992). *A method of calculating peripheral dose distributions of photon beams below 10 MV*. *Medical Physics* **19**(2): 283-293.
- Mutic S og Klein EE (1999). *A reduction in the AAPM-36 reported peripheral dose distributions with tertiary multileaf collimation*. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* **44**(4): 947-953.
- Neel JV og Schull WJ (1991). *The Children of atomic bomb survivors: a genetic study*. National Academy Press, Washington, D.C., 518 sider.
- Nilsen T (1974). *Gonadedoser ved høyenergetisk stråleterapi*. Hovedoppgave i strålingsbiofysikk. Norges Tekniske Høyskole, Trondheim, 151 sider.
- Nordion MDS (2003). DC Algorithms, OTP 1.2, Hjelpemanual til OTP. [otp-maskin DNR] MDS Nordion. [Hentet 1. sep. 2003]
- Norges lover (2000) - *Lov om strålevern og bruk av stråling*. LOV-2000-05-12.
- Papathodorou S, Zefkili S og Rosenwald J-C (1999). *The 'equivalent wedge' implementation of the Varian Enhanced Dynamic Wedge (EDW) into a treatment planning system*. *Physics in Medicine and Biology* **44**: 509-524.
- Saunders MI (2001). *Reviews: Programming of radiotherapy in the treatment of non-small-cell lung cancer - a way to advance care*. *The Lancet Oncology* **2**(7): 401-408.
- Schmidt R (1999). *Antropomorphes Phantom* [online] – Modifisert. Universitätskrankenhaus Eppendorf, Universität Hamburg. Tilgjengelig fra <http://www.uke.uni-hamburg.de/Clinics/Radiology/MedSPhys/Vorlesung/Phantome.PDF> [Hentet 2. feb. 2004]
- Schull WJ (1995). *Effects of Atomic Radiation: A Half-Century of Studies from Hiroshima and Nagasaki*. Wiley-Liss, Inc, New York, 397 sider.

Sherazi S og Kase KR (1985). *Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field: Effects of wedges and blocks*. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics **11**: 2171-2176.

Skiri H (2004). Svar på E-post: *Spørsmål om fruktbarhetsalder*. Til Skiri H, halvard.skiri@ssb.no. Fra: Walle IC, i.c.walle@fys.uio.no, Oslo.

Sprawls P (1987). *Physical Principles of Medical Imaging*. Aspen Publishers, Inc., Rockville, Maryland, USA, 545 sider.

Statistisk Sentralbyrå (2003). *Dødsårsaker, 2001* [online] Tilgjengelig fra <http://www.ssb.no/emner/03/01/10/dodsarsak/> [Hentet 20. feb. 2004]

Stovall M, Blackwell CR, Cundiff J, Novack DH, Palta JR, Wagner LK, Webster EW og Shalek RJ (1995). *Fetal dose from radiotherapy with photon beams: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 36*. Medical Physics **22**(1): 63-82.

University of the West of England (2004). *Beam flattening filter - UWE - An interactive e-learning resource for Assistant Practitioners*, [online] UWE Bristol. Tilgjengelig fra <http://learntech.uwe.ac.uk/radiography/RScience/linac/beamflatteningfilter.htm> [Hentet 3. jun. 2004]

Varian (2003). *Clinac accelerators*, [online] Varian Medical Systems Inc. Tilgjengelig fra <http://www.varian.com/shared/oncy/brochure/trtdlvry/clinac.pdf>. [Hentet 4. mai. 2004]

Vink Plast AS (2004). *Vink Plast - Norges største leverandør af plast - PEEK*, [online] Vink Plast. Tilgjengelig fra <http://www.vink.no/Default.asp?ID=2528> [Hentet 31. jul. 2004]

Appendiks

A Til Utstyr og metoder

- Parameteroppsett i programmet Lesdosimetre:

Utilities→ Gain Setting→ Low (staver) eller High (ribbon)
File→ Open → Response→ Camilla1.tld (fil med rådata)
→ ASCII File→ Camilla1.tld (eksportfil for doseberegningsprogram)
→ Acq. Setup→ per.par (instrumentparametere)
→ TTP→ tldshell.ttp (tid-temperaturprofil)
→ Dosimeter→ prof1.txt (staver) eller prof2.txt (ribbon)
→ ECC→ tldshell.ecc
Parameters→ TTP→ Profile 1, LOW (staver) eller Profile2, HIGH (ribbon)
Til slutt:
Read→ Go→ Overwrite

- MLC-oppsett ved kappefelt – fra Visir:

	Forfelt (0°):		Bakfelt (180°):	
	Left (cm)	Right (cm)	Left (cm)	Right (cm)
1	0,00	0,00	0,00	0,00
2	0,00	0,00	0,00	0,00
3	0,00	0,00	0,00	0,00
4	0,00	0,00	0,00	0,00
5	0,00	0,00	0,00	0,00
6	-5,00	8,00	-5,05	10,00
7	-5,00	8,00	-5,64	10,00
8	-5,59	8,00	-7,13	10,00
9	-9,95	8,00	-10,00	10,00
10	-14,50	8,00	-14,40	10,00
11	-14,50	8,00	-14,50	10,00
12	-14,50	8,00	-14,50	10,00
13	-0,89	8,00	0,00	10,00
14	0,00	8,00	0,00	10,00
15	0,00	8,00	0,00	10,00
16	0,00	8,00	0,00	10,00
17	0,00	8,00	0,00	10,00
18	0,00	8,00	0,00	10,00
19	0,00	8,00	-14,50	10,00
20	-0,40	8,00	-14,50	10,00
21	-14,50	8,00	0,00	10,00
22	-4,16	8,00	0,00	10,00
23	0,00	8,00	0,00	10,00
24	0,00	8,00	0,00	10,00
25	0,00	8,00	0,00	10,00

26	0,00	8,00	0,00	10,00
27	0,00	8,00	0,00	10,00
28	0,00	8,00	-1,29	10,00
29	-14,50	8,00	-14,50	10,00
30	-14,50	8,00	-14,50	10,00
31	-14,50	8,00	-14,50	10,00
32	-7,13	8,00	-8,71	10,00
33	-5,94	8,00	-5,84	10,00
34	-5,55	8,00	-4,85	10,00
35	-5,25	8,00	-4,26	10,00
36	0,00	0,00	0,00	0,00
37	0,00	0,00	0,00	0,00
38	0,00	0,00	0,00	0,00
39	0,00	0,00	0,00	0,00
40	0,00	0,00	0,00	0,00

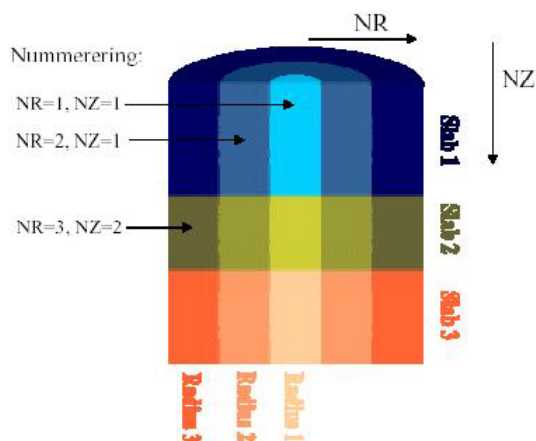
- Parametere matet inn i programmet EGSnrc i Monte Carlo

- Output options: long, ønsker maksimalt med informasjon fra beregningene
- Antall historier som skal beregnes: 300 000 000 – 350 000 000
- Skal beregne ”dose and stoppers” (ifull)

Geometri:

- En skive som er 40 cm, 40 skiver som er 1 cm.
- Radius; 1: 0,5 cm, 2: 13 cm, 3: 90 cm
- Medium1: H2O521ICRU, Start Z = 1, stop Z = 41, start R = 1, stop R = 2
- Medium2: AIR521ICRU, Start Z = 1, stop Z = 41, start R = 3, stop R = 3
- For simuleringer der maskinspredt stråling skulle finnes, ble mediene delt inn slik:
 - o Medium1: H2O521ICRU, Start Z = 17, stop Z = 41, start R = 1, stop R= 2
 - o Medium2: AIR521ICRU, Start Z = 17, stop Z = 41, start R = 3, stop R = 3
 - o Medium3: AIR521ICRU, Start Z = 1, stop Z = 16, start R = 1, stop R = 3

Figur av sylindergeometri som mates inn i doseberegningsprogrammet:



Kilde:

- Partikkeltype: fotoner
- Stråleretning: kilde nummer 10, parallell stråle som faller inn fra siden, langs y-aksen
- x-beam: halve vidden av rektangulær stråle i cm
- Z-beam: halve høyden av rektangulær stråle i cm
- Strålingsenergi: spektrum, mohax.spectra (X byttes ut med gjeldende energi i MV). Ferdige spektra finnes i katalogen HENHOUSE\spectra.

Transportparametre:

- Pair angular sampling: KM
- Brems angular sampling: KM
- Brems cross section: BH
- Electron-step algorithm: PRESTA-II
- Boundary crossing algorithm: exact
- Global PCUT: 0,001
- Global ECUT: 0,521
- Bound Compton scattering: On
- PE angular sampling: On
- Rayleigh scattering: Off
- Atomic relaxations: On

Variansreduksjon:

- Photon Forcing: Off

Plotting:

- Plotting: Off

B Til Resultater

4.1.2 Doser til høyre og venstre ovarie - Aldersonfantom

Avs.nedr.feltgr.(cm)	Dose HO (mGy)	Dose VO (mGy)	% forskjell
1	177,97	142,60	20 %
3	85,53	66,67	22 %
5	43,56	40,94	6 %
8	25,11	24,50	2 %
10	17,97	17,32	4 %
15	7,16	6,55	9 %
20	5,47	5,67	4 %
25	3,86	4,07	5 %
28	2,74	2,92	6 %
30	2,15	2,23	4 %
35	1,47	1,59	8 %
40	0,55	1,06	48 %

4.2.1 Maskinspredt stråling i vannfantom

Fullstendige data til tabell 4.1. Alle utførte målinger av doser, med gjennomsnitt og standardavvik. Relativ dose måles i forhold til dosen i SS ved 10 cm dyp.

Energi (MV)	Strålefelt	Feltstørrelse (cm×cm)	Dato	Ovariedose (mGy)	Ovariedose (% av SS)	SS-dose (mGy)
6	Med fantom	10×10	11.jun.04	27,9	0,433	6448
			14.jun.04	27,6	0,429	6446
			16.jun.04	26,9	0,418	6448
			21.jun.04	25,4	0,393	6472
			28.jun.04	27,0	0,415	6509
			01.jul.04	25,9	0,398	6491
			Gjennomsnitt:	26,8	0,414	6469
			St.avvik:	1,0	0,016	26
		10×20	11.jun.04	48,6	0,720	6746
		20×20	11.jun.04	82,7	1,165	7095
			01.jul.04	74,2	1,041	7123
			Gjennomsnitt:	78,4	1,103	7109
			St.avvik:	6,0	0,087	20
		Uten fantom	10×10	11.jun.04	23,0	0,356
	14.jun.04			21,6	0,335	6446
	16.jun.04			21,1	0,328	6448
	21.jun.04			20,3	0,313	6472
	28.jun.04			22,0	0,338	6509
	01.jul.04			20,6	0,318	6491
	Gjennomsnitt:			21,4	0,331	6469
St.avvik:	1,0			0,015	26	
10×20	11.jun.04		34,7	0,515	6746	
20×20	11.jun.04		56,8	0,800	7095	

Appendiks

			01.jul.04	49,9	0,701	7123
			Gjennomsnitt:	53,3	0,750	7109
			St.avvik:	4,8	0,070	20
15	Med fantom	10×10	11.jun.04	23,9	0,372	6430
			14.jun.04	21,8	0,340	6417
			16.jun.04	21,8	0,339	6417
			21.jun.04	19,7	0,306	6447
			28.jun.04	20,8	0,322	6475
			01.jul.04	20,0	0,310	6449
			Gjennomsnitt:	21,3	0,332	6439
			St.avvik:	1,5	0,025	22
			10×20	14.jun.04	35,4	0,536
		16.jun.04		34,9	0,529	6601
		Gjennomsnitt:		35,2	0,533	6601
		St.avvik:		0,3	0,005	1
		20×20	14.jun.04	58,8	0,864	6803
			16.jun.04	58,0	0,852	6803
			01.jul.04	52,7	0,757	6955
	Gjennomsnitt:		56,5	0,824	6854	
	St.avvik:		3,3	0,059	88	
	Uten fantom	10×10	11.jun.04	20,6	0,321	6430
			14.jun.04	18,2	0,283	6417
			16.jun.04	18,3	0,286	6417
			21.jun.04	16,7	0,258	6447
			01.jul.04	16,6	0,258	6449
			28.jun.04	17,8	0,274	6475
			Gjennomsnitt:	18,0	0,280	6439
St.avvik:			1,5	0,023	22	
10×20			14.jun.04	26,2	0,397	6601
		16.jun.04	25,9	0,393	6601	
		Gjennomsnitt:	26,1	0,395	6601	
		St.avvik:	0,2	0,002	1	
20×20		14.jun.04	41,6	0,611	6803	
		16.jun.04	41,6	0,611	6803	
		01.jul.04	37,1	0,534	6955	
		Gjennomsnitt:	40,1	0,585	6854	
		St.avvik:	2,6	0,045	88	

4.2.2 Maskinspredt stråling i solid water med TLD

Fullstendige data til tabell 4.2.

Lignende målinger gjennomført i **Solid Water-fantom** med bruk av TLD-ribbons: Doser med og uten fantom i strålefeltet. Relativ dose måles i forhold til dosen i SS ved 10 cm dyp.

Energi (MV)	Strålefelt	Feltstørrelse (cm×cm)	Måling nr	Ovariedose (mGy)	Ovariedose (% av SS)	SS-dose (mGy)		
6	Med fantom	10×10	1	18,6	0,287	6484		
			2	18,2	0,281	6484		
			3	17,2	0,265	6484		
			4	17,3	0,265	6523		
			5	17,8	0,273	6523		
			Gjennomsnitt:	17,8	0,274	6499		
			St.avvik:	0,6	0,010	22		
		20×20	1	50,5	0,711	7106		
			2	52,7	0,741	7106		
			3	55,2	0,777	7106		
			4	52,3	0,731	7150		
			5	52,6	0,736	7150		
			Gjennomsnitt:	52,7	0,739	7124		
			St.avvik:	1,7	0,024	24		
	Uten fantom	10×10	1	14,5	0,223	6484		
			2	14,7	0,227	6484		
			3	15,0	0,231	6484		
			4	14,2	0,218	6523		
			5	14,1	0,216	6523		
			Gjennomsnitt:	14,5	0,223	6499		
			St.avvik:	0,4	0,006	22		
			20×20	1	29,5	0,415	7106	
2				31,5	0,444	7106		
3		32,6		0,459	7106			
4		30,4		0,425	7150			
5		30,0		0,420	7150			
Gjennomsnitt:		30,8		0,433	7124			
St.avvik:		1,3		0,018	24			
15		Med fantom		10×10	1	25,1	0,387	6478
					2	27,1	0,419	6478
			3		24,1	0,372	6478	
			4		27,0	0,415	6509	
	5		23,8		0,365	6509		
	Gjennomsnitt:		25,4		0,392	6491		
	St.avvik:		1,6		0,024	17		
	20×20		1	55,6	0,813	6842		
			2	52,8	0,771	6842		
			3	50,3	0,735	6842		
			4	51,0	0,742	6875		
			5	57,3	0,833	6875		
			Gjennomsnitt:	53,4	0,779	6855		
			St.avvik:	3,0	0,043	18		

Appendiks

Uten fantom	10×10	1	22,8	0,353	6478
		2	21,8	0,336	6478
		3	23,8	0,367	6478
		4	21,6	0,332	6509
		5	22,9	0,352	6509
		Gjennomsnitt:	22,6	0,348	6491
		St.avvik:	0,9	0,014	17
	20×20	1	38,9	0,568	6842
		2	40,7	0,595	6842
		3	38,8	0,567	6842
		4	36,7	0,534	6875
			39,9	0,580	6875
		Gjennomsnitt:	39,0	0,569	6855
		St.avvik:	1,5	0,023	18

4.3.1 Effekt av skjerming i vannfantom

Data til Tabell 4.3. Relativ dose måles i forhold til dosen i SS ved 10 cm dyp.

Med skjerm:

Energi (MV)	Strålefelt	Feltstørrelse (cm×cm)	Dato	Ovariedose (mGy)	Ovariedose (% av SS)	SS-dose (mGy)
6	Med fantom	10×10	11.jun.04	16,1	0,251	6435
			14.jun.04	14,8	0,230	6444
			16.jun.04	15,3	0,237	6450
			21.jun.04	12,9	0,199	6472
			28.jun.04	14,8	0,228	6509
			01.jul.04	13,1	0,203	6491
			Gjennomsnitt:	14,5	0,225	6467
			St.avvik:	1,3	0,020	29
		10×20	11.jun.04	31,9	0,475	6731
		20×20	11.jun.04	57,6	0,811	7093
			01.jul.04	47,1	0,661	7123
			Gjennomsnitt:	52,3	0,736	7108
			St.avvik:	7,4	0,107	22
		Uten fantom	10×10	11.jun.04	10,9	0,170
	14.jun.04			9,4	0,146	6444
	16.jun.04			9,9	0,154	6450
	21.jun.04			8,5	0,131	6462
	28.jun.04			9,7	0,149	6509
	01.jul.04			8,4	0,129	6491
	Gjennomsnitt:			9,5	0,146	6465
St.avvik:	0,9			0,015	29	
10×20	11.jun.04		17,8	0,265	6731	
20×20	11.jun.04		31,6	0,446	7093	
	01.jul.04	22,5	0,317	7123		

Appendiks

15	Med fantom	10×10	Gjennomsnitt:	27,1	0,381	7108
			St.avvik:	6,4	0,092	22
			11.jun.04	13,0	0,202	6436
			14.jun.04	10,9	0,169	6412
			16.jun.04	11,2	0,175	6410
			21.jun.04	9,3	0,144	6436
			28.jun.04	10,1	0,156	6475
			01.jul.04	9,1	0,141	6449
			Gjennomsnitt:	10,6	0,165	6436
		St.avvik:	1,5	0,023	24,1	
		10×20	14.jun.04	20,3	0,307	6596
			16.jun.04	21,2	0,322	6601
			Gjennomsnitt:	20,7	0,314	6598
			St.avvik:	0,7	0,010	3
		20×20	14.jun.04	35,9	0,529	6797
			16.jun.04	37,7	0,555	6803
			01.jul.04	29,8	0,429	6955
			Gjennomsnitt:	34,5	0,504	6852
	St.avvik:		4,2	0,067	90	
	Uten fantom	10×10	11.jun.04	10,0	0,155	6436
			14.jun.04	10,0	0,155	6412
			16.jun.04	7,6	0,119	6410
			21.jun.04	6,2	0,097	6436
			01.jul.04	6,2	0,096	6449
			28.jun.04	6,6	0,102	6475
			Gjennomsnitt:	7,8	0,121	6436
			St.avvik:	1,8	0,028	24
			10×20	14.jun.04	12,4	0,188
		16.jun.04		12,3	0,187	6601
		Gjennomsnitt:		12,4	0,187	6598
St.avvik:		0,1		0,001	3	
20×20		14.jun.04	20,9	0,307	6797	
		16.jun.04	20,8	0,306	6803	
		01.jul.04	14,7	0,211	6955	
		Gjennomsnitt:	18,8	0,275	6852	
		St.avvik:	3,6	0,055	90	

6MV:

NB: 01.jul.04 ble skjermen lagt tett inntil feltgrensen. Dette hadde ikke blitt gjort på de foregående målinger.

Feltstørrelse (cm×cm)	Dato for måling	Ovariedose uskjermet (% SS)	Ovariedose skjernet (% SS)	Andel skjernet (% tot.dose)
10×10	11.jun.04	0,433	0,251	42,1
	14.jun.04	0,429	0,230	46,3
	16.jun.04	0,418	0,237	43,3
	21.jun.04	0,393	0,199	49,3
	28.jun.04	0,415	0,228	45,2
	01.jul.04	0,398	0,203	49,2
	Gj.snitt:	0,414	0,225	45,9
	Standardavvik:	0,016	0,020	3,0

Appendiks

10×20	11.jun.04	0,720	0,475	34,1
20×20	11.jun.04	1,165	0,811	30,3
	01.jul.04	1,041	0,661	36,5
	Gj.snitt:	1,103	0,736	33,4
	Standardavvik:	0,087	0,107	4,4

15MV:

Feltstørrelse (cm×cm)	Dato for måling	Ovariedose uskjermet (% SS)	Ovariedose skjernet (% SS)	Andel skjernet (% av tot.dose)
10×10	11.jun.04	0,372	0,202	45,6
	14.jun.04	0,340	0,169	50,2
	16.jun.04	0,339	0,175	48,3
	21.jun.04	0,306	0,144	52,9
	28.jun.04	0,322	0,156	51,5
	01.jul.04	0,310	0,141	54,4
	Gj.snitt:	0,332	0,165	50,5
	Standardavvik:	0,025	0,023	3,2
10×20	14.jun.04	0,536	0,307	42,7
	16.jun.04	0,529	0,322	39,2
	Gj.snitt:	0,533	0,314	41,0
	Standardavvik:	0,005	0,010	2,5
20×20	14.jun.04	0,864	0,529	38,8
	16.jun.04	0,852	0,555	34,9
	01.jul.04	0,757	0,429	43,4
	Gjennomsnitt:	0,824	0,504	39,0
	St.avvik:	0,059	0,067	4,2

4.3.2 Effekt av skjerming i solid water med TLD

Data til Tabell 4.4. Relativ dose måles i forhold til dosen i SS ved 10 cm dyp.

Med skjerm:

Energi (MV)	Strålefelt	Feltstørrelse (cm x cm)	Måling nr	Ovariedose (mGy)	Ovariedose (% av SS)	SS-dose (mGy)
6	Med fantom	10x10	1	6,0	0,092	6484
			2	5,9	0,091	6484
			3	5,3	0,081	6484
			4	9,0	0,138	6523
			5	7,6	0,117	6523
			Gjennomsnitt:	6,8	0,104	6499
			St.avvik:	1,5	0,023	22
			20x20	1	25,8	0,363
		2		27,2	0,382	7106
		3		26,5	0,373	7106
		4		28,2	0,394	7150
		5		25,8	0,360	7150

Appendiks

			Gjennomsnitt:	26,7	0,375	7124
			St.avvik:	1,0	0,014	24
	Uten fantom	10x10	1	2,4	0,037	6484
			2	2,3	0,035	6484
			3	2,4	0,037	6484
			4	6,4	0,098	6523
			5	6,4	0,098	6523
			Gjennomsnitt:	4,0	0,061	6499
			St.avvik:	2,2	0,034	22
		20x20	1	5,7	0,080	7106
			2	6,5	0,091	7106
			3	6,2	0,088	7106
				6,2	0,087	7150
			5	6,7	0,093	7150
			Gjennomsnitt:	6,2	0,088	7124
			St.avvik:	0,4	0,005	24
15	Med fantom	10x10	1	11,1	0,171	6478
			2	10,9	0,169	6478
			3	11,7	0,180	6478
			4	10,2	0,156	6509
			5	9,8	0,151	6509
			Gjennomsnitt:	10,7	0,165	6491
			St.avvik:	0,7	0,012	17
		20x20	1	25,1	0,367	6842
			2	23,8	0,348	6842
			3	23,0	0,336	6842
			4	24,1	0,350	6875
				23,3	0,338	6875
			Gjennomsnitt:	23,8	0,348	6855
			St.avvik:	0,8	0,012	18
	Uten fantom	10x10	1	9,3	0,144	6478
			2	9,3	0,144	6478
			3	9,6	0,148	6478
			4	2,6	0,039	6509
			5	2,4	0,036	6509
			Gjennomsnitt:	6,6	0,102	6491
			St.avvik:	3,8	0,059	17
		20x20	1	10,7	0,156	6842
			2	11,0	2,000	6842
			3	10,9	3,000	6842
			4	11,8	4,000	6875
				11,4	5,000	6875
			Gjennomsnitt:	11,2	2,831	6855
			St.avvik:	0,5	1,867	18

Appendiks

6MV:

Feltstørrelse (cmxcm)	Måling nr.	Ovariedose uskjermet (% SS)	Ovariedose skjernet (% SS)	Andel skjernet bort (% av tot.dose)
10x10	1	0,278	0,092	67,83
	2	0,281	0,091	67,58
	3	0,265	0,081	69,40
	4	0,265	0,138	47,77
	5	0,273	0,117	57,11
	Gj.sn:	0,274	0,104	61,9
	St.avvik:	0,010	0,023	9,3
20x20	1	0,711	0,363	48,95
	2	0,741	0,382	48,39
	3	0,777	0,373	52,00
	4	0,731	0,394	46,10
	5	0,736	0,360	51,04
	Gj.sn:	0,739	0,375	49,3
	St.avvik:	0,024	0,014	2,3

15 MV:

Feltstørrelse (cmxcm)	Måling nr.	Ovariedose uskjermet (% SS)	Ovariedose skjernet (% SS)	Andel skjernet bort (% av tot.dose)
10x10	1	0,378	0,171	55,82
	2	0,419	0,169	59,75
	3	0,372	0,180	51,62
	4	0,415	0,156	62,36
	5	0,365	0,151	58,63
	Gj.sn:	0,392	0,165	57,6
	St.avvik:	0,024	0,012	4,1
20x20	1	0,813	0,367	54,91
	2	0,771	0,348	54,87
	3	0,735	0,336	54,26
	4	0,742	0,350	52,81
	5	0,833	0,338	59,39
	Gj.sn:	0,779	0,348	55,2
	St.avvik:	0,043	0,012	2,5

4.3.3 Effekt av skjerming i Aldersonfantom

Data til Tabell 4.5 Relativ dose måles i forhold til dosen i SS ved 10 cm dyp.

Energi (MV)	Feltstørrelse (cmxcm)	Måling nr.	Ovariedose uskjermet (% SS)	Ovariedose skjernet (% SS)	Andel skjernet bort (% av tot.dose)
6	10x10	1	0,235	0,074	68,4
		2	0,268	0,072	73,0
		3	0,255	0,088	65,5
		4	0,252	0,073	71,0
		5	0,240	0,071	70,5
		6	0,245	0,081	66,8
		Gj.sn:	0,249	0,077	69,2
	St.avvik:	0,012	0,007	2,8	
	20x20	1	0,629	0,273	56,7
		2	0,644	0,277	57,0
		3	0,585	0,295	49,6

Appendiks

		4	0,742	0,257	65,3
		5	0,726	0,224	69,2
		6	0,668	0,269	59,8
		Gj.sn:	0,666	0,266	59,6
		St.avvik:	0,059	0,024	6,9
15	10x10	1	0,270	0,143	47,1
		2	0,292	0,136	53,5
		3	0,291	0,113	61,1
		4	0,376	0,151	59,8
		5	0,368	0,153	58,4
		6	0,297	0,116	61,0
		Gj.sn:	0,316	0,135	56,8
	St.avvik:	0,044	0,017	5,5	
	20x20	1	0,689	0,292	57,6
		2	0,656	0,369	43,8
		3	0,642	0,333	48,2
		4	0,662	0,276	58,3
		5	0,664	0,247	62,8
		6	0,660	0,259	60,8
		Gj.sn:	0,662	0,296	55,2
		St.avvik:	0,015	0,047	7,6

For 15 cm avstand til feltcenter:

Energi (MV)	Feltstørrelse (cmxcm)	Måling nr.	Ov.dose uskjermet (% SS)	Ov.dose skjernet (% SS)	Andel skjernet bort (%)
6	10x10	1	1,036	0,529	48,9
		2	0,981	0,478	51,3
		3	1,087	0,586	46,1
		Gj.sn	1,035	0,531	48,8
		St.avv:	0,053	0,054	2,6
15	10x10	1	1,129	0,490	56,6
		2	1,002	0,411	59,0
		3	1,032	0,440	57,3
		Gj.sn	1,055	0,447	57,7
		St.avv:	0,066	0,040	1,2

4.4 Betydning av avstand fra nedre feltgrense

Tabeller tilhørende data presentert i Figur 4.2 for 5 MV. Relativ dose måles i forhold til dosen i SS ved 10 cm dyp.

10x10-felt:	SS-dose:	1,53 Gy			
Avst.feltgr (cm)	Dose HO (mGy)	Dose VO (mGy)	Gj.sn. (mGy)	Rel.dose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
1	136,11	119,19	127,65	8,36	0,78
3	41,92	58,54	50,23	3,29	0,77
5	34,78	40,78	37,78	2,48	0,28
8	24,57	22,33	23,45	1,54	0,10
10	17,41	16,85	17,13	1,12	0,026
15	9,55	5,88	7,715	0,51	0,17
20	5,57	3,63	4,6	0,30	0,09
25	3,44	3,4	3,42	0,22	0,002
28	2,44	2,13	2,285	0,15	0,014

Appendiks

30	2,04	1,89	1,965	0,13	0,007
35	1,36	0,76	1,06	0,07	0,028
40	1,01	0,79	0,9	0,06	0,010

20×20-felt: SS-dose: 1,68 Gy

Avst.feltgr (cm)	Dose HO (mGy)	Dose VO (mGy)	Gj.sn. (mGy)	Rel.dose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
1	192,2	183,39	187,80	11,20	0,37
3	57,73	83,51	70,62	4,21	1,09
5	71,1	70,5	70,8	4,22	0,025
8	45,78	43,98	44,88	2,68	0,076
10	32,47	28,58	30,53	1,82	0,16
15	17,08	19,32	18,2	1,09	0,094
20	12,11	12,14	12,13	0,72	0,001
23	7,81	5,25	6,53	0,39	0,11
25	6,61	6,65	6,63	0,40	0,002
30	4,67	4,85	4,76	0,28	0,008
35	3,29	3,62	3,455	0,21	0,014

TLD-usikkerhet: 5,26 (kalibrerte 31.12.03)

Tabeller tilhørende data presentert i Figur 4.3 for 6 MV.

10×10-felt:

Avs.feltgr. (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
1	160,29	1,44	11,14	1,74
3	76,1	1,45	5,23	0,92
5	42,25	1,46	2,89	0,13
8	24,81	1,36	1,83	0,032
10	17,65	1,23	1,44	0,037
15	6,86	1,40	0,49	0,031
20	5,57	1,33	0,42	0,011
25	3,97	1,31	0,30	0,011
28	2,83	1,50	0,19	0,009
30	2,19	1,35	0,16	0,004
35	1,53	1,36	0,11	0,006
40	0,81	1,26	0,064	0,029

Vannfantom:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
25	26,8	6,47	0,414	0,016

Solid water:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
25	17,8	6,50	0,274	0,010

20×20-felt:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
1	282,23	1,86	15,19	2,19

Appendiks

3	150,59	1,75	8,59	0,55
5	97,65	1,73	5,64	0,13
8	53,70	1,75	3,06	0,41
10	37,86	1,66	2,28	0,11
15	18,24	1,70	1,07	0,029
20	11,36	1,68	0,68	0,030
23	8,17	1,64	0,50	0,039
25	6,56	1,72	0,38	0,004
30	5,14	1,57	0,33	0,005
35	3,77	1,55	0,24	0,020

Vannfantom:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
20	78,4	7,11	1,103	0,087

Solid water:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
20	52,7	7,12	0,739	0,024

TLD-usikkerhet: 10×10-felt: 6,64 % (kalibrert 01.03.04), 20×20-felt: 4,76 % (kalibrert 25.06.04)

Tabeller tilhørende data presentert i Figur 4.4 for 15 MV.

10×10-felt:

Avs.feltgr. (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
1	234,97	1,55	15,13	7,72
3	59,04	1,53	3,86	0,50
5	36,35	1,53	2,38	0,14
8	23,50	1,54	1,53	0,050
10	20,54	1,56	1,32	0,045
15	14,93	1,44	1,03	0,076
20	8,78	1,43	0,62	0,013
25	6,97	1,41	0,50	0,009
28	5,67	1,42	0,40	0,004
30	5,07	1,46	0,35	0,002
35	4,40	1,45	0,30	0,010
40	3,66	1,43	0,26	0,006

Vannfantom:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
25	21,3	6,44	0,332	0,025

Solid water:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
25	25,4	6,49	0,392	0,022

20×20-felt:

Appendiks

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
1	248,37	1,70	14,58	0,70
3	93,03	1,77	5,25	0,39
5	69,31	1,66	4,17	0,13
8	37,54	1,67	2,25	0,086
10	30,36	1,69	1,80	0,022
15	16,64	1,68	0,99	0,095
20	11,71	1,63	0,72	0,048
23	9,38	1,62	0,58	0,005
25	8,57	1,69	0,51	0,050
30	6,12	1,60	0,38	0,00
35	4,75	1,55	0,31	0,018

Vannfantom:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
20	56,5	6,85	0,824	0,059

Solid water:

Avs.feltgr (cm)	Ovariedose (gj.sn, mGy)	SS-dose (Gy)	Relativ ovariedose (% av SS)	St.avvik (% av SS)
20	53,4	6,86	0,779	0,043

TLD-usikkerhet: 10×10-felt: 2,34 % (kalibrert 06.04.04), 20×20-felt: 4,76 % (kalibrert 25.06.04)

4.6 Betydning av MLC-feltforming for ovariedosen

Tabell tilhørende data presentert i Figur 4.10.

Gjennomsnittsdosene i de to bestrålingene av hvert oppsett plottes (Gj.sn. MLC og Gj.sn 10×10). Relativ dose måles i forhold til dosen i SS ved 10 cm dyp.

TLD-navn	DoseHO (mGy)	DoseVO (mGy)	DoseH11 (mGy)	SS-dose (Gy)	Rel.doseHO (%)	Rel.doseVO (%)	Rel.doseH11 (%)
MLC-blokk1	3,66	3,68	3,55	1,534	0,239	0,240	0,231
MLC-blokk2	3,53	4,50	3,26	1,485	0,238	0,303	0,220
Gj.sn.MLC	3,60	3,59	3,41	1,510	0,238	0,238	0,225
St.avvik MLC	0,09	0,58	0,21	0,03	0,0006	0,045	0,008
10×10 1	3,89	3,46	3,73	1,436	0,271	0,241	0,260
10×10 2	3,62	3,35	3,22	1,513	0,239	0,221	0,213
Gj.sn10×10	3,76	3,41	3,48	1,474	0,255	0,231	0,236
St.avvik 10×10	0,19	0,08	0,36	0,05	0,022	0,014	0,033

TLD-usikkerhet: 4,76 % (kalibrert 25.06.04)

C Til Diskusjon

Tabell over prosentdybdedoser i feltcenter i forhold til dosemaks.

Energi (MV)	Feltstørrelse (cm×cm)	Dose (% av maksdose)
5	10×10	63
	20×20	67
6	10×10	66
	20×20	69
15	10×10	76
	20×20	76