

Dosimetrikontroll med radiokromisk film

Resultater og analyse fra 10 stråleterapisentra i Norge



Referanse:

Mauring Alexander. Dosimetrikontroll med radiokromisk film: Resultater og analyse fra 10 stråleterapisentra i Norge.
StrålevernRapport 2009:10. Østerås: Statens strålevern, 2009.

Emneord:

Dosimetri. Radiokromisk film. Stråleterapi. Sammenligning. Resultater.

Resymé:

I forbindelse med et prosjekt i regi Statens Strålevern ble det foretatt målinger med radiokromisk film på alle 10 stråleterapisentra i Norge i løpet av høsten 2008 og våren 2009. Denne rapporten inneholder måleresultatene og analyse fra totalt 19 lineærakseleratorer.

Reference:

Mauring Alexander. Dosimetric control with radiochromic film: Results and analysis from 10 radiotherapy hospitals in Norway.
StrålevernRapport 2009:10. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2009.
Language: Norwegian.

Key words:

Dosimetry. Radiochromic film. Radiotherapy. Comparison. Results.

Abstract:

As a part of a project at the NRPA measurements were performed using radiochromic film at all 10 radiotherapy centres in Norway during the fall of 2008 and spring of 2009. This report contains measurement results and analysis from a total of 19 linear accelerators.

Prosjektleder: Alexander Mauring

Godkjent:



Gunnar Saxebøl, avdelingsdirektør, Avdeling strålevern og sikkerhet.

60 sider.

Utgitt 2009-05-25.

Opplag 100 (09-05).

Form, omslag: LoboMedia AS.

Trykk: LoboMedia AS, Oslo.

Bestilles fra:

Statens strålevern, Postboks 55, No-1332 Østerås, Norge.

Telefon 67 16 25 00, faks 67 14 74 07.

E-post: nrpa@nrpa.no

www.nrpa.no

ISSN 0804-4910

Dosimetrikontroll med radiokromisk film

Resultater og analyse fra 10 stråleterapisentra i Norge

Alexander Muring

Statens strålevern

Norwegian Radiation
Protection Authority
Østerås, 2008

Forord

I Norge i dag er det 10 sykehus som tilbyr ekstern strålebehandling. Mengden av nye pasienter som undergår strålebehandling har økt kraftig de siste årene, og antallet felteksponeringer som blir gitt i året har doblet seg siden 2001¹.

Statens Strålevern har et nasjonalt ansvar for de strålingsrelaterte enhetene gray, sievert og becquerel i Norge. I tillegg dekker sekundærstandard dosimetrilaboratoriet (SSDL) ved Strålevernet blant annet behovet for kalibrering av ionisasjonskammer for høyenergetisk stråleterapi. Dosimetrien er sporbar til blant annet BIPM (Bureau International des Poids et Mesures) i Paris. [1, 2] SSDL driftes til daglig av Hans Bjerke og Per Otto Hetland.

Strålevernet ble gitt et mandat for kvalitetssikring i stråleterapi, KVIST (KValitetsikring I Stråleterapi) [3, 4], som en del av "Nasjonal Kreftplan" [5]. Mandatet skal assistere sykehus i både fysiske og medisinske aspekter av stråleterapi. En referansegruppe i KVIST ble opprettet i 2000, med medlemmer på tvers av sykehus og arbeidsområde (medisinsk fysikere, onkologer, stråleterapeuter). Mye av arbeidet i forbindelse med KVIST blir utført av arbeidsgrupper bestående av både lokale spesialister og KVIST-medlemmer.

I samarbeid med KVIST ble det utført en dosimetrirevisjon på sykehusene i 2001/2002 i henhold til IAEAs TRS-398 protokoll, som er basert på punktmålinger med ionisasjonskammer i vannfantom [6, 7]. Som en del av en masteroppgave ved Universitetet i Oslo og Statens Strålevern ble det utviklet en metode for dosimetrimålinger ute på sykehusene med radiokromisk film. Det ble også foretatt målinger ved bruk av denne metoden på 7 av landets stråleterapisentra. [8]

Prosjektet ble senere videreutviklet ved Statens Strålevern under dosimetrigruppen i KVIST. Det har til slutt blitt foretatt målinger med radiokromisk film på samtlige sykehus i Norge som tilbyr strålebehandling. Filmen er spesielt egnet til dosimetri fordi den skifter farge spontant ved bestråling og altså ikke krever fremkalling før signalet kan leses.

Denne rapporten inneholder resultatene fra dosimetrikontrollen med radiokromisk film ute på sykehusene. Resultatene har blitt anonymisert, men hvert enkelt sykehus har fått innsyn i sine egne resultater. Rapporten påberoper seg ikke noen fasit, men er å betrakte som en indikasjon på hvordan lineærakseleratorene i Norge ligger an når det gjelder å reproducere et standardisert feltoppsett.

Dosimetrigruppen i KVIST består av fysikere fra de ulike sykehusene med en spesiell interesse for dosimetri. Gruppen har følgende medlemmer:

- Hans Bjerke (NRPA)
- Ståle Ølberg (UUS)
- Jan Evensen (DNR)
- Christoffer Lervåg (DNR)
- Bengt Erik Johansson (SIG)
- Mathis Hassler (SSK)
- Johan Vikstrøm (SUS)
- Harald Valen (HUS)
- Anne Strand Alfredsen (ÅS)
- Nina Levin (SOH)
- Ingvild Bilberg (NSHF)
- Oddvar Spanne (UNN)

Metodeutvikling og målinger ble i stor grad gjort sammen med Hans Bjerke og Per Otto Hetland. Jeg er svært takknemlig for dette samarbeidet, og setter stor pris på all hjelp jeg har fått underveis. I tillegg vil jeg utbringe en takk til alle som har tatt godt i mot meg ved sykehusene, og gjort denne rapporten mulig. Data og figurer fra rapporten kan brukes fritt med kildehenvisning.

Alexander Mauring

April 2009

¹ Tall hentet fra KVIST-portal: <http://kvist.nrpa.no>

Innhold

1	Introduksjon	9
2	Teori og metode	10
2.1	Absoluttdosimetri	10
2.1.1	<i>Kaviteteori</i>	10
2.1.2	<i>Doseberegning</i>	10
2.1.3	<i>TRS 398</i>	11
2.2	Relativ dosimetri	11
2.2.1	<i>Feltstørrelse og penumbra</i>	11
2.2.2	<i>Feltflathet og symmetri</i>	11
2.3	Metode for absoluttdosimetri	12
2.3.1	<i>Utstyr</i>	12
2.3.2	<i>Prosedyre</i>	12
2.3.3	<i>Usikkerhet i absoluttdosimetri</i>	12
2.4	Metode for bestråling av radiokromisk film	13
2.4.1	<i>Bakgrunnsstoff</i>	13
2.4.2	<i>Prosedyre</i>	13
2.4.3	<i>Feltoppsett - standardfelt</i>	14
2.4.4	<i>Feltoppsett - oppsett 1</i>	14
2.4.5	<i>Feltoppsett - oppsett 2</i>	15
2.4.6	<i>Feltoppsett - oppsett 3 og 4</i>	15
2.4.7	<i>Feltoppsett - sammenfatning</i>	16
2.5	Metode for absoluttkalibrering av filmen	16
2.6	Gammaevaluering	17
2.7	Karakterisering av skjøt	18
3	Resultater	20
3.1	Bakgrunn	20
3.2	Absoluttdosimetri i standardfeltet	20
3.3	Standardfeltet - film	21
3.3.1	<i>Feltkarakterisering</i>	21
3.3.2	<i>Doseprofiler i planet</i>	24
3.4	Skjøtede felt	26
3.4.1	<i>Dosefordeling - oppsett 1</i>	28
3.4.2	<i>Dosefordeling - oppsett 3 og 4</i>	30
3.4.3	<i>Linjeprofiler gjennom isosenter</i>	34
3.5	Felt med overtravel	39
3.5.1	<i>Feltdata</i>	39
3.5.2	<i>Dosefordeling - oppsett 2</i>	41
3.6	Gammaevaluering	43
3.6.1	<i>Standardfeltet</i>	43
3.6.2	<i>Oppsett 1</i>	45

3.6.3	<i>Oppsett 2</i>	47
3.6.4	<i>Oppsett 3</i>	48
3.6.5	<i>Oppsett 4</i>	50
3.6.6	<i>Sammenfatning av resultater fra gammaevaluering</i>	52
3.7	Evaluering av filmen	52
3.7.1	<i>Film vs. ionisasjonskammer</i>	52
3.7.2	<i>Reising med film</i>	53
3.7.3	<i>Usikkerhet i bruk av film</i>	53
4	Diskusjon	53
4.1	Standardfeltet	53
4.2	Skjøtete felt	54
4.3	Overtravel	54
4.4	Gammaevaluering	54
4.5	Film som dosimetrivertøy	55
5	Referanser	55

1 Introduksjon



Figur 1 Kart over sykehus i Norge som driver med strålebehandling. Totalt ti sykehus, hvorav to ligger i Oslo (blå prikk).

Høsten 2008 og vinteren 2009 ble det foretatt en dosimetrikontroll i regi av Statens Strålevern på sykehus i Norge som driver med strålebehandling. En metode med bruk av radiokromisk film ble utviklet som en del av en masteroppgave og målingene ble gjennomført for 7 av 10 sykehus. Hovedmålet med kontrollen var å belyse områder hvor eksisterende kontroller er mangelfulle; skjøtete felt og felt hvor blendere kjøres over sentralaksen (såkalt overtravel). Prosjektet ble videreført og målinger ble gjort på de siste 3 sykehusene. Til slutt ble resultatene samlet i denne rapporten.

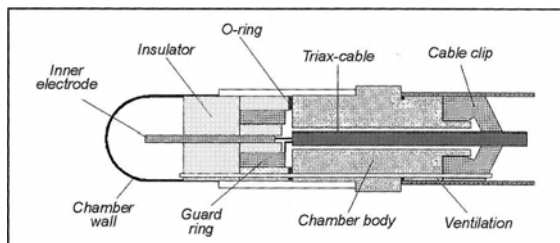
Det var også ønskelig å videreutvikle metoden for å forbedre presisjonen i målingene. I tillegg var det behov for utvidet usikkerhetsanalyse av resultatene. Teori bak denne metoden, samt en protokoll for målinger med film har blitt omskrevet og utgitt som egen StrålevernRapport [9]. For utfyllende informasjon og teknisk beskrivelse av de ulike eksperimenter, konsulter denne publikasjonen. En kort sammenfatning av teori og metode er inkludert i denne rapporten. Merk at metoden brukt i denne rapporten er noe forskjellig fra det som er presentert i StrålevernRapport 2009:9. Noen av forskjellene er forsøkt belyst i denne rapporten.

Dette dokumentet vil i hovedsak inneholde samlede resultater fra de kliniske målingene ute på sykehusene. Metoden har hatt noen mindre justeringer underveis, dette er ikke antatt å ha noe å si for sammenligning av målingene. Resultatene har blitt anonymisert i denne rapporten, men sykehusene har fått vite hvilke nummer som tilhører deres lineærakseleratorer og på den måten fått innsyn i sine egne resultater. Resultater og metode har tidligere blitt presentert og diskutert på flere konferanser i løpet av vinteren/våren 2009.

2 Teori og metode

2.1 Absoluttdosimetri

Den mest veletablerte metoden for absoluttdosimetri i Norge i dag er basert på International Atomic Energy Agency (IAEA) Technical Report Series (TRS) 398 [7]. Denne rapporten fokuserer på målinger av absolutt dose med ionisasjonskammer i et vannfantom. Dette kapittelet vil gi en kort innføring den underliggende teorien bak denne typen doseberegning. Figur 2 viser en illustrasjon av et typisk sylindrisk ionisasjonskammer, liknende kammeret som ble benyttet til målinger i denne rapporten.



Figur 2 Skjematiske illustrasjon av et sylindrisk ionisasjonskammer. Bildet er fra Metcalfe et al (2004) [10]

2.1.1 Kavitetsteori

Når dosen måles med et ionisasjonskammer i vannfantom ønsker man å bruke den målte dosen fra kammeret til å approksimere dosen til vann. Ionisasjonskamre er vanligvis fylt med luft, mens det man ønsker å finne er dosen til vann i samme punkt. Kaviteten i kammeret vil påvirke strålingen på en annen måte enn vannet det befinner seg i. Derfor må kavitetsteori tas i bruk for å relatere den absorberte dosen målt med kammeret til den absorberte dosen til mediet (vann).

Dosimetrien til et ionisasjonskammer baserer seg på Bragg-Gray kavitetsteori. I korte trekk sier denne at under visse betingelser kan dosen til mediet relateres til dosen til kaviteten gjennom formel (1) under.

$$D_{med} = D_{cav} \left(\frac{\bar{S}}{P} \right)_{cav}^{med} \quad (1)$$

I formel (1) er D_{med} dosen til mediet, D_{cav} er dosen til kaviteten, og $\left(\frac{\bar{S}}{P} \right)_{cav}^{med}$ er forholdet mellom electron mass collision stopping power for mediet og kaviteten. Denne kan beregnes ved bruk av Monte Carlo-algoritmer, eller slås opp i fagverk. [11-13]

2.1.2 Doseberegning

Prinsippet bak doseberegninger med ionisasjonskammer ligger i at den absorberte dosen til kammeret kan relateres til antallet ionepar som dannes i luftkaviteten i kammeret når det blir bestrålt. Grunnen til dette er at elektroner som bremses i luft produserer en konstant mengde ladning per energi tapt, uavhengig av energi. [14] Denne relasjonen kan skrives matematisk ved uttrykk (2).

$$E_{air} = \left(\frac{W_{air}}{e} \right) \cdot Q_{air} \quad (2)$$

E_{air} er energien elektronene taper til luften, Q_{air} er ladningen som frigjøres og $\left(\frac{W_{air}}{e} \right)$ er energien som tapes per ladning som frigjøres. I luft er $\left(\frac{W_{air}}{e} \right)$ lik $\sim 33,97$ eV.

Absorbert dose D defineres som endring i energi per massenhet, $D = \frac{\Delta \varepsilon}{\Delta m}$. Dosen til luften i ionisasjonskammeret kan da relateres til ladningen til de frigitte elektronene:

$$D_{air} = \left(\frac{W_{air}}{e} \right) \cdot \frac{Q_{air}}{m_{air}} \quad (3)$$

For å nå kunne beregne den absorberte dosen til vann bruker man Bragg-Gray kavitetsteori ved å substituere størrelsene i formel (1):

$$D_w = D_{air} \left(\frac{\bar{S}}{P} \right)_{air}^w = \left(\frac{W_{air}}{e} \right) \cdot \frac{Q_{air}}{m_{air}} \cdot \left(\frac{\bar{S}}{P} \right)_{air}^w \quad (4)$$

Dersom man ser nærmere på dette uttrykket ser man at de fleste leddene er konstante ved identiske betingelser på strålingen. Den eneste av størrelsene i denne ligningen som varierer er Q_{air} , så kan man skrive dosen som

$$D_w = k \cdot Q_{air} \quad (5)$$

Her er k en samling av ledd som er konstante ved identiske forhold og betingelser [13]. Merk at for faktiske målinger vil flere variable spille inn. Dette vil diskuteres nærmere i kapittel 2.1.3.

2.1.3 TRS 398

Den eksisterende dosimetrien ved sykehusene i Norge i dag er basert på rapporten TRS 398, og ble implementert i 2001 [6]. Rapporten fokuserer på dosemålinger med ionisasjonskammer i vannfantom. I følge TRS 398 kan referansemålinger på lineærakselerator foregå med ionisasjonskammeret enten i 5 g/cm² eller 10 g/cm² dyp i vann. I tillegg bør vannfantomet ha indre dimensjoner som er minst 5 cm større enn strålefeltet på hver side, og målinger skal gjøres ikke mindre enn 5 g/cm² fra bunnen av fantomet.

I TRS 398 defineres dosen til vann ved hjelp av strålekvaliteten Q_0 ved uttrykket $D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0}$. Her er M_{Q_0} den målte ladningsverdien (for eksempel fra et elektrometer) og N_{D,w,Q_0} er en korreksjonskoeffisient som er definert av et standardlaboratorium. Ligningen forutsetter imidlertid at referansebetingelsene og strålekvaliteten er identisk under målingene som når kammeret ble kalibrert. Derfor må noen ekstra faktorer ganges inn for å korrigere for dette:

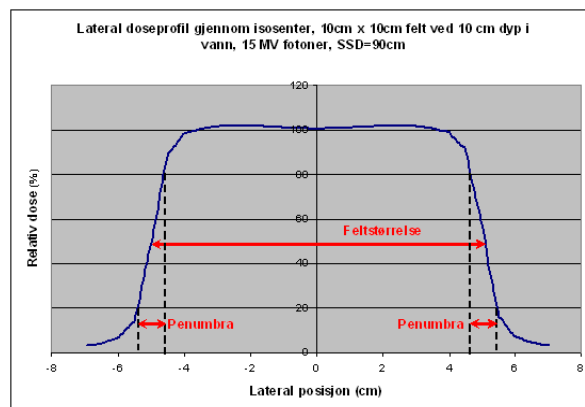
- Strålekvalitetsfaktor k_{Q,Q_0}
- Atmosfærisk faktor k_{TP} som avhenger av temperatur og trykk
- Rekombinasjonsfaktor k_s
- Polaritetsfaktor k_{pol} , aktuell for stråling med ladde partikler
- Elektrometerkalibreringsfaktor k_{elec}
- Perturbasjonsfaktor fra kammerlire og kammervegg. Denne vil i praksis være innbakt i k_{Q,Q_0} for høyenergetisk fotonstråling.

For mer informasjon om de ulike faktorene, se min masteroppgave eller TRS 398-rapporten. [7, 8]

2.2 Relativ dosimetri

Flere relative parametre er med på å karakterisere strålefeltet. De følgende størrelsene ble automatisk regnet ut i programvaren som en del av målingene: feltstørrelse, penumbra, feltflathet og symmetri. I dette kapitlet vil disse størrelsene defineres slik som de er brukt under målingene i rapporten.

2.2.1 Feltstørrelse og penumbra

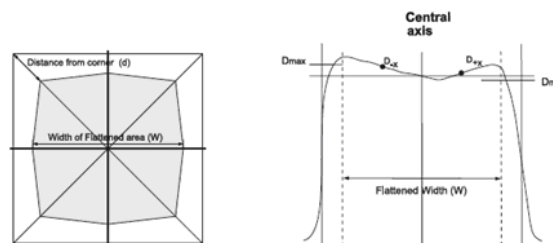


Figur 3 Lateral doseprofil, generert fra doseplansoftware

Figur 3 viser en linjeprofil gjennom isosenter av dosefordelingen til typisk fotonstråling med 10x10 cm² felt i vann. For en slik fordeling defineres feltstørrelsen som distansen mellom punktene der dosen er lik halvparten av dosen i sentrum av strålefeltet.

På grunn av spredt stråling vil aldri feltet være en helt skarp trappefunksjon. Penumbra sier noe om hvor skarpt definert feltet er, og er definert som distansen mellom 20 % og 80 % dosenivå. Dette er illustrert i Figur 3. [10]

2.2.2 Feltflathet og symmetri



Figur 4 Det flate området W og definisjon av flathet og symmetri. [15]

Flathet og symmetri er viktige parametre for kontroll av feltets homogenitet. Innenfor strålefeltet defineres et område kalt **det flate området W** . Dette er definert som

- 80 % av feltbredden for felt med størrelse mellom 10 cm og 30 cm
- 2 cm mindre enn feltbredden for felt mindre enn 10 cm
- 6 cm mindre enn feltbredden for felt større enn 10 cm

Både feltflathet og symmetri er definert innenfor det flate området W . Flathet defineres som forskjellen mellom den største dosen D_{\max} og den minste dosen D_{\min} innenfor W . Matematisk kan dette uttrykkes som

$$F = \left(\frac{D_{\max}}{D_{\min}} \right) \cdot 100\% \quad (6)$$

Symmetri er definert som maksimumsverdien av forholdet mellom D_{-x} og D_x innenfor W , der x er lateral posisjon relativt til feltetsenteret.

$$F = \max \left(\frac{D_{-x}}{D_x} \right) \cdot 100\% \quad (7)$$

[15]]

2.3 Metode for absoluttdosimetri

Absoluttdosimetri med ionisasjonskammermålinger i et vannfantom ble undersøkt på 18 av 19 lineærakseleratorer. Det var da meningen at kammeret skulle måle en dose på 2,0 Gy i 10 cm dyp i vann. Dette kapittelet går gjennom utstyret som ble brukt, og de eksperimentelle målingene.

2.3.1 Utstyr

For alle målinger av absolutt dose ble et Wellhöfer FC65-G (Scanditronix Wellhöfer, Schwarzenbruck, Germany) ionisasjonskammer brukt. Vannfantomet som ble benyttet til kliniske absoluttdosemålinger var Bjerkefantomet, utviklet av Hans Bjerke ved Statens Strålevern.

Samlet ladning fra kammeret ble målt med et Keithley 35040 Therapy Dosimeter (Keithley Instruments Inc., Cleveland, OH). Alt av utstyr, inkludert kabler, var Strålevernets eget utstyr. Dette sikrer mest mulig konstante betingelser under målingene slik at resultatene fra ulike sykehus enkelt kan sammenliknes.

2.3.2 Prosedyre

Alle bestrålinger av ionisasjonskammeret foregikk i 10 cm dyp i vann med 90 cm Kilde-Hud-Avstand (KHA). Bjerkefantomet ble vattert opp på behandlingsbordet, og stilt inn med det sensitive volumet til kammeret i isosenter ved hjelp av sidelasere og isosenterpeker.

Et antall MU korresponderende til 2 Gy i 10 g/cm² dyp ble gitt i alle tilfeller. For noen sykehus tilsvarte dette 200 MU, for noen 260 MU. Både 6 MV og 15 MV fotoner ble undersøkt, unntatt for tilfeller der referansedypet var forskjellig fra 10 g/cm².

Kammeret ble først gitt ~5 Gy som oppvarming, og deretter ble bestrålingene gjort som følger

- 4 bestrålinger ved 15 MV med kammerenspenning 300 V
- 4 bestrålinger ved 15 MV med kammerenspenning 100 V
- 4 bestrålinger ved 6 MV med kammerenspenning 100 V
- 4 bestrålinger ved 6 MV med kammerenspenning 300 V

Den første målingen fra hver ble forkastet, og de tre siste målingene ble brukt videre. I enkelte tilfeller der spredning i de første målingene var stor for noen av punktene ble flere enn 4 målinger tatt.

Lufttrykk og temperatur ble også notert, samt oppmålt TPR_{20,10}-verdi for den aktuelle strålekvaliteten. Data fra målingene ble lagt inn i et regneark utviklet av IAEA for TRS-398 protokollen og dosen ble da automatisk regnet ut. Noen enkle tilpasninger ble gjort på regnearket for raskere doseberegning.

2.3.3 Usikkerhet i absoluttdosimetri

Den største usikkerheten relatert til absoluttdosimetri basert på målinger med ionisasjonskammer i vannfantom ligger i strålekvalitetsfaktoren k_Q . I tillegg kommer det inn flere mindre faktorer som bidrar til usikkerheten, deriblant posisjonering av kammeret, monitor-kammermåling, tilnærming til referansebetingelser etc. [7]

Den totale relative usikkerheten til en vilkårlig målt dose med det gjeldende utstyret er oppgitt som 1,0 % [6]. 2 σ -usikkerheten, som angir et

95 % konfidensintervall, er derfor lik 2,0 %. Denne verdien er brukt som et anslag på usikkerheten til samtlige av målingene med ionisasjonskammer i vannfantom.

2.4 Metode for bestråling av radiokromisk film

2.4.1 Bakgrunnsstoff

Radiokromisk film av typen GafChromic® EBT (International Specialty Products, Wayne, NJ) ble brukt til målinger av dosefordelinger i to dimensjoner. Filmen har en rekke dokumenterte egenskaper som gjør den gunstig til dette formålet. For mer informasjon, samt generelle prosedyrer rundt praktisk bruk og prosessering av filmen, se StrålevernRapport 9:2009.

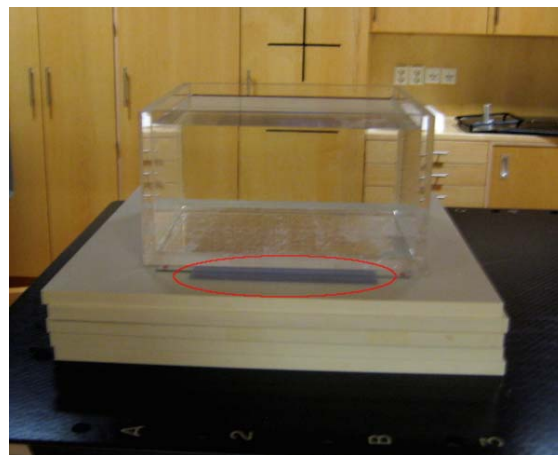
Sykehusene har lineærakseleratorer fra tre forskjellige produsenter: Varian, Elekta og Siemens. Alle tre ble undersøkt som en del av målingene. Følgende krav ble satt til metoden før den ble utviklet:

- Filmdosimetri skal kunne relateres til absoluttdosimetri med ionisasjonskammer
- Resultatene skal kaste lys på områder der eksisterende kontroller er mangelfulle
- Feltene skal være enkle og la seg analysere i bildebehandlingsverktøy
- Feltparametrene skal la seg reprodusere ved alle sykehus

De viste seg at de tre produsentene av lineærakseleratorer har ulike i begrensninger på sine maskiner, noe gjorde at den siste betingelsen ikke ble oppfylt i alle tilfeller. I stedet ble tre nesten like feltoppsett brukt for målinger på lineærakseleratorer fra de tre ulike produsentene. Disse ble ansett til å være ekvivalente i forhold til sammenligning av resultatene.

Proseduren som ble brukt var basert på en metode først utviklet av Devic et al (2004) [16], men med flere viktige modifikasjoner. Disse modifikasjonene er blant annet basert på artikler av Paelinck et al (2007) [17], Fuss et al (2007)[18], van Battum et al (2008) [19], Martisiková et al (2008), og Saur og Frengen (2008) [20].

2.4.2 Prosedyre



Figur 5 Oppsett for bestråling av radiokromisk film på sykehusene. Filmen er markert i rødt.

Alle filmer ble bestrålt i 10 g/cm^2 dyp ved 90 cm Kilde-Hud-Avstand (KHA). Filmene ble plassert i en slisse under et $\sim 20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$ vannfantom, med ca 5 cm solid water/virtual water for tilbakespredning. Oppsettet kan sees i Figur 5. Samtlige felt ble gitt 200 eller 260 MU avhengig av hvordan lineærakseleratoren var normert, med en fotonenergi på 15 MV i alle tilfeller.

Før og etter bestråling ble filmene oppbevart i en lystett konvolutt for å unngå uønsket eksponering for lys. Det gikk en tidsperiode på minst 15 timer fra skanning til bestråling så polymeriseringsreaksjonen ble fiksert. På anbefaling fra Paelinck et al (2007) [21] ble filmene skannet fem ganger, hvorav de tre siste ble midlet til ett bilde i TIFF-format for videre bruk.

Bildet ble importert inn i et selvutviklet program kalt ProcessEBT i Matlab 7 (Mathworks Inc, Natick, MA). GafChromic® EBT film har sterkest signal rundt røde bølgelengder (635 nm) [17], derfor ble den røde kanalen på bildet isolert. Deretter ble bildet støyfiltrert med et 5×5 piksel wiener filter, og pikselverdiene ble regnet om til optisk tetthet (OD) fra formel (8).

$$OD = \log_{10} \left(\frac{PV_0}{PV} \right) \quad (8)$$

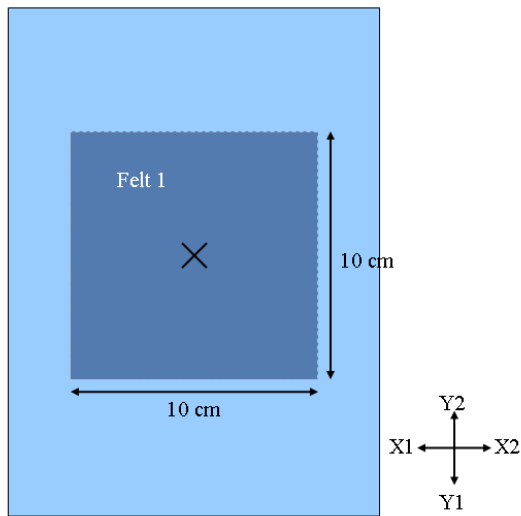
I denne formelen er PV målte pikselverdier fra den bestrålte filmen og PV_0 er korresponderende pikselverdier fra en ubestrålt film av samme størrelse som den bestrålte. Optisk

tetthet ble regnet om til dose ved en kalibreringskurve på formen beskrevet i formel (9).

$$D(OD) = a \cdot (OD)^n + b \cdot (OD) \quad (9)$$

Her er a, b og n parametre som er bestemt fra tidligere kalibrering av filmen (se kapittel 2.5). Etter prosessering av bildet gir ProcessEBT muligheten til å ta ut linjeprofiler, flateprofiler, konturlinjer, og annen informasjon om feltet.

2.4.3 Feltoppsett – standardfelt



Figur 6 "Beams eye view" av 10x10-feltet ved referansebetingelser. Isosenter er markert med et kryss. Koordinatene er i henhold til IEC 1217 standard [22], der Y2 er rettet mot gantry. Isosenter er markert med et kryss.

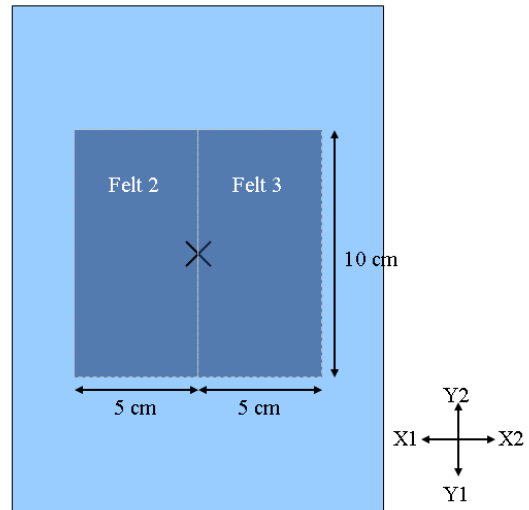
Standardfeltet ved referansebetingelser ble undersøkt med film for å relatere absoluttdosimetrien med ionisasjonskammer til filmmålingene. En 15x20 cm² film ble bestrålt i 10 g/cm² dyp ved samme betingelser som feltet som ble undersøkt med ionisasjonskammer tidligere.

Tabell 1 Feltparametre for planlegging av standardfeltet i doseplansystem.

Standardfelt	Felt 1
X1	-5.0 cm
X2	5.0 cm
Y1	-5.0 cm
Y2	5.0 cm
Koll. rot.	0°

Feltet vises i Figur 6, og feltparametre kan sees i Tabell 1. Alle felt ble gitt 200 MU eller 260 MU, ekvivalent til 2 Gy i 10 cm dyp i vann for et 10x10 cm² felt etter hvordan lineærakseleratoren var normert.

2.4.4 Feltoppsett – oppsett 1



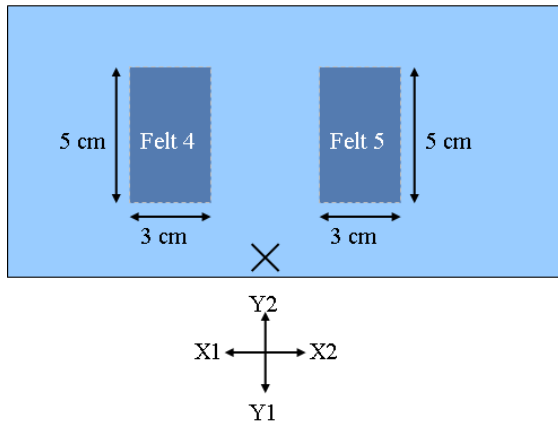
Figur 7 "Beams eye view" av oppsett 1. Isosenter er markert med et kryss. Y2 er rettet mot gantry, og isosenter er markert med et kryss.

Oppsett 1 består av to felt som er halvblendet og skjøtet. Skjøtede felt brukes i klinisk sammenheng blant annet i head-and-neck behandling, men dosimetrien i skjøtområdet kan være en utfordring. En liten overlap av feltene vil føre til en merkbar overdosering i skjøten, mens en glippe mellom feltene vil føre til underdosering i skjøten. Hovedmålet med dette oppsettet var å kartlegge hvordan dosimetrien i skjøtområdet er for de forskjellige sykehusene. Parametre for feltene i dette oppsettet finnes i Tabell 2.

Tabell 2 Feltparametre for planlegging av oppsett 1 i doseplansystem.

Oppsett 1	Felt 2	Felt 3
X1	-5.0 cm	0.0 cm
X2	0.0 cm	5.0 cm
Y1	-5.0 cm	-5.0 cm
Y2	5.0 cm	5.0 cm
Koll. rot.	0°	0°

2.4.5 Feltoppsett – oppsett 2



Figur 8 "Beams eye view" av oppsett 2. Iso-senter er markert med et kryss. Y2 er rettet mot gantry, og isosenter er markert med et kryss.

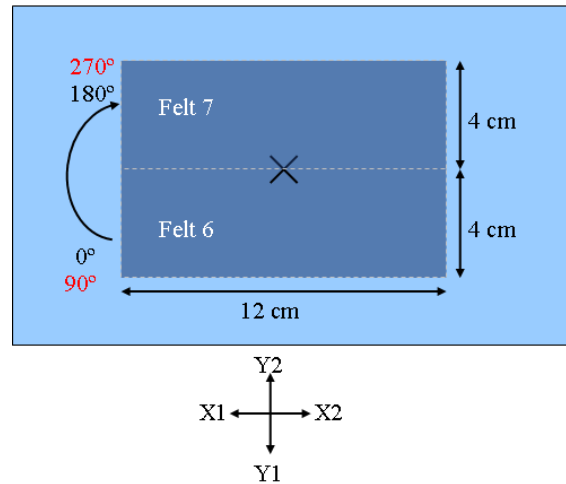
Små felt med overtravel i en eller begge retninger brukes for eksempel for å få en total sett homogen dosefordeling sammen med andre felt. Oppsett 2 består av to 3 x 5 cm² felt der overtravel på blendere er 2 cm i begge retninger. Oppsettet kan sees i Figur 8.

Overtravel på 2 cm ble brukt da dette er en relativt vanlig begrensning på maksimum overtravel man kan ha i en av retningene. På noen sykehus var begrensningen slik at feltene ikke kunne planlegges på grunn av ulike begrensninger. I disse tilfellene ble parametrene satt tettest mulig opp til de ønskede verdiene.

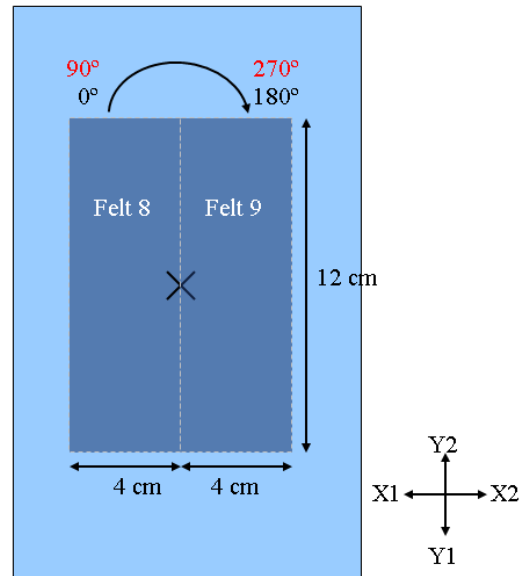
Tabell 3 Feltparametre for planlegging av oppsett 2 i doseplansystem.

Oppsett 2	Felt 4	Felt 5
X1	-5.0 cm	2.0 cm
X2	-2.0 cm	5.0 cm
Y1	2.0 cm	2.0 cm
Y2	7.0 cm	7.0 cm
Koll. rot.	0°	0°

2.4.6 Feltoppsett – oppsett 3 og 4



Figur 9 "Beams eye view" av oppsett 3. Iso-senter er markert med et kryss. Kollimatorrotasjon i rød tekst viser parametrene for Varian. Y2 er rettet mot gantry ved 0° rotasjon, og isosenter er markert med et kryss.



Figur 10 "Beams eye view" av oppsett 4. Iso-senter er markert med et kryss. Kollimatorrotasjon i rød tekst viser parametrene for Varian. Y2 er rettet mot gantry ved 0° rotasjon, og isosenter er markert med et kryss.

I oppsett 3 og 4 skjøtes to 12 x 4 cm² felt ved hjelp av kollimatorrotasjon på 180°. I oppsett 3 skjøtes feltene i y-retningen og i oppsett 4 skjøtes feltene i x-retningen. Oppsettene kan sees i Figur 9 og Figur 10. Dette oppsettet er en test av presisjonen til kollimator både i forhold til posisjon og rotasjon. Feltparametre for begge oppsettene finnes i Tabell 4.

Lineærakseleratorene som ble undersøkt fra produsenten Varian har en begrensning på kollimatorrotasjonen som gjør at kollimatoren ikke kan settes i 180°. Derfor ble kollimator satt i henholdsvis 90° og 270° i stedet for 0° og 180° for de to feltene i oppsett 3 og 4 på Varian-maskiner. Dette er i figurene og tabellen markert med rød skrift.

Tabell 4 Feltparametre for planlegging av oppsett 3 og 4 i doseplansystem. Kollimatorvinkler for Varian er i rød skrift.

Oppsett 3	Felt 6	Felt 7
X1	-6.0 cm	-6.0 cm
X2	6.0 cm	6.0 cm
Y1	-4.0 cm	-4.0 cm
Y2	0.0 cm	0.0 cm
Koll. rot.	0° / 90°	180° / 270°
Oppsett 4	Felt 8	Felt 9
X1	-4.0 cm	-4.0 cm
X2	0.0 cm	0.0 cm
Y1	-6.0 cm	-6.0 cm
Y2	6.0 cm	6.0 cm
Koll. rot.	0° / 90°	180° / 270°

2.4.7 Feltoppsett – sammenfatning

Tabell 5 Sammenfatning av feltparametre for alle 9 felt.

Felt #	X1 (cm)	X2 (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	Koll. rot (°)
1	- 5.0	5.0	- 5.0	5.0	0
2	- 5.0	0.0	- 5.0	5.0	0
3	0.0	5.0	- 5.0	5.0	0
4	- 5.0	- 2.0	2.0	7.0	0
5	2.0	5.0	2.0	7.0	0
6	- 6.0	6.0	-4.0	0.0	0 ¹ /90 ²
7	- 6.0	6.0	-4.0	0.0	180 ¹ /270 ²
8	-4.0	0.0	- 6.0	6.0	0 ¹ /90 ²
9	-4.0	0.0	- 6.0	6.0	180 ¹ /270 ²

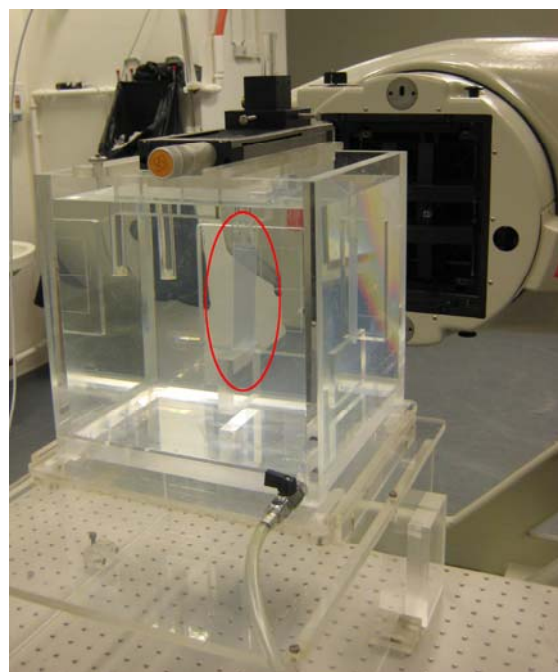
¹ Siemens/Elekt

² Varian

Tabell 5 viser en sammenfatning av parametrene for de ulike feltene. Felles er at alle feltene ble gitt 200 eller 260 MU avhengig av hvor mange MU som tilsvarte 2 Gy i 10 cm dyp i vann for den aktuelle lineærakseleratoren. All bestråling av film var med 15 MV fotoner.

2.5 Metode for absoluttkalibrering av filmen

For at filmen skal kunne brukes til absolutt dosimetri må den kalibreres mot kjente doser. I denne rapporten ble absoluttkalibreringen gjort på Strålevernets Co-60 GBX200 GammaBeam. Da det kan være forskjeller i den kjemiske komposisjonen fra batch til batch, ble uavhengige kalibreringskurver laget for hver enkelt batch med film.



Figur 11 Kalibreringsoppsettet på Co-60 GammaBeam ved Statens Strålevern.

10 filmbiter à 12.5 x 3 cm² ble bestrålt til 10 ulike dosenivåer i 5 g/cm² dyp i et vannfantom. Filmen var fiksert i dette dypet ved hjelp av klemmer. Oppsettet kan sees i Figur 11. Dosene ble på forhånd målt opp i nøyaktig samme posisjon med samme ionisasjonskammer brukt i de kliniske målingene. Filmene ble lagret over natten før de ble skannet i en ramme slik at lysspredningen skulle bli lik som for de klinisk bestrålte og større filmene. Bildene ble deretter prosessert og analysert på samme måte som resten av filmene, og pikselverdier ble regnet om til optisk tetthet (OD).

I Matlab ble et 20x20 piksel ROI tatt ut i senter av hver kalibreringsfilm og medianverdien i dette ROI'et ble relatert til den målte dosen med ionisasjonskammer. Dose ble plottet mot optisk tetthet og målepunktene ble approksimert med en kurve på formen $D(OD) = a \cdot (OD)^n + b \cdot (OD)$.

Da målingene i rapporten innebar mye reising og dermed ikke alltid like betingelser for alle bestrålte filmer, ble en korreksjonsfaktor introdusert for å justere kalibreringskurven til hver lineærakselerator. Dosen målt med ionisasjonskammer i isosenter ved referansebetingelser og 15 MV fotonstråling ble relatert direkte til tilsvarende måling gjort med film, som da var kalibrert opp mot eksisterende kalibreringskurve. Deretter ble forholdet mellom disse målte dosene ganget med punktene på kalibreringskurven for å justere den. Matematisk kan dette skrives

$$D'(OD) = \frac{D_{\text{isocent,kammer}}}{D_{\text{isocent,film}}} \cdot D(OD) \quad (10)$$

I denne formelen er $D'(OD)$ de justerte kalibreringsmålingene, $D_{\text{isocent,kammer}}$ er dosen målt i isosenter med ionisasjonskammer, og $D_{\text{isocent,film}}$ er dosen målt med film i det samme punktet.

For mer informasjon om prosedyrer rundt absoluttkalibreringen av radiokromisk film, se StrålevernRapport 2009:9.

2.6 Gammaevaluering

Gammaevaluering er en metode for sammenligning av to dosefordelinger utviklet først av Low et al (1998) [23, 24] og senere av Depuydt et al (2002) [25]. Sammenligningen baserer seg på to hovedparametre; dosedifferanse (DD) og ”distance-to-agreement” (DTA). DD er et relativt mål på forskjellen mellom dosen i et bestemt punkt i den oppmålte fordelingen og dosen i det samme punktet i den beregnede fordelingen. DTA er distansen i mm mellom et punkt i den målte dosefordelingen og et punkt med samme dose i den beregnede dosefordelingen.

Ønskede grenser for DD og DTA bestemmes på forhånd og brukes som et kriterium når man

evaluerer fordelingene. Gammafunksjonen Γ_r defineres ved formel (11).

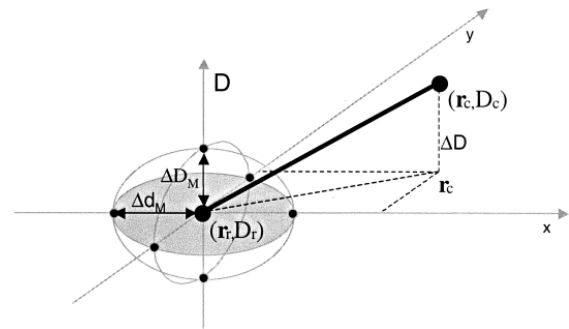
$$\Gamma_r(\vec{r}_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (11)$$

I denne formelen brukes følgende notasjon:

- $\Delta r = |\vec{r}_c - \vec{r}_r|$ er den korteste distansen mellom referansepunktet \vec{r}_r i den beregnede fordelingen og et punkt \vec{r}_c med lik dose i den målte fordelingen.
- $\Delta D = D_c(\vec{r}_c) - D_r(\vec{r}_r)$ er DD i % mellom punktet \vec{r}_r i den beregnede fordelingen og punktet \vec{r}_c i den målte fordelingen.
- Δd_M og ΔD_M er de satte grensene for henholdsvis DTA og DD. Vanlige verdier for klinisk bruk er for eksempel $\Delta d_M = 3\text{mm}$ og $\Delta D_M = 3\%$. I denne rapporten var ΔD_M satt til 5%.

Videre er gammaindekset γ til et punkt i fordelingen definert som

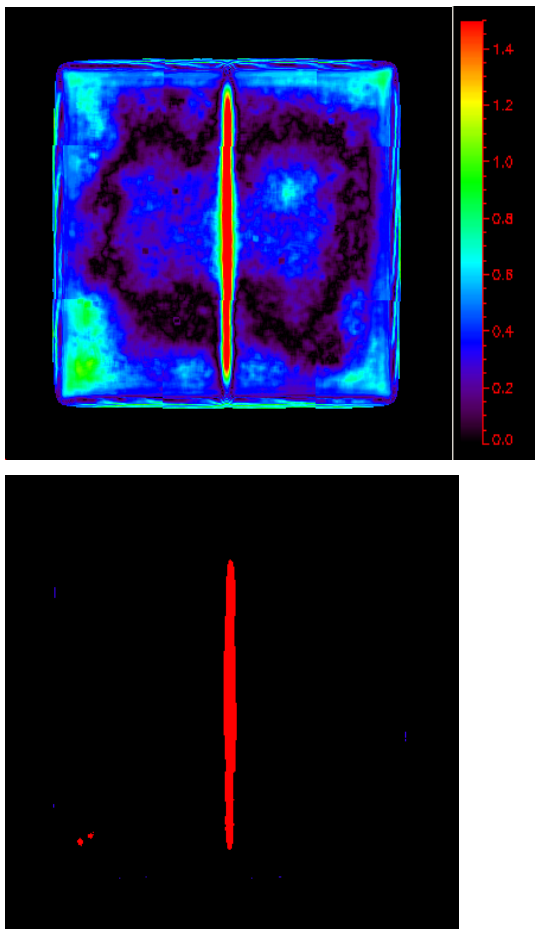
$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_c, D_c)\} \forall \{\vec{r}_c\} \quad (12)$$



Figur 12 Skjematiske illustrasjon av gammaevalueringen som en ellipsoide. Punkter som havner innenfor ellipsoiden blir godkjent, mens punkter utenfor feiler kriteriet. Figuren er hentet fra Low et al (1998) [23].

Gammaevalueringen brukes ofte som et diskret kriterie der en piksel blir godkjent hvis $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$ og feiler dersom $\gamma(\vec{r}_r) > 1$. Dette kan visualiseres som en ellipsoide, der punkter som havner innenfor ellipsoiden består kriteriet (se Figur 12). For mer informasjon om gammaevalueringen, samt forskjellen mellom kontinuerlig og diskret gamma, se min masteropp-

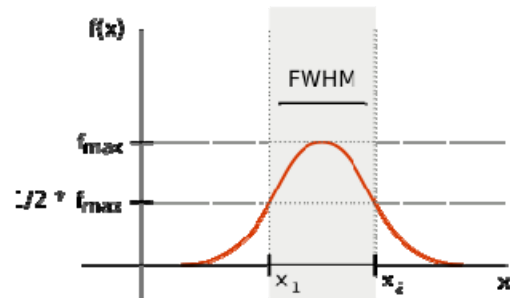
gave [8]. Figur 13 viser et eksempel på kontinuerlig og diskret gammaevaluering.



Figur 13 Eksempel på kontinuerlig og diskret gammaevaluering. Øverst vises den kontinuerlige fordelingen med fargeskala; piksler med verdi over 1 feiler evalueringen. Under vises den diskrete fordelingen. Her representerer de røde områdene piksler som har feilet alle nivåer av den diskrete gammaevalueringen.

2.7 Karakterisering av skjøt

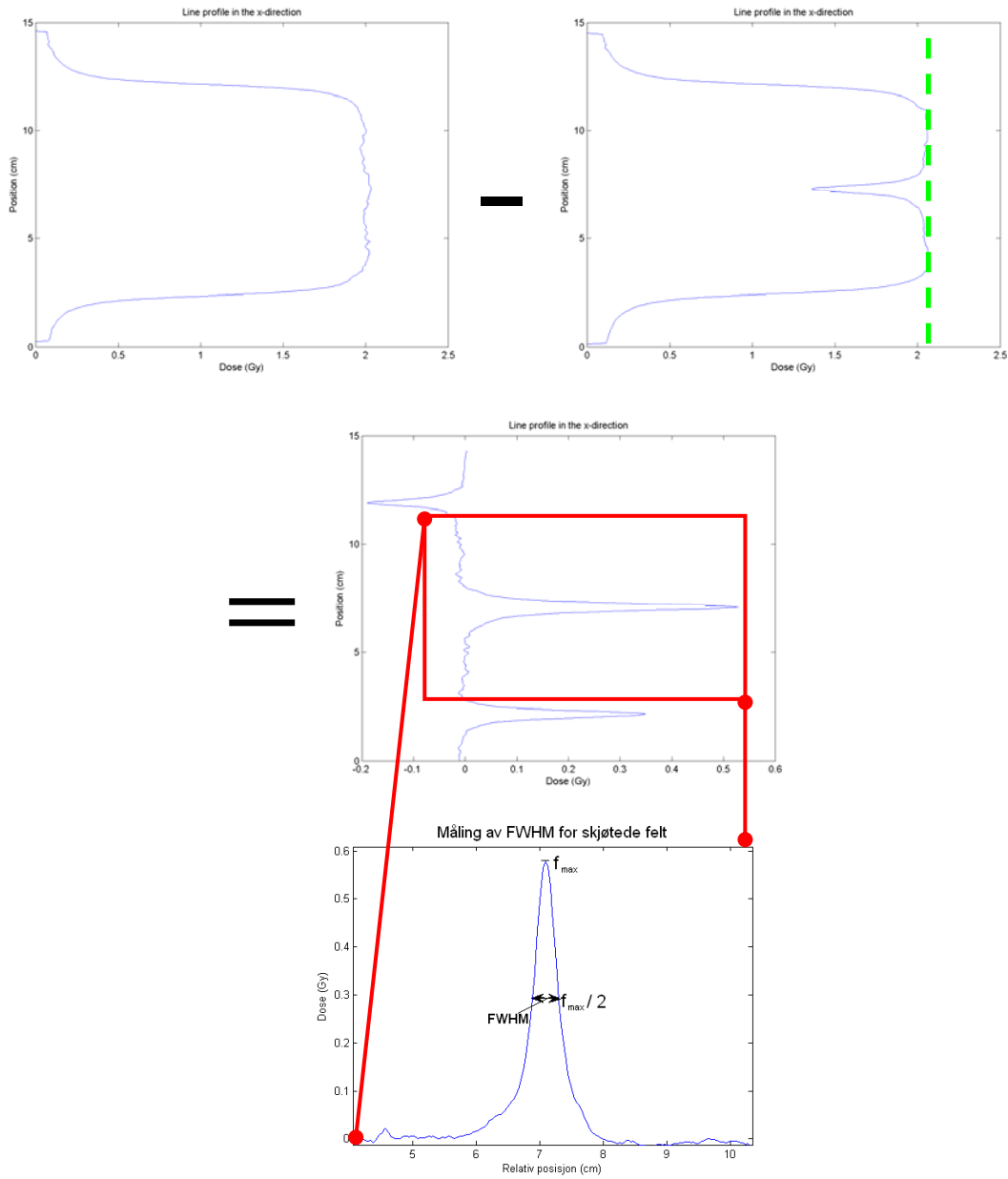
I oppsettene der to felt er skjøtet med halvblender er det mest interessant å se på skjøtområdet. Det har vist seg å være visse utfordringer i å definere en enkelt parameter for å karakterisere over- eller underdosering i skjøten. I dette arbeidet brukes en approksimering av halvverdbredde til å gi et slags mål på skjøtbredden. I tillegg kalkuleres parametre relatert til feildosering i skjøten, både absolutt og relativt.



Figur 14 Illustrasjon av definisjonen av halvverdbredde ("Full Width at Half Max", FWHM). [26]

Om man har en vilkårlig fordeling med en eller flere distinkte topper, eller "peaks", kan halvverdbredden defineres som bredden til en topp i punktet der høyden til toppen er halvparten av makshøyden. Dette er illustrert i Figur 14.

En typisk linjeprofil gjennom en feltskjøt vil se ut som i Figur 15 på neste side. For å finne halvverdbredde må først toppen defineres i doseprofilen. Dette gjøres ved å subtrahere signalet fra skjøtoppsettet fra signalet fra et ekvivalent oppsett uten skjøt, eller fra signalet om skjøten ikke hadde vært der. I tilfeller der det ikke eksisterer noe bakgrunnssignal å subtrahere, ble bakgrunnen beregnet direkte fra linjeprofilen til det skjøtede feltet. Denne approksimeringen av bakgrunnssignal er representert ved den grønne stiplede linjen i Figur 15. **NB! Merk at begge metodene kun er tilnæringer.**



Figur 15 Eksempel på approksimering av skjøtkarakteristikker for skjødete felt. Doseprofilen til feltoppsettet med skjøt blir trukket fra en profil uten skjøt, og den resulterende toppen analyseres ved hjelp av halvverdbredden ("FWHM" i figuren). Figuren viser også den andre måten å approksimere bakgrunnsignalet til fordelingen (grønn stiplet linje øverst til høyre).

3 Resultater

3.1 Bakgrunn

Totalt 19 lineærakseleratorer ble undersøkt for denne rapporten. Samtlige av disse ble undersøkt med radiokromisk film, mens 18 ble undersøkt med ionisasjonskammer. På hvert sykehus ble to lineærakseleratorer av samme produsent undersøkt, med unntak av Nordlandssykehuset Bodø som kun har én maskin. En oversikt over hvor mange lineærakseleratorer som ble undersøkt kan sees i Tabell 6.

Tabell 6 Oversikt over antall lineærakseleratorer som ble undersøkt

Produsent	#
Varian	9
Elekta	6
Siemens	4
Totalt	19

Resultatene er i denne rapporten anonymisert. I stedet blir hvert behandlingsapparat definert med et unikt lineærakseleratornummer. Dette er gjort for å kunne finne tilbake til resultatene fra de ulike sykehusene.

Hver lineærakselerator som ble undersøkt fikk et unikt nummer slik at det ble lett å finne til-

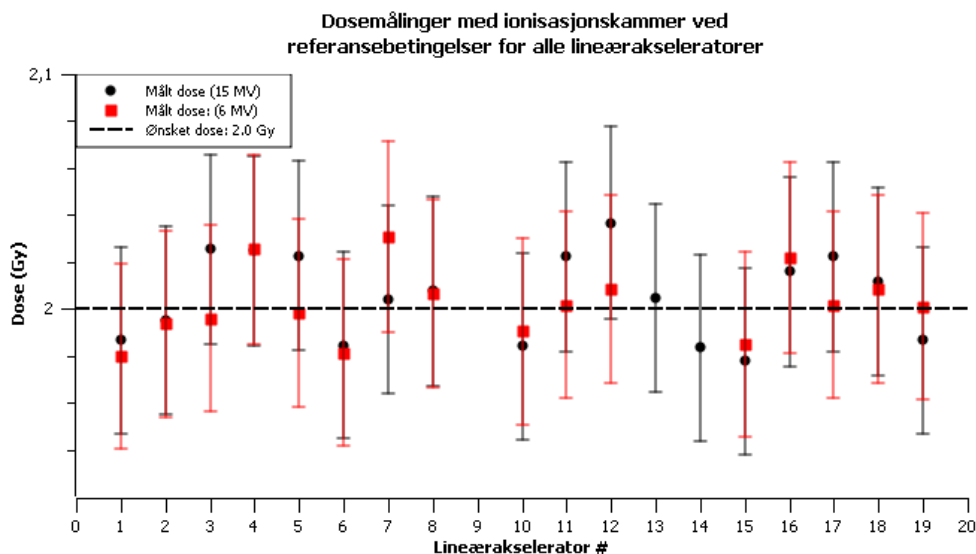
bake til resultatene. En oversikt over hvilken produsent de ulike lineærakseleratorene stammet fra kan sees i Tabell 7.

Tabell 7 Oversikt over produsentnavn for lineærakseleratorene som ble undersøkt.

Linac #	Produsent	Linac #	Produsent
1	Varian	11	Elekta
2	Varian	12	Elekta
3	Elekta	13	Varian
4	Elekta	14	Varian
5	Varian	15	Elekta
6	Varian	16	Elekta
7	Varian	17	Siemens
8	Varian	18	Siemens
9	Siemens	19	Varian
10	Siemens		

3.2 Absoluttdosimetri i standardfeltet

I Figur 16 vises målingene gjort med ionisasjonskammer i vannfantom. Et antall MU korresponderende til 2 Gy i 10 g/cm² dyp ble gitt i alle tilfeller, altså skal målingene ideelt sett ligge nær 2,0 Gy.



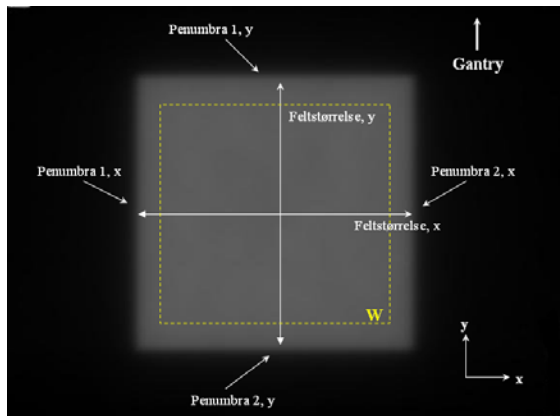
Figur 16 Absoluttmålinger med ionisasjonskammer ved referansebetingelser. Feilstolpene er basert på 2σ-usikkerheten i målingene (95 % konfidensintervall).

For lineærakselerator 9 ble det ikke foretatt noen absoluttmålinger på grunn av tidsbegrensninger. Lineærakselerator 13 og 14 hadde et referansedyp for absoluttmålinger på 5 g/cm^2 for 6 MV fotoner, så det ble kun foretatt målinger for 15 MV fotoner.

Figuren viser at verdiene varierer innenfor 2 % til 2 Gy. Dette nivået er akseptabelt tatt i betraktning at målingene ble gjort med Strålevernets utstyr og prosedyrer, noe som vil si at alle de målte dosene er innenfor usikkerheten til 2 Gy.

For enkelte lineærakseleratorer var det noe variasjon mellom 6 MV og 15 MV energier. Den største forskjellen som ble målt her var på 1.22 %. Enkelte maskiner anses som tvillingmaskiner, med felles data i doseplansystemet. Disse maskinene bør dermed ideelt sett gi lik verdi for oppmålt dose. Det største avviket som ble registrert mellom to tvillingmaskiner var 1.48 % for 6 MV fotoner (maskin 3 og 4), og 1.88 % for 15 MV fotoner (maskin 5 og 6). Alle disse prosentene er innenfor usikkerheten til målingene.

3.3 Standardfeltet – film



Figur 17 Orientering ved skanning og analyse av standardfeltoppsettet. Figuren viser også parametre som ble lest ut, samt det flate området W i strålefeltet. Orienteringen er i henhold til IEC 1217 standard.

Ved analyse av film ble alle filmene skannet med samme orientering på skanneren. For denne orienteringen er parametrene x og y ulike fra parametrene som ble brukt ved bestråling av filmen. Figur 17 viser orienteringen av filmen ved skanning og analyse. Denne er i henhold til IEC 1217 standard.

Følgende parametre ble målt opp på filmen:

- Referansedose i isosenter
- Dosemaksimum
- Penumbra
- Feltstørrelse
- Feltflathet
- Symmetri

Referansedoser ble målt opp i filmen med eksisterende kalibreringskurve og sammenliknet med absoluttmålingene med ionisasjonskammer. Deretter ble kalibreringskurven justert slik at dosen i senter av referansfeltet i filmen tilsvarte den oppmålte dosen med ionisasjonskammeret ved 15 MV fotoner. Selve omregningen ble gjort med algoritmer i Matlab. En sammenligning av dosene til isosenter av filmen før og etter justering blir diskutert i kapittel 3.7.1.

3.3.1 Feltkarakterisering

Ved måling av parametre som karakteriserer feltet er det viktig å huske at oppløsningen i filmen er på $\sim 0,035 \text{ cm/piksel}$. Dette er minimumsverdien på usikkerheten i målinger av feltstørrelse og penumbra. For en feltstørrelse på 10 cm er dermed den geometriske usikkerheten 0,36 %, mens for en penumbra på 0,50 cm er den geometriske usikkerheten ca. 7 %.

Målte verdier for feltstørrelse kan sees i Figur 18. Det er noe variasjon i resultatene, fra 9,80 cm til 10,17 cm. Dette vil si at feltstørrelsen varierer med maks $\pm 2 \%$ for de oppmålte lineærakseleratorene. Gjennomsnittet for alle målinger er 10,02 cm i x -retning og 10,03 cm i y -retning. Standardavviket er 0,81 cm og 0,79 cm i hhv x - og y -retning.

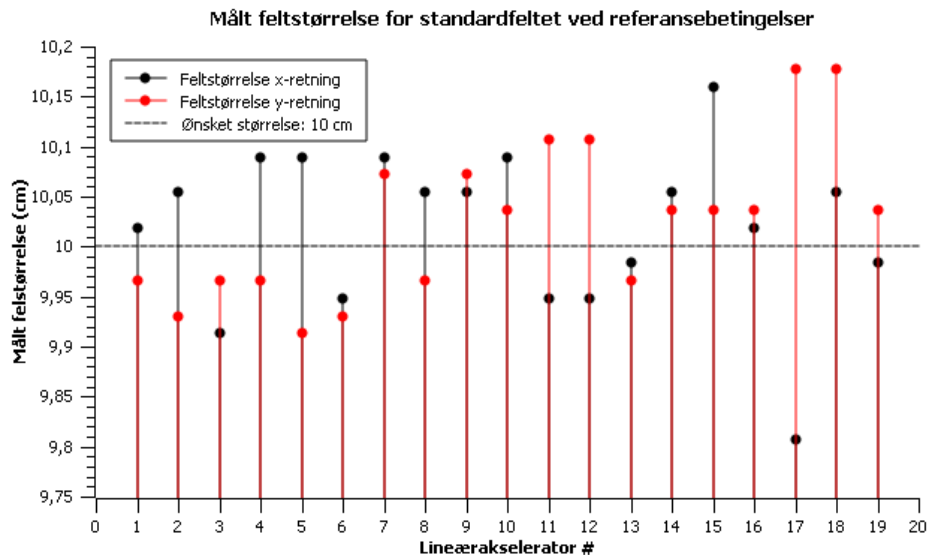
Penumbra varierer mellom 0,41 cm og 0,67 cm. Verdiene finnes i Figur 19, og er basert på gjennomsnittet av to målinger (en på hver side av feltet, se Figur 17). Disse to verdiene ble i alle tilfeller målt til å være ekvivalente innenfor usikkerheten i målingene. Gjennomsnittlig penumbra er 0,55 cm med et standardavvik på 0,08 cm i x -retning, og 0,52 cm med et standardavvik på 0,07 cm i y -retning. Totalt er gjennomsnittlig penumbra 0,53 cm med standardavvik 0,07 cm. Merk fargekodene på x -aksen til denne figuren, da det er trender i målingene som avhenger av produsenten. Varian er blå, Elekta er rosa og Siemens er grønn.

For noen maskiner er det markante forskjeller mellom penumbra i x- og y-retning. Dette gjelder spesielt for Siemens- og Elekta-maskiner der feltet begrenses med mangebladskollimator (MLC) i den ene blenderretningen.

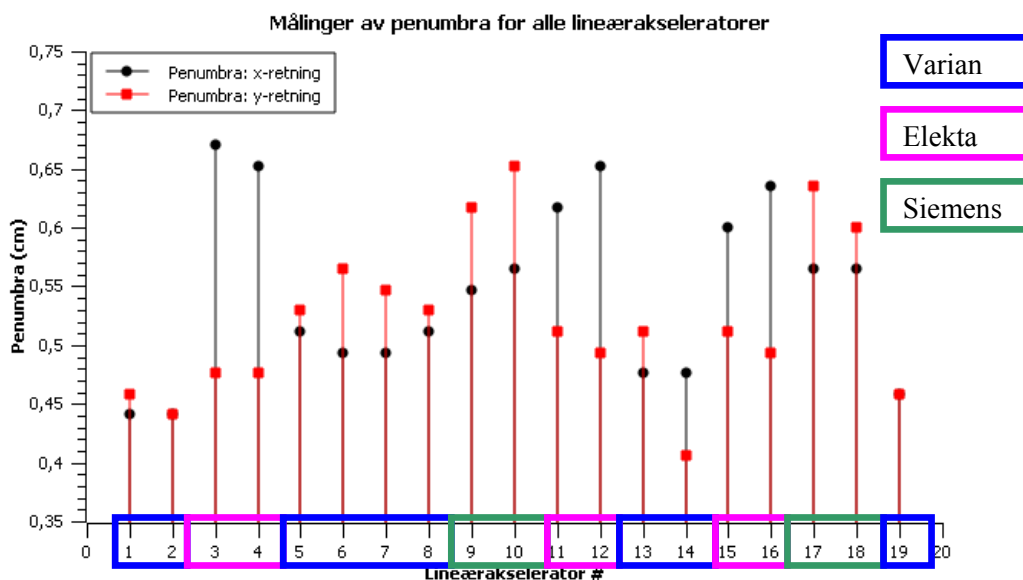
Verdier for symmetri er vist Figur 20. Verdiene varierer fra 1,00 til 1,05. Gjennomsnittet i

både x- og y-retning er 1,02 med standardavvik på 0,01.

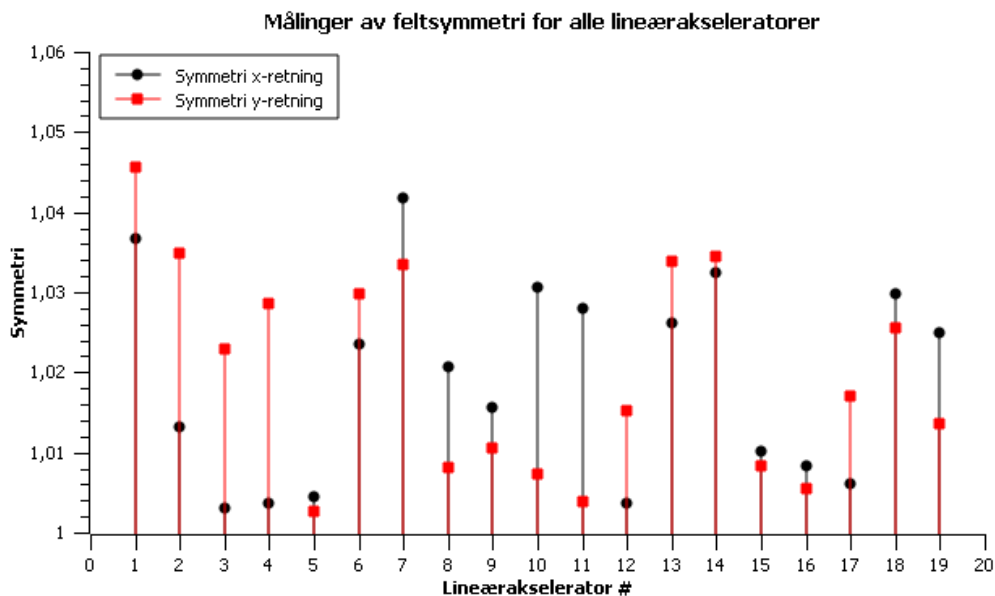
Verdier for feltflathet kan sees i Figur 21. Målingene har et gjennomsnitt på 1,04 med standardavvik 0,01 i begge retninger. Flathetsverdiene varierer fra 1,02 til 1,06. Dette vil si at det er doseforskjeller på opptil 6 % innenfor det flate området W.



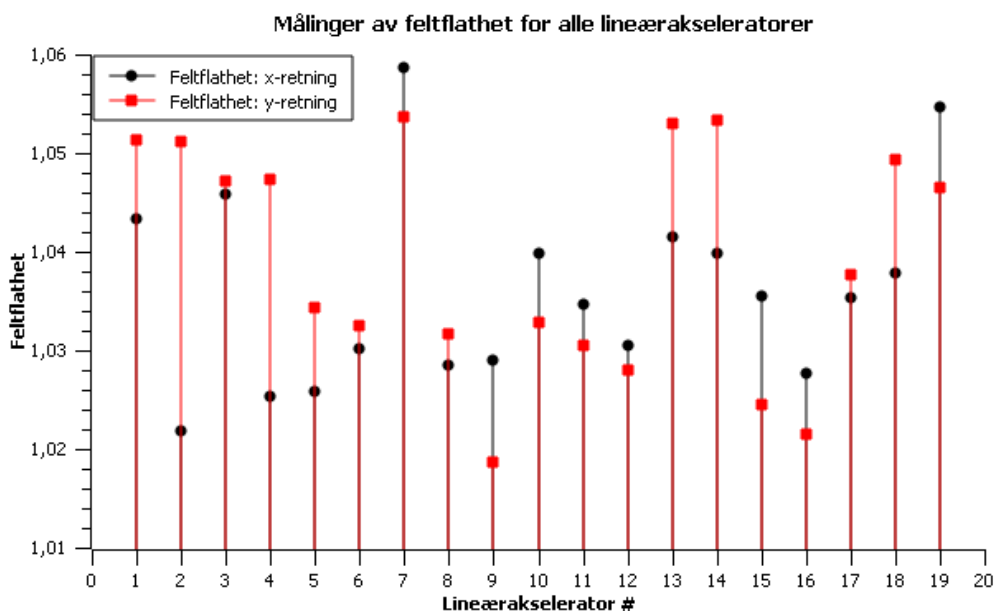
Figur 18 Målt feltstørrelse for standardfeltet på alle lineærakseleratorer. Verdiene har et gjennomsnitt på 10,03 cm i x-retning med et standardavvik på 0,079 cm i x-retning, og et gjennomsnitt på 10,02 cm med et standardavvik på 0,081 cm i y-retning. Stolpene er lagt til for å gjøre figuren enklere å lese.



Figur 19 Målt penumbra for standardfeltet på alle lineærakseleratorer. Verdiene har et gjennomsnitt på 0,55 cm i x-retning med et standardavvik på 0,08 cm i x-retning, og et gjennomsnitt på 0,52 cm med et standardavvik på 0,07 cm i y-retning. For lineærakselerator 2 og 19 er det helt lik penumbra i x- og y-retning. Stolpene er lagt til for å gjøre figuren enklere å lese. Fargekodene angir produsent.



Figur 20 Måling av symmetrien til standardfeltet på alle lineærakseleratorer. Gjennomsnittet i både x- og y-retning er 1,02 med standardavvik på 0,01. Ingen spesielle trender ble funnet i målingene. Stolpene er lagt til for å gjøre figuren enklere å lese.

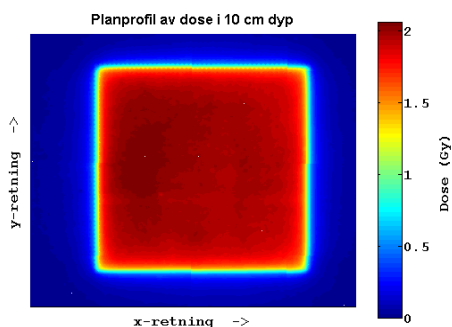


Figur 21 Målinger av feltflathet for samtlige lineærakseleratorer. Målingene har et gjennomsnitt på 1,04 med standardavvik 0,01 i begge retninger. Ingen spesielle trender ble funnet i målingene. Stolpene er lagt til for å gjøre figuren enklere å lese.

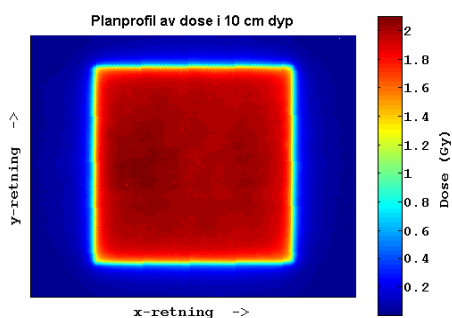
3.3.2 Doseprofiler i planet

Dosefordelingen til standardfeltet i 10 cm dyp for alle lineærakseleratorer kan sees i Figur 22 til Figur 40. Merk at fargeskalaen som er benyttet her kan variere mellom de enkelte lineærakseleratorer. I tillegg varierer størrelsesdimensjonen på figurene noe fra figur til figur.

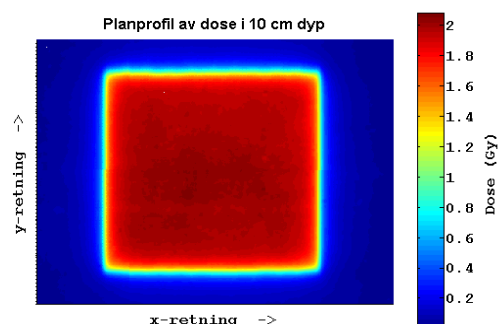
NB! Akseretningen er ulikt IEC 1217 Standard for disse figurene – gantry er lokalisert i positiv x-retning!



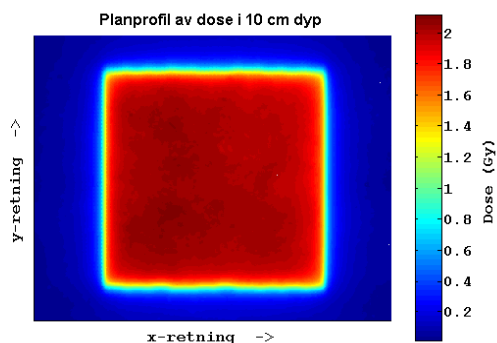
Figur 22 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #1



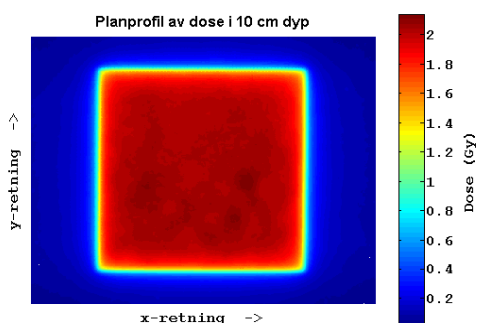
Figur 23 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #2



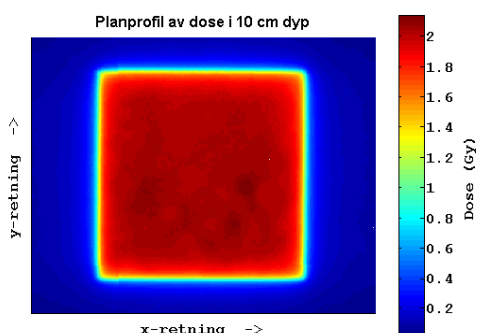
Figur 24 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #3



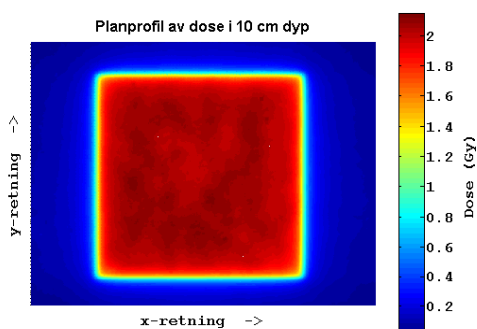
Figur 25 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #4



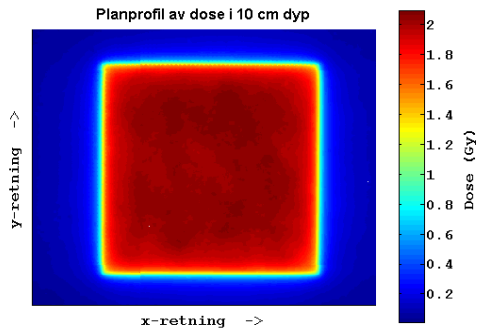
Figur 26 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #5



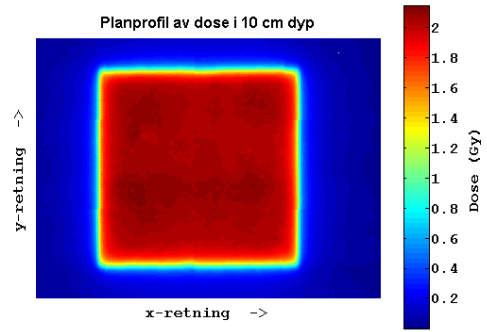
Figur 27 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #6



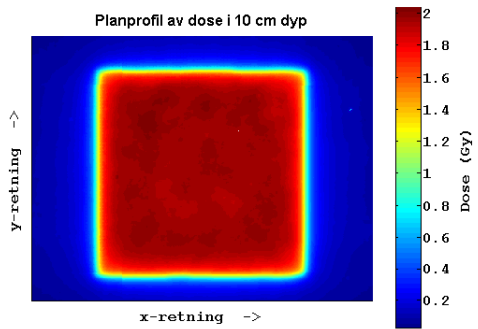
Figur 28 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #7



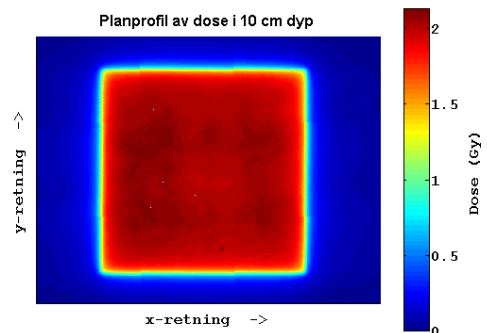
Figur 29 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #8



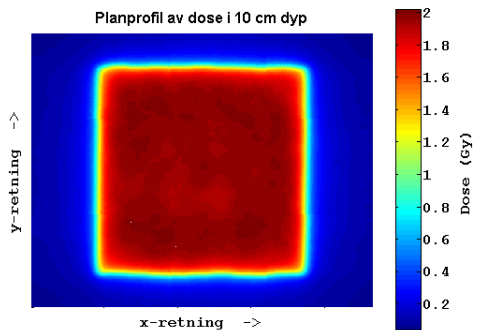
Figur 33 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #12



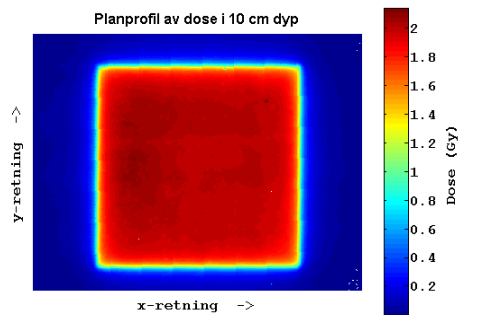
Figur 30 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #9



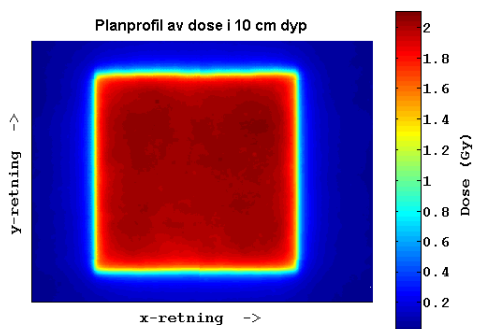
Figur 34 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #13



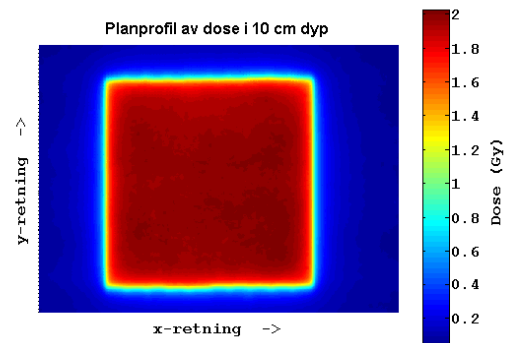
Figur 31 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #10



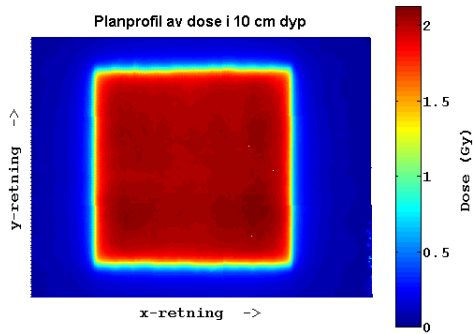
Figur 35 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #14



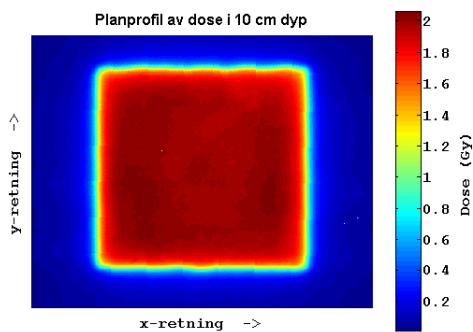
Figur 32 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #11



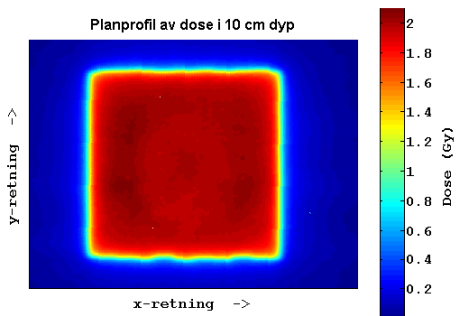
Figur 36 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #15



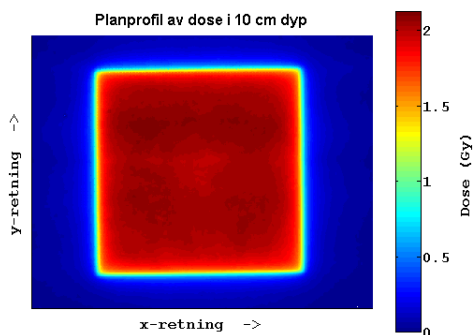
Figur 37 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #16



Figur 38 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #17

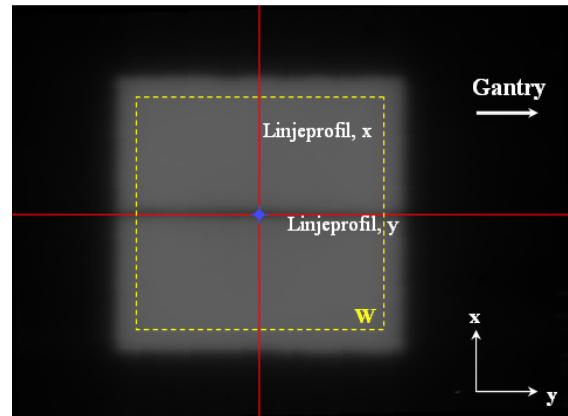


Figur 39 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #18

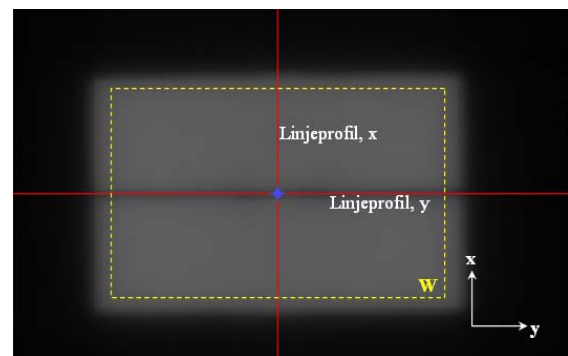


Figur 40 Dosefordelingen til standardfeltet for lineærakselerator #19

3.4 Skjøtete felt



Figur 41 Orientering under skanning og analyse av felt med skjøt - oppsett 1. Merk at gantry er lokalisert til høyre i bildet.



Figur 42 Orientering under skanning og analyse av felt med skjøt og kollimatorrotasjon for oppsett 3 og 4. Merk at retningen til gantry varierer med oppsett og lineærakseleratorproducent.

Som nevnt tidligere ble to typer skjøtete felt undersøkt: skjøtete felt uten rotasjon på kollimator, og skjøtete felt med rotasjon på kollimator. I begge tilfeller er selve skjøten det mest interessante området å undersøke nærmere. I den forbindelse ble halvverdibredden (se kapittel 2.7) og dosedifferanse regnet ut ved hjelp av algoritmer i Matlab. Medianverdier ble funnet til å være den mest deskriptive parameteren for både halvverdibredde og dosedifferanse.

I tilfeller der feltene er skjøtet med MLC var det noen vanskeligheter i å fastsette disse parametrene da over/underdoseringen kunne variere mye fra blad til blad. Dette er kun aktuelt for noen lineærakseleratorer produsert av Siemens og Elekta. Målte verdier for median halvverdibredde og dosedifferanse for oppsett 1 kan sees i Tabell 8. Tilsvarende målinger for

oppsett 3 og 4 kan sees i Tabell 9. For noen lineærakseleratorer står det ”-” der verdiene for halvverdibredden og dosedifferanse ellers ville stått. Det betyr at over- eller underdoseringen i skjøten var såpass liten at det ikke lot seg gjøre å definere noe ”peak” i dosefordelingen.

Tabell 8 Måling av halvverdibredde (FWHM) og dosedifferanse (DD) for oppsett 1 på samtlige lineærakseleratorer. Negative verdier indikerer underdosering, mens positive verdier indikerer overdosering.

Linac #	Median FWHM (cm)	Median DD (%)
1	0,31	9,7
2	0,30	7,7
3	-0,49	-16,3
4	-	-
5	-0,23	-8,1
6	-0,26	-13,2
7	-	-
8	-	-
9	-	-
10 ²	0,60	19,6
11	-0,44	-18,2
12	-0,42	-6,7
13	-0,28	-7,6
14	-0,31	-6,6
15	0,60	6,9
16	-0,43	-3,9
17	-0,42	-31,8
18	-0,38	-21,2
19	-0,32	-8,5

² Målingen er ikke representativ grunnet teknisk feil på maskinen på måledagen.

Tabell 9 Måling av halvverdibredde (FWHM) og dosedifferanse (DD) for oppsett 3 og oppsett 4 på samtlige lineærakseleratorer. Verdiene for halvverdibredde og DD er medianverdier. Negative verdier indikerer underdosering, mens positive verdier indikerer overdosering.

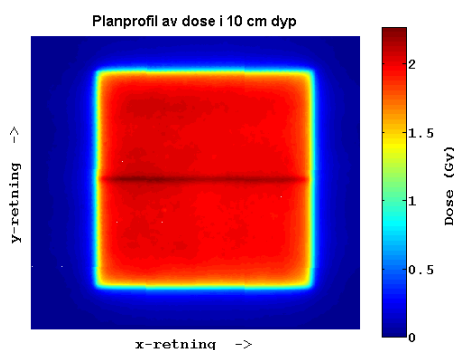
Linac #	Oppsett 3		Oppsett 4	
	FWHM (cm)	DD (%)	FWHM (cm)	DD (%)
1	-0,35	-5,2	-	-
2	0,21	4,5	-0,26	-10,5
3	-0,25	-15,0	-0,54	-28,3
4	-0,28	-26,4	-0,39	-8,8
5	-0,29	-13,2	-0,24	-7,6
6	-0,26	-6,3	-0,24	-7,5
7	-0,36	-20,0	0,54	6,1
8	-0,23	-7,2	-0,22	-7,0
9	0,35	5,7	-0,33	-12,2
10 ³	0,46	3,7	0,40	22,7
11	-0,24	-12,4	-0,50	-39,0
12	-	-	-0,43	-10,9
13	-0,22	-9,1	-0,25	-7,0
14	0,35	7,6	-0,27	-5,3
15	0,53	3,0	0,67	9,2
16	0,34	8,2	0,39	16,0
17	0,43	12,2	-0,41	-30,8
18	-	-	-0,36	-28,4
19	-0,25	-7,3	-0,24	-7,5

³ Målingen er ikke representativ grunnet teknisk feil på maskinen på måledagen.

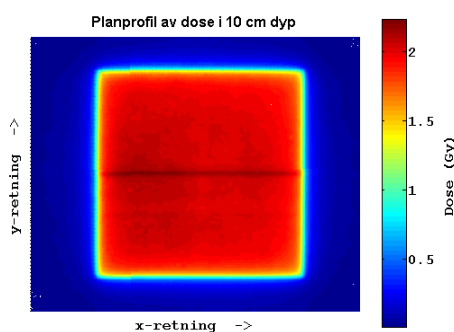
3.4.1 Dosefordeling – oppsett 1

Planprofiler fra filmen ble tatt ut for dosen på 10 cm dyp for alle tre oppsett som benytter seg av skjøtede felt. Disse kan sees i Figur 43 til Figur 61. Merk at bildestørrelse og fargeskala er relativ til hver enkelt lineærakselerator.

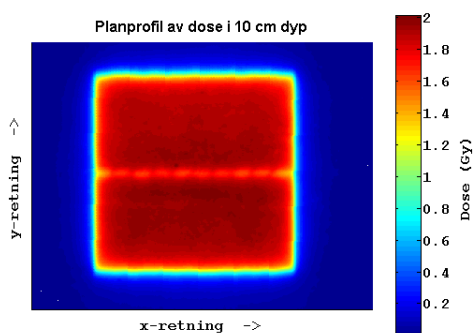
NB! Akseretningen er ulikt IEC 1217 Standard for disse figurene – gantry er lokalisert i positiv x-retning! Målinger fra lineærakselerator 10 er ikke representative grunnet teknisk feil på måledagen.



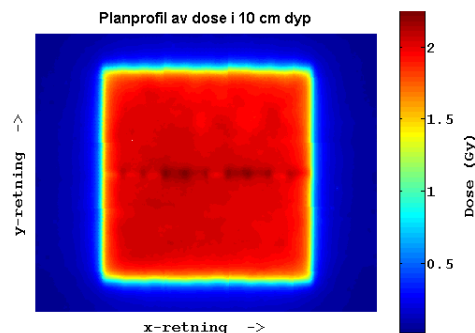
Figur 43 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #1



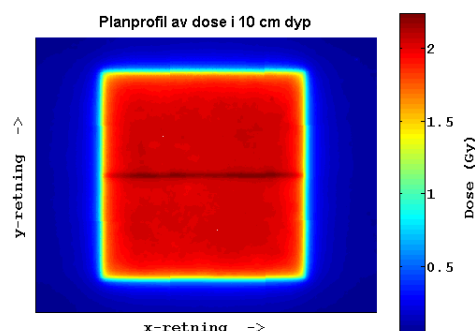
Figur 44 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #2



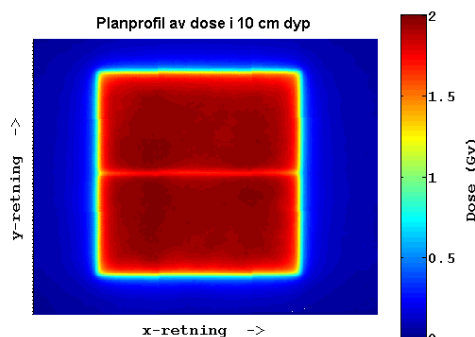
Figur 45 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #3



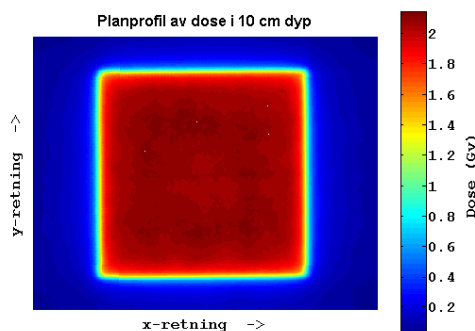
Figur 46 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #4



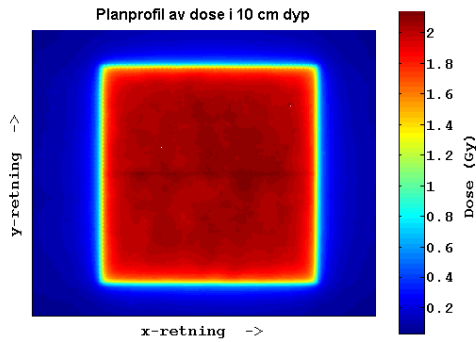
Figur 47 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #5



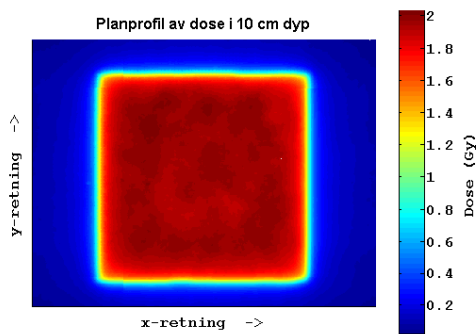
Figur 48 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #6



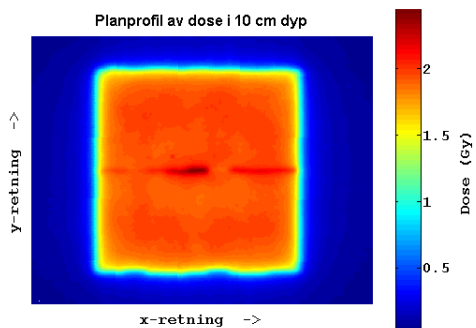
Figur 49 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #7



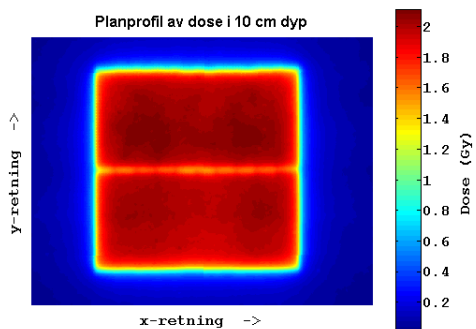
Figur 50 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #8



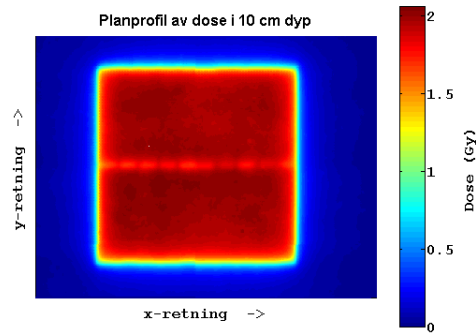
Figur 51 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #9



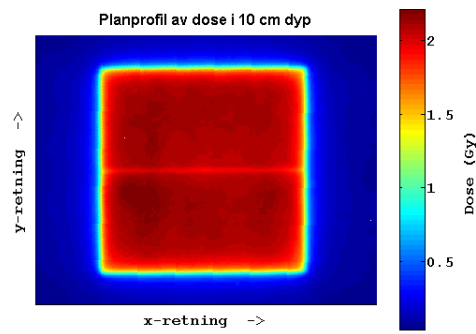
Figur 52 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #10.



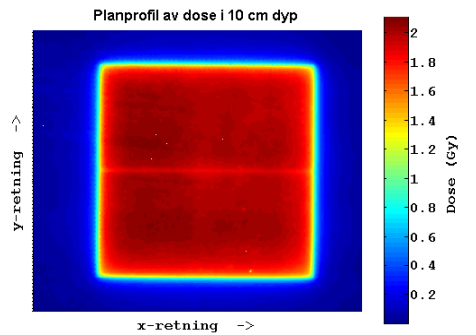
Figur 53 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #11



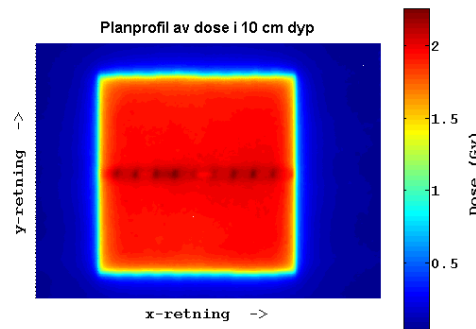
Figur 54 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #12



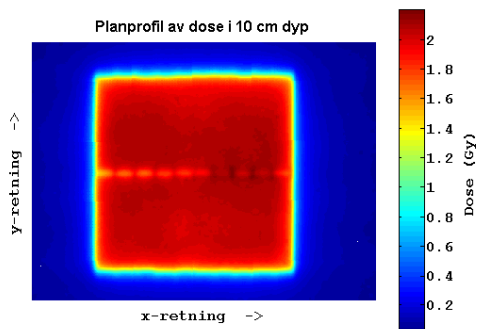
Figur 55 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #13



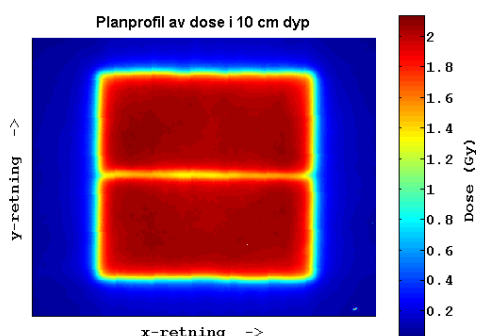
Figur 56 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #14



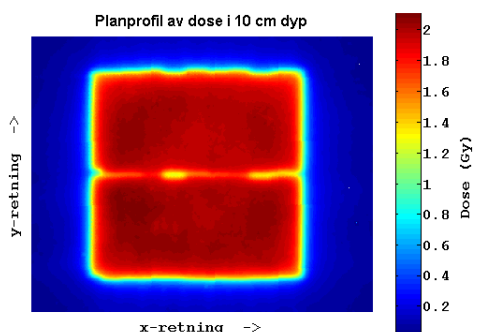
Figur 57 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #15



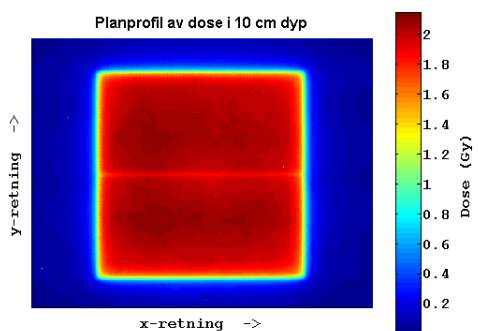
Figur 58 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #16



Figur 59 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #17



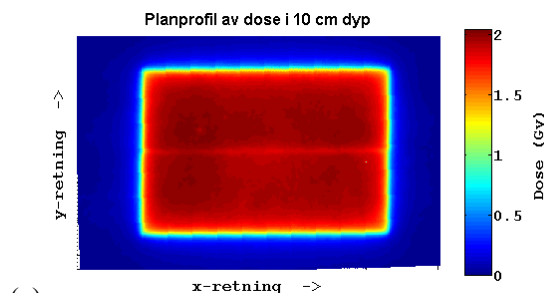
Figur 60 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #18



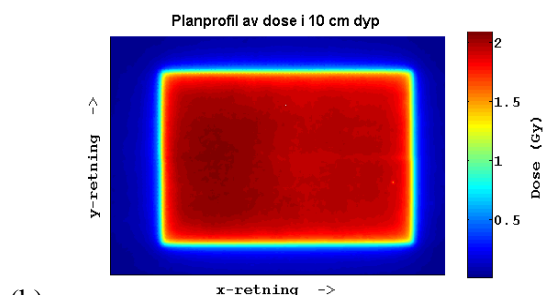
Figur 61 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 1 på lineærakselerator #19

3.4.2 Dosefordeling – oppsett 3 og 4

Planprofiler av dosen i 10 cm dyp ble tatt ut fra filmen også for oppsettene 3 og 4. **NB! Akse-retningen er ulikt IEC 1217 Standard for disse figurene! Målinger fra lineærakselerator 10 er ikke representative grunnet teknisk feil på måledagen.**

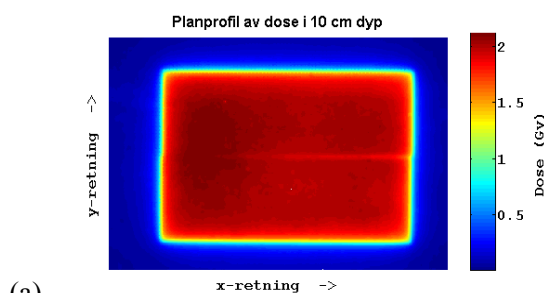


(a)

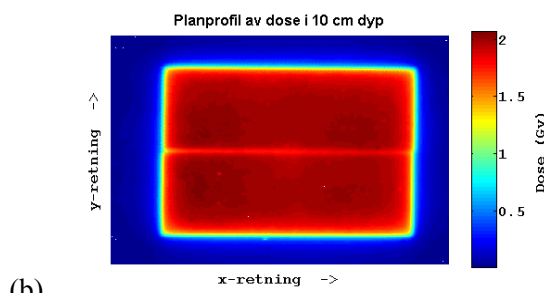


(b)

Figur 62 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #1

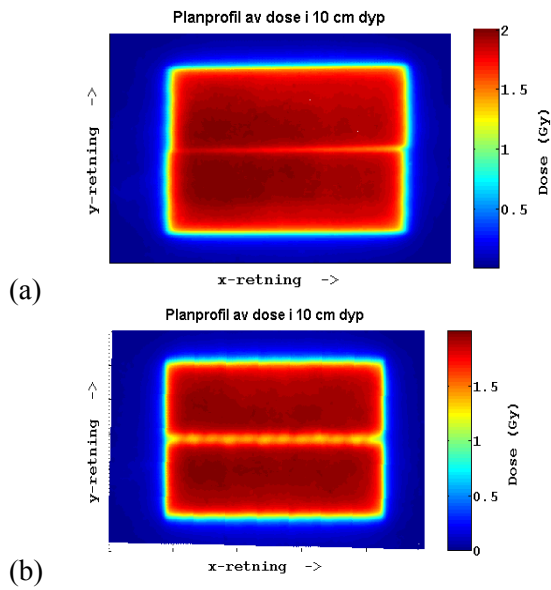


(a)

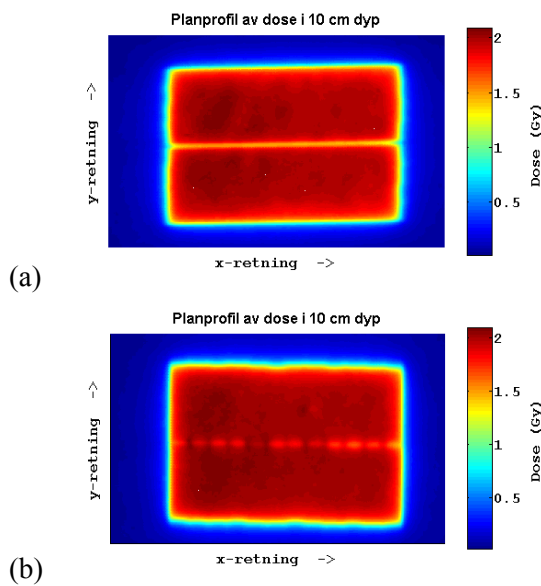


(b)

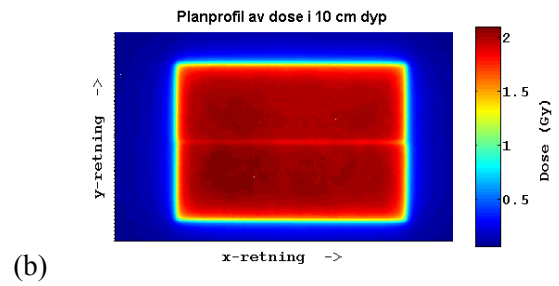
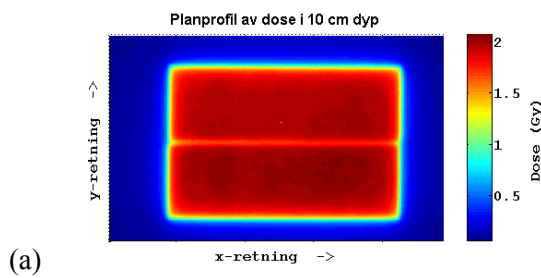
Figur 63 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #2



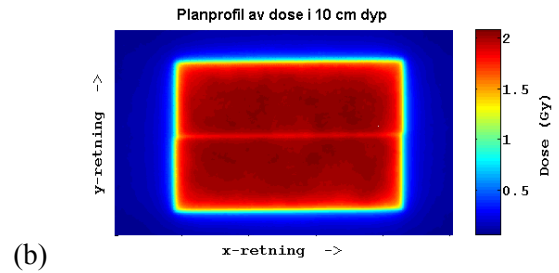
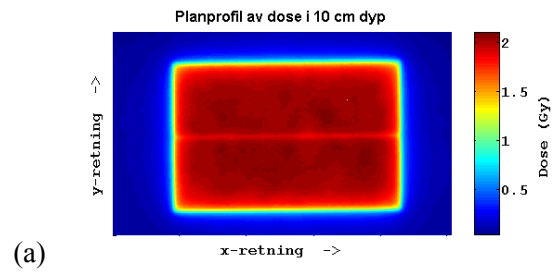
Figur 64 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #3



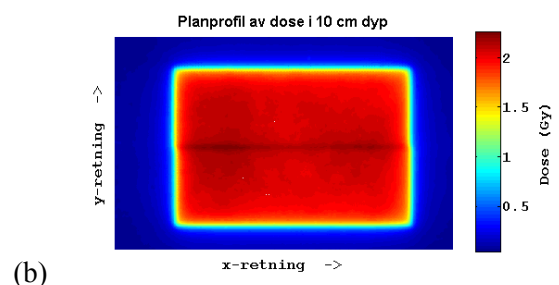
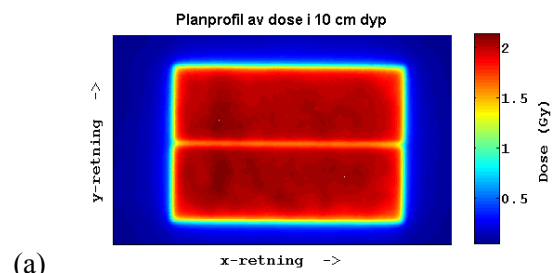
Figur 65 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #4



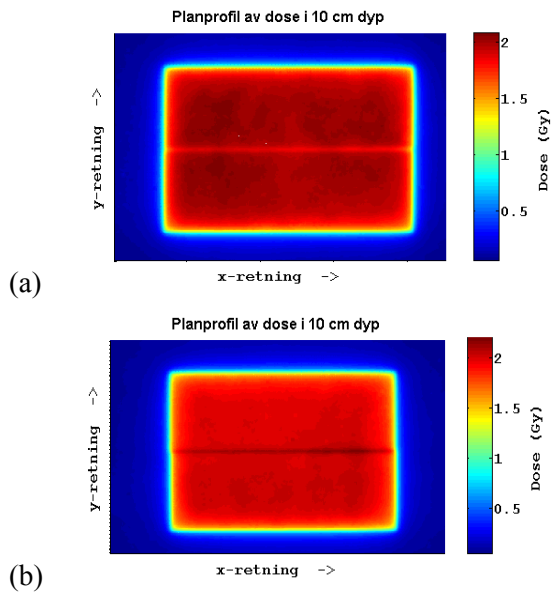
Figur 66 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #5



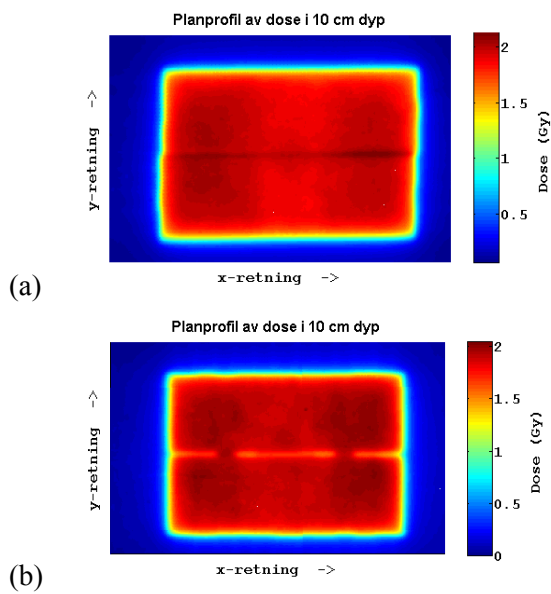
Figur 67 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #6



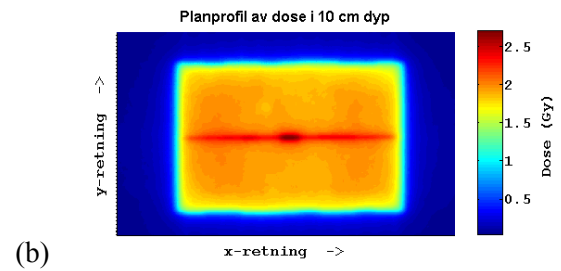
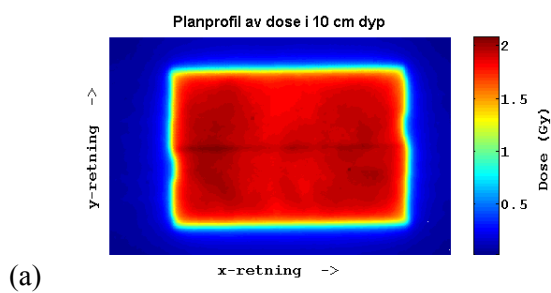
Figur 68 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #7



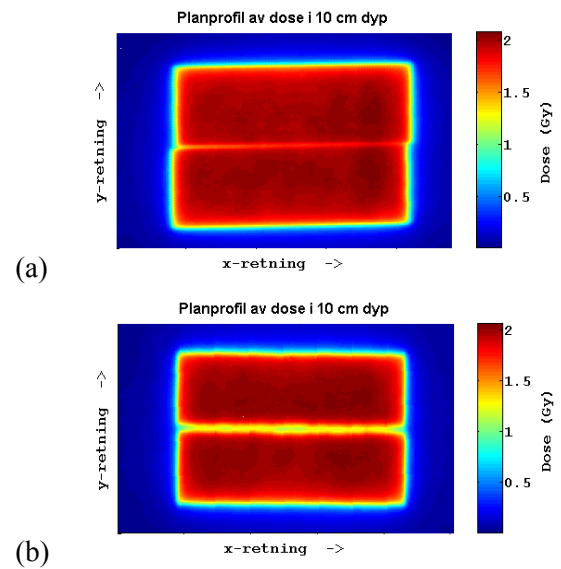
Figur 69 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #8



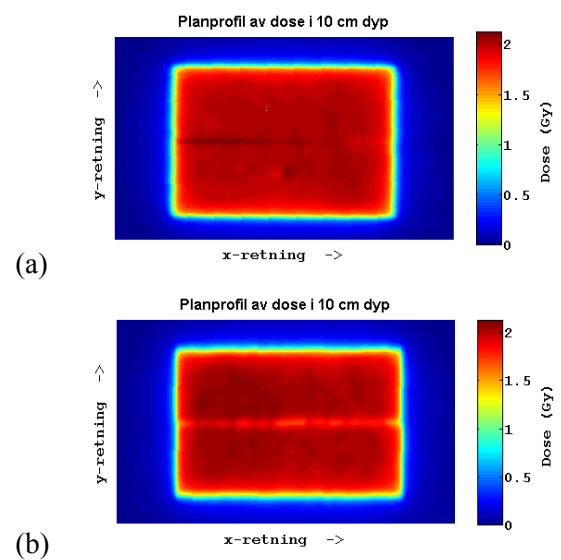
Figur 70 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #9



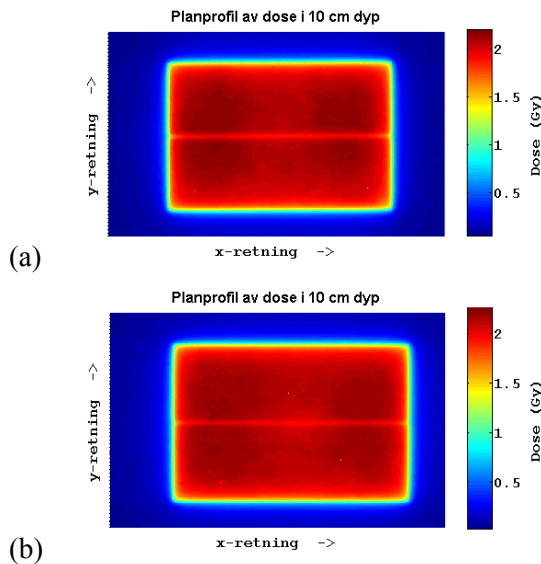
Figur 71 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #10



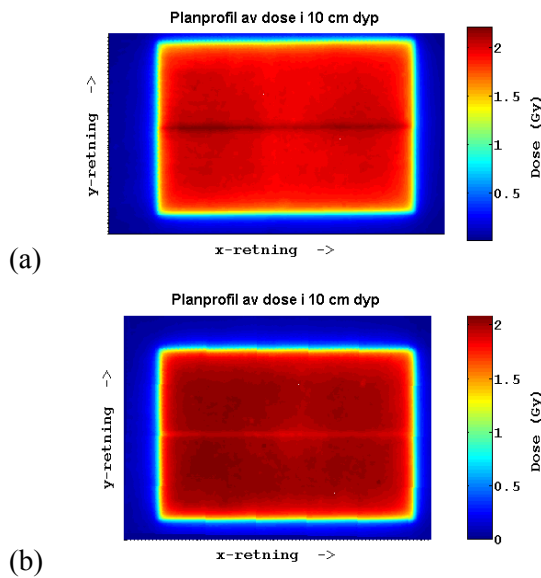
Figur 72 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #11



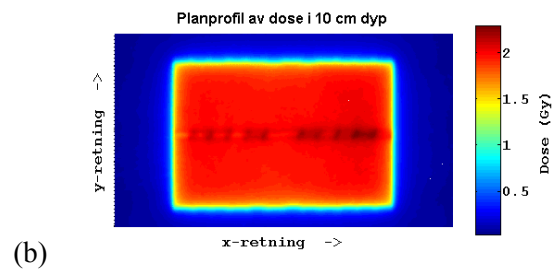
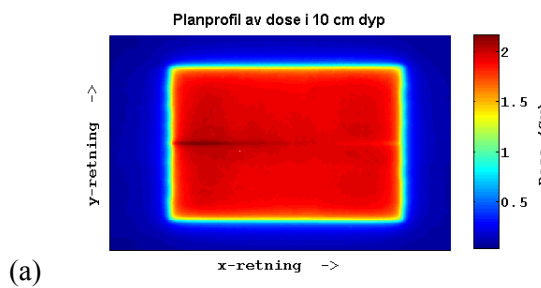
Figur 73 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #12



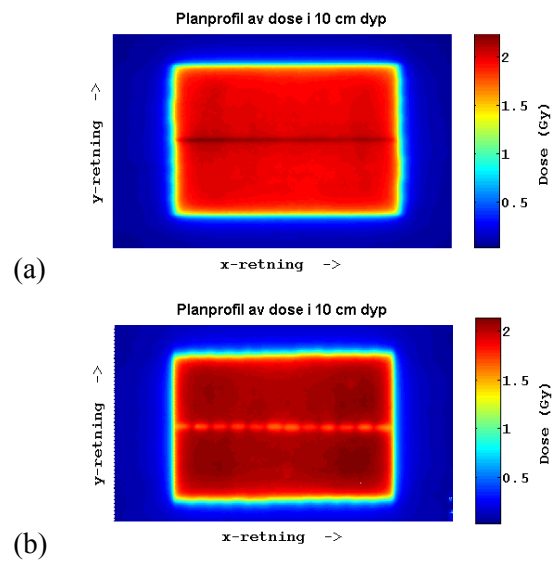
Figur 74 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #13



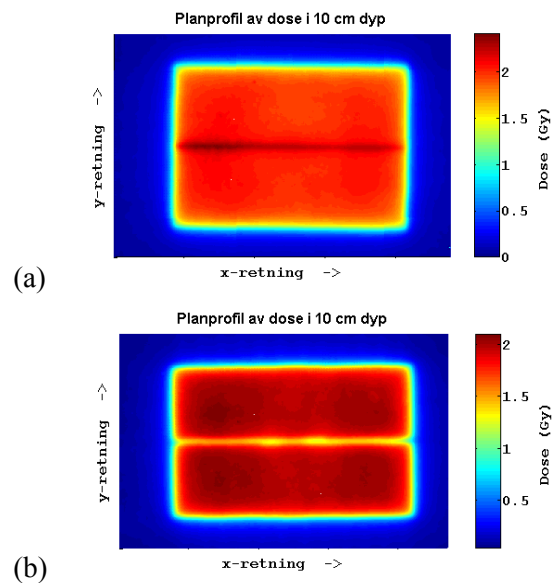
Figur 75 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #14



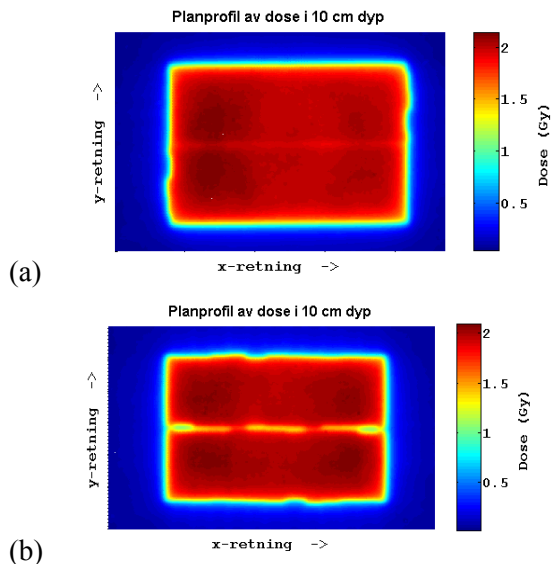
Figur 76 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #15



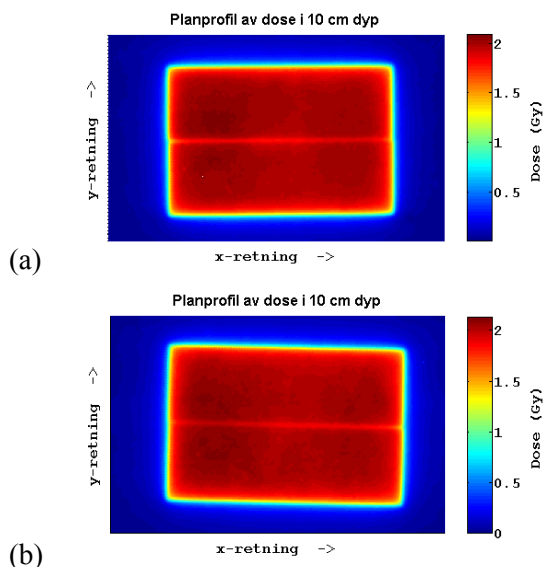
Figur 77 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #16



Figur 78 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #17



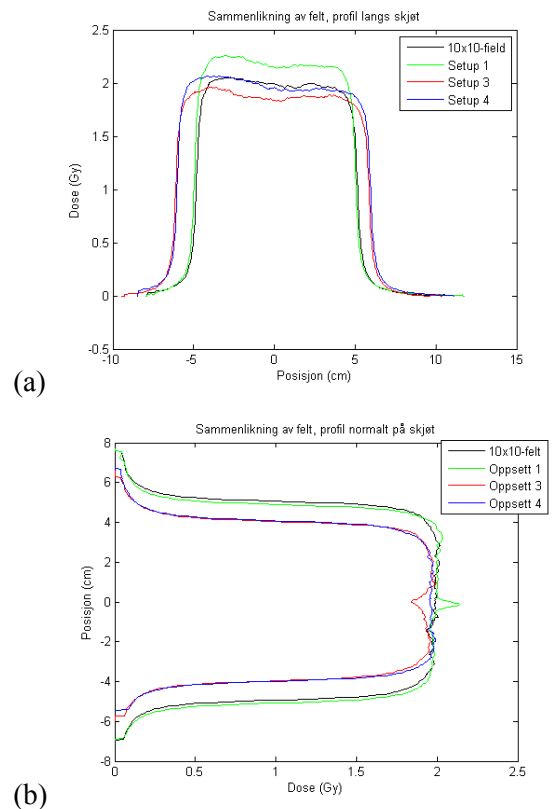
Figur 79 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #18



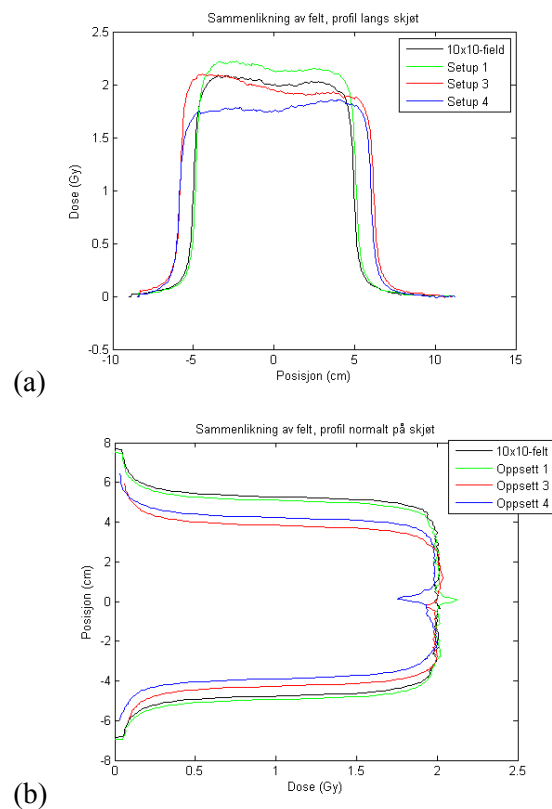
Figur 80 Dosefordeling i planet målt med film for (a) feltoppsett 3 og (b) feltoppsett 4 på lineærakselerator #19

3.4.3 Linjeprofiler gjennom isosenter

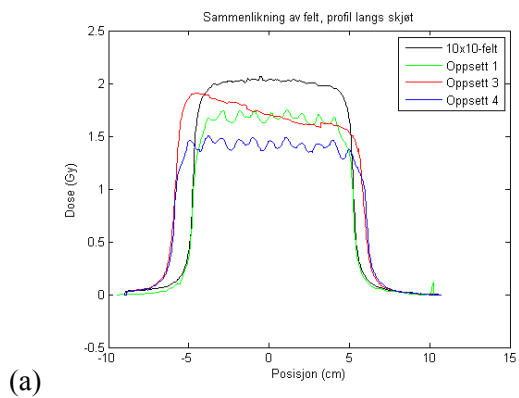
Det ble tatt ut linjeprofiler av dosefordelingen gjennom isosenter langs skjøten for samtlige lineærakseleratorer. Linjeprofilene ble tatt ut i x- og y-retning gjennom isosenter, og korresponderer henholdsvis med profiler langs med skjøten og profiler normalt på skjøten. Dette er vist med de røde linjene på Figur 41 og Figur 42. Linjeprofilene kan sees i Figur 81 til Figur 99. NB! Målinger fra lineærakselerator 10 er ikke representative grunnet teknisk feil på måledagen.



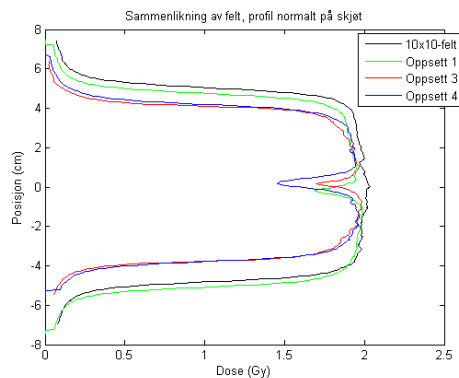
Figur 81 Linjeprofiler (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #1



Figur 82 Linjeprofiler (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #2

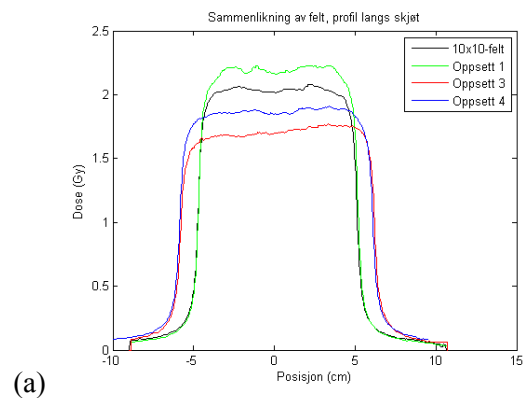


(a)

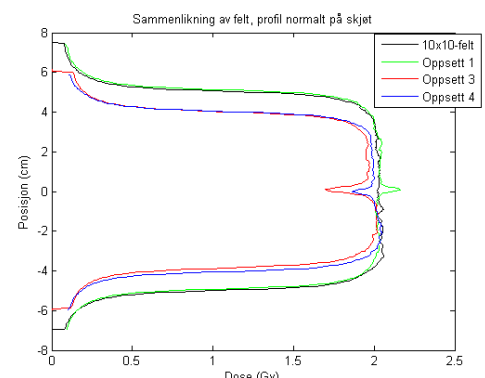


(b)

Figur 83 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #3

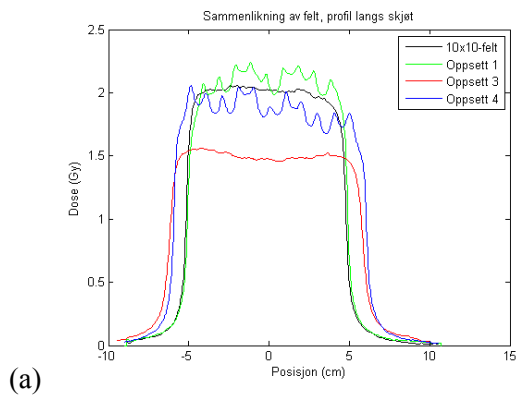


(a)

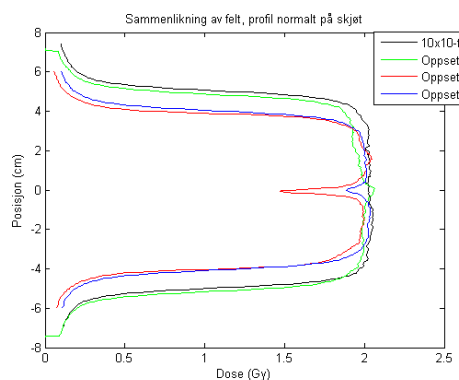


(b)

Figur 85 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #5

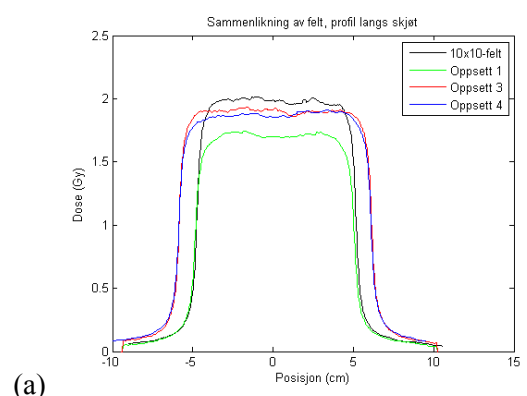


(a)

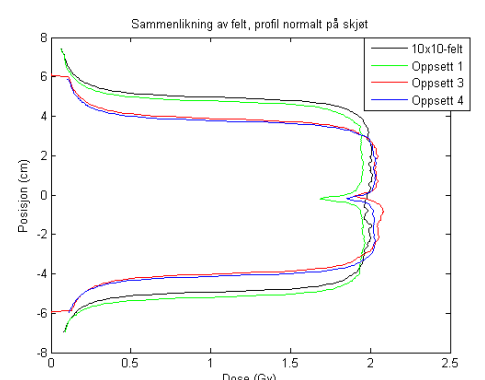


(b)

Figur 84 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #4

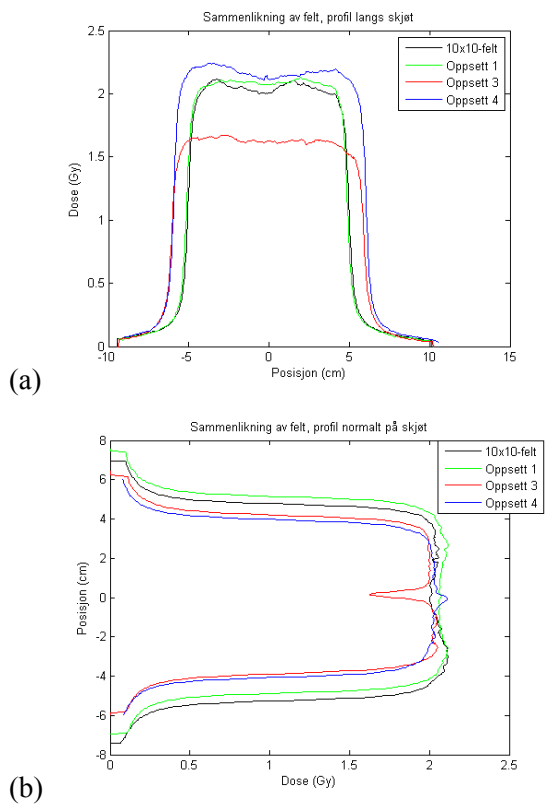


(a)

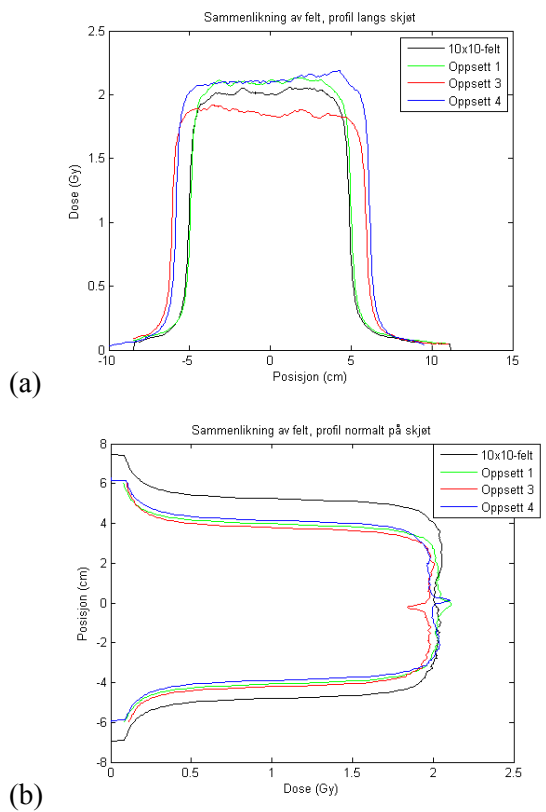


(b)

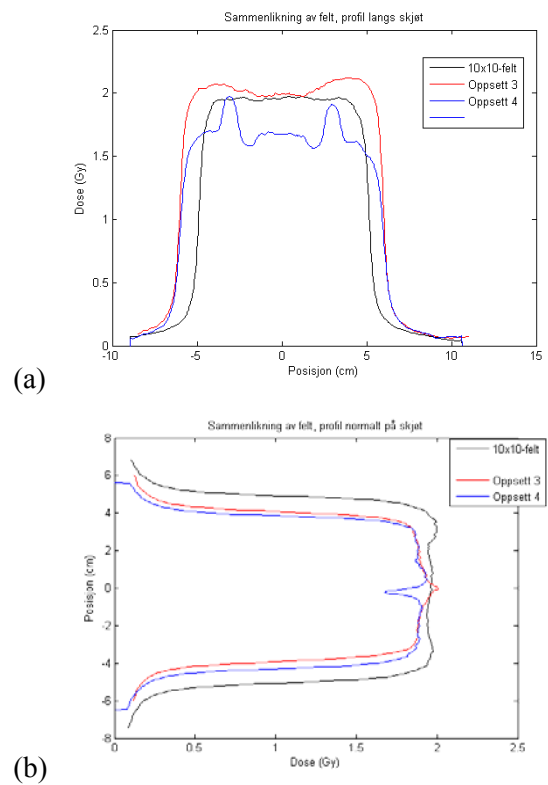
Figur 86 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #6



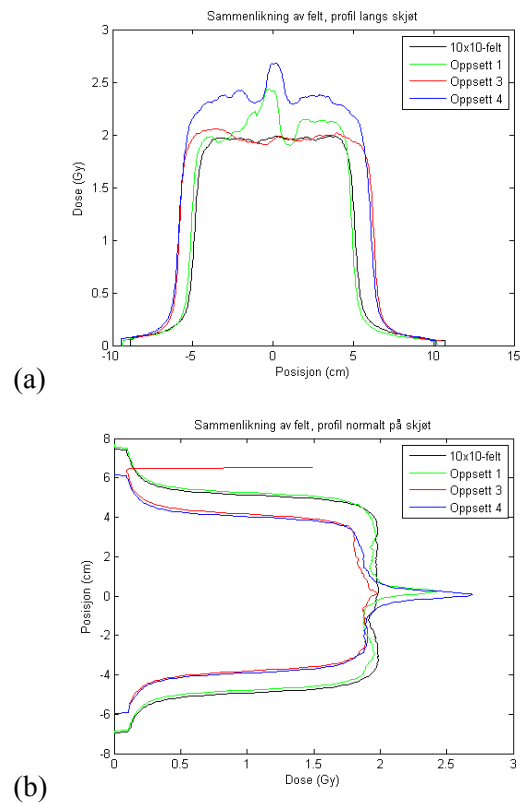
Figur 87 Linjeprofiler (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #7



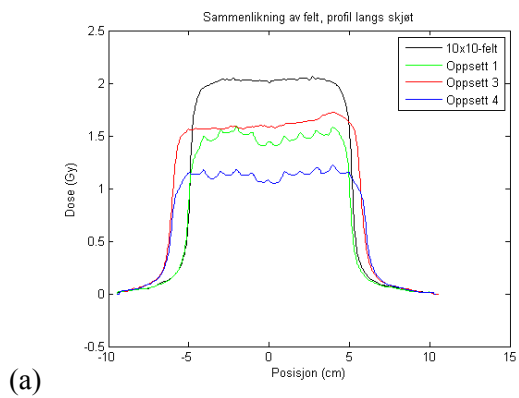
Figur 88 Linjeprofiler (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #8



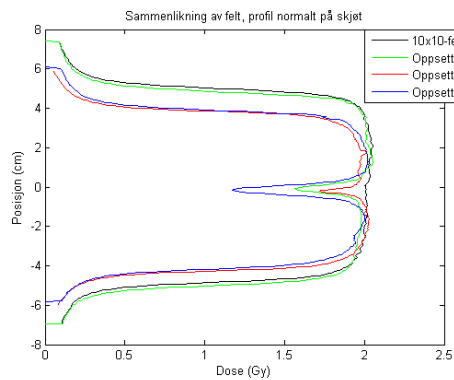
Figur 89 Linjeprofiler (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #9



Figur 90 Linjeprofiler (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #10

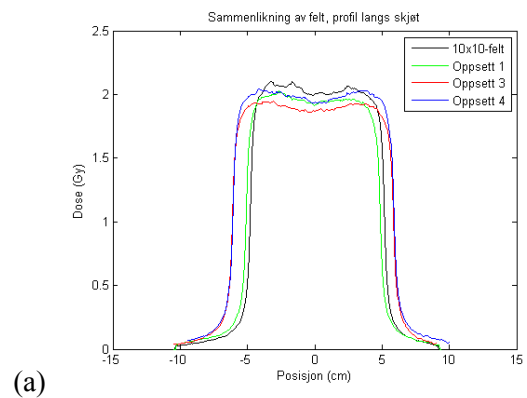


(a)

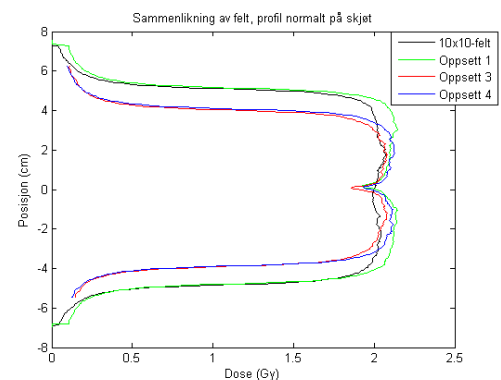


(b)

Figur 91 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #11

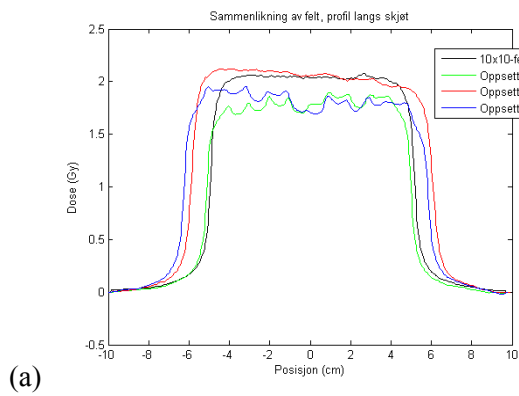


(a)

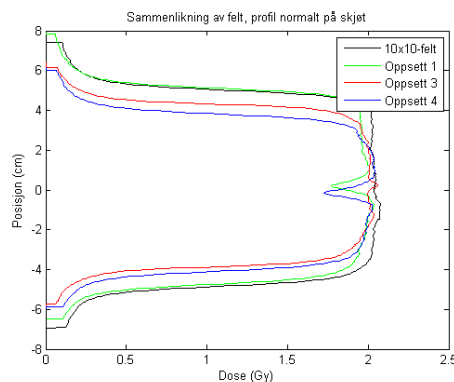


(b)

Figur 93 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #13

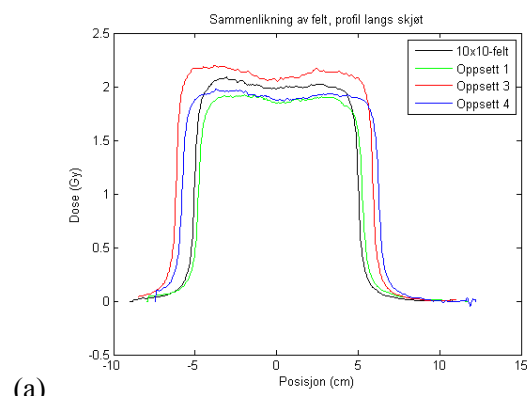


(a)

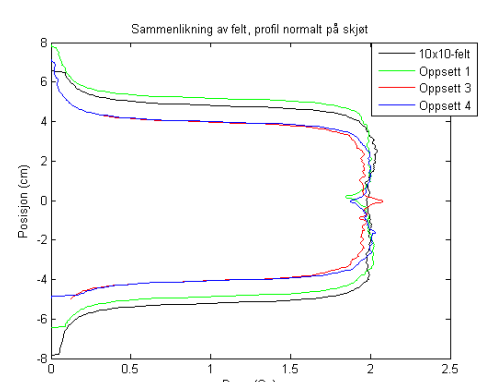


(b)

Figur 92 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #12

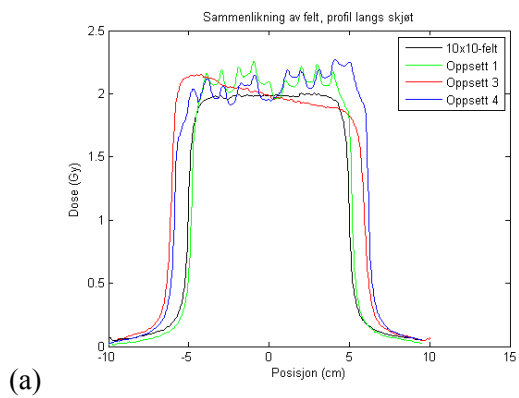


(a)

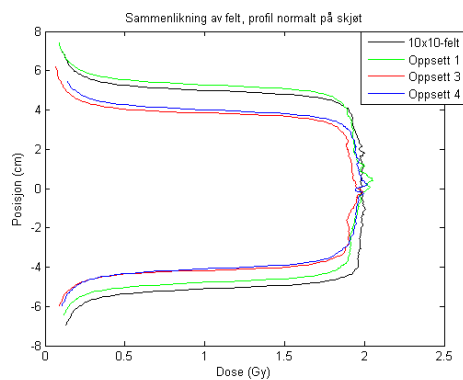


(b)

Figur 94 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #14

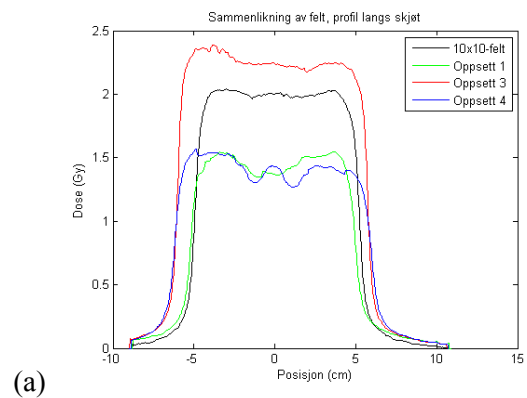


(a)

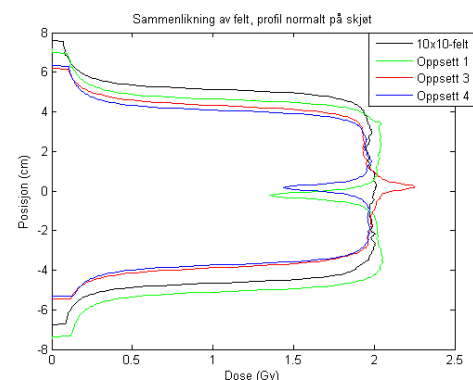


(b)

Figur 95 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #15

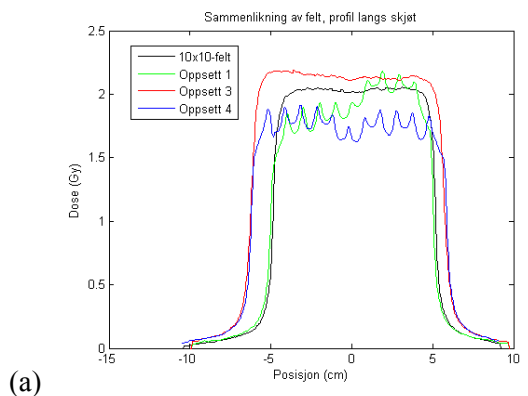


(a)

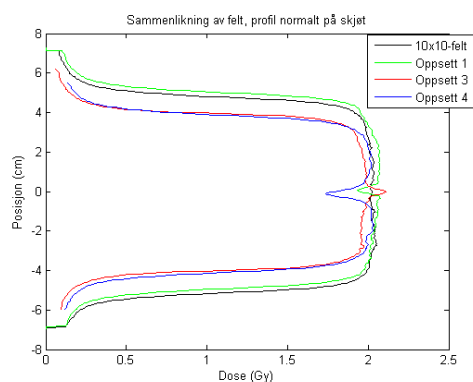


(b)

Figur 97 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #17

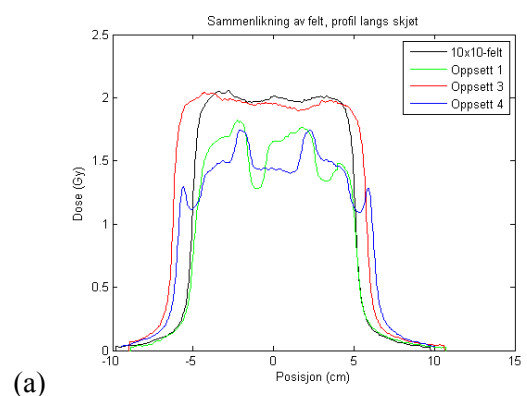


(a)

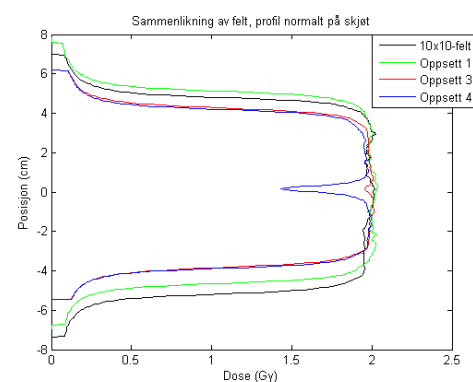


(b)

Figur 96 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #16

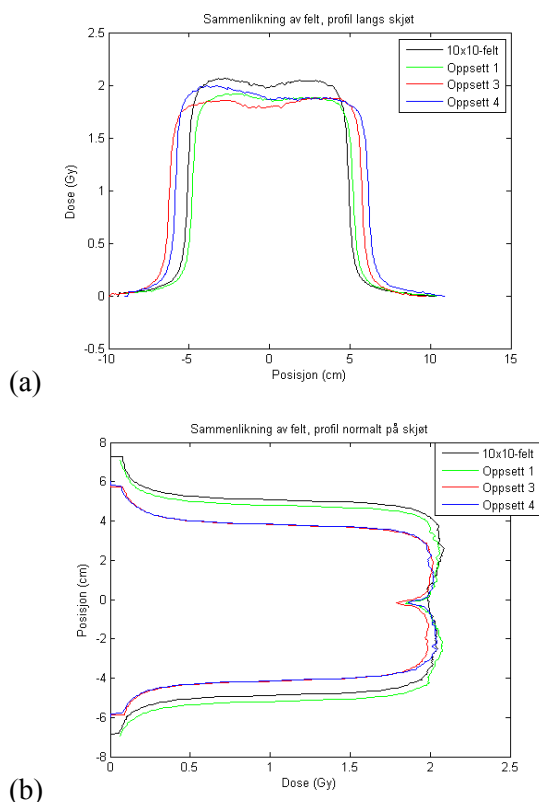


(a)



(b)

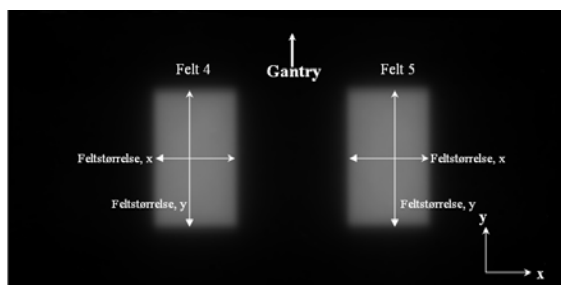
Figur 98 Linjeprofil (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #18



Figur 99 Linjeprofiler (a) langs skjøt og (b) normalt på skjøt for lineærakselerator #19

3.5 Felt med overtravel

3.5.1 Felldata



Figur 100 Orientering av filmen for skanning og analyse av feltoppsett 2. Merk orienteringen, da denne er ulik orienteringen til flateprofilene i kapittel 3.5.2.

For oppsett 2, der blendere er kjørt over sentralaksen (overtravel) ble feltene undersøkt og det ble lagt særlig vekt på følgende områder:

- Lineærakseleratorenes evne til å reprodusere feltene geometrisk.

- Hvor stort avvik det er mellom beregnet dose og faktisk gitt dose til feltene.

Det siste punktet vil bli undersøkt for et utvalg lineærakseleratorer ved hjelp av gammaevaluering i kapittel 2.6. Det første punktet omtales i dette kapitlet. For hvert felt ble referansedosen i feltsenter og feltstørrelse i både x- og y-retning kalkulert.

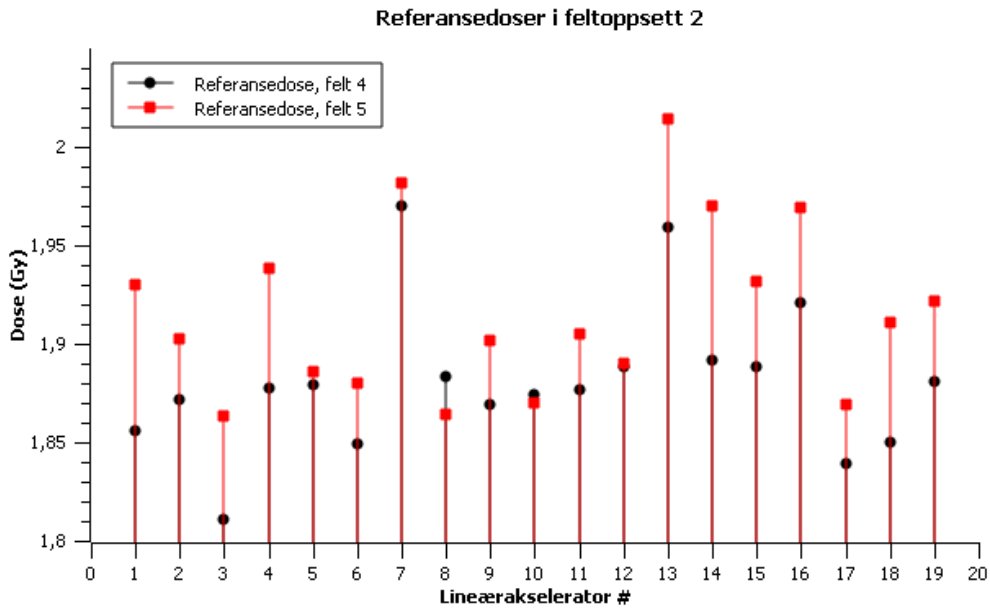
Målinger av referansedosen i de to feltene er vist i Figur 100. For felt 4 har disse målingene gjennomsnitt 1,883 med standardavvik 0,040, og for felt 5 har målingene gjennomsnitt 1,914 og standardavvik 0,047. Fra resultatene er det en klar trend at dosen til felt 5 er høyere enn dosen til felt 4. Hvorvidt dette skyldes rekkefølgen feltene ble bestrålt i, inhomogenitet under skanningen eller andre grunner er ikke identifisert.

Verdier for feltstørrelse i x- og y-retning for begge felt vises i Figur 101. I Tabell 10 vises gjennomsnittsverdier og standardavvik til målingene av de ulike størrelsene.

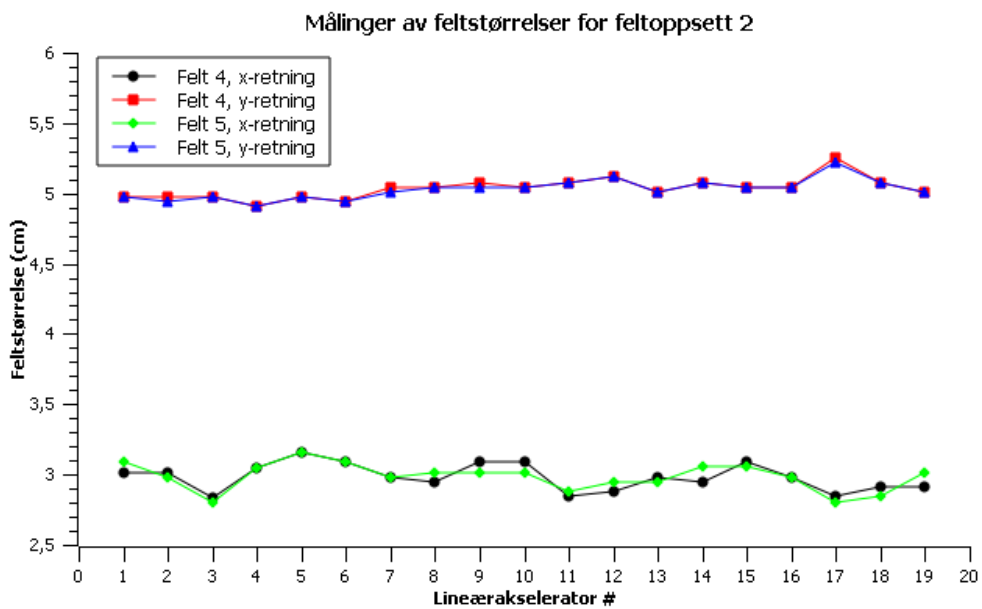
Tabell 10 Gjennomsnitt og standardavvik for måling av feltstørrelse i feltoppsett 2.

Felt	Gjennomsnitt	St. avvik
4, x-retning	3,00 cm	0,10 cm
4, y-retning	5,02 cm	0,06 cm
5, x-retning	3,00 cm	0,09 cm
5, y-retning	5,01 cm	0,06 cm

Fra figuren ser man at begge feltene reproduseres ganske likt for hver enkelt lineærakselerator, men at verdiene varierer en del fra maskin til maskin. Spesielt feltstørrelsen i x-retning, som ideelt skulle være 3,0 cm, varierer en del. I x-retning varierer målt feltstørrelse mellom 2,80 cm og 3,15 cm, tilsvarende opptil 7 % avvik fra ønsket verdi. I y-retning varierer målt feltstørrelse mellom 4,90 cm og 5,25 cm. Dette vil si at det er avvik på opptil 5 % fra ønsket verdi på 5,00 cm. Samtidig er den relative usikkerheten høyere for lavere størrelser.



Figur 101 Dosemålinger i senter av felt 4 og felt 5. Dosemålingene for felt 4 har et gjennomsnitt på 1,883 Gy med et standardavvik 0,040 Gy, og dosemålingene til felt 5 har et gjennomsnitt på 1,914 Gy med et standardavvik på 0,047 Gy.

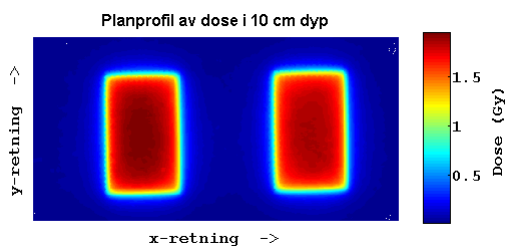


Figur 102 Målinger av feltstørrelse for felt 4 og 5 i feltoppsett 2. Linjer er tegnet mellom målepunktene for å gjøre figuren lettere å lese. Verdier for gjennomsnitt og standardavvik står beskrevet i teksten.

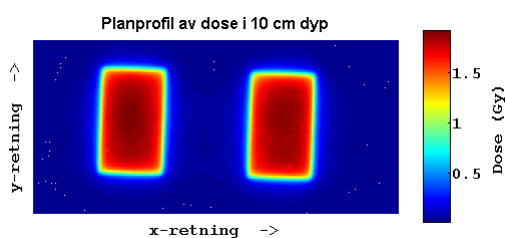
3.5.2 Dosefordeling – oppsett 2

Dosefordelingen i planet i 10 cm dyp ble tatt ut også for feltene med overtravrel i oppsett 2. Merk at fargeskalaen som er brukt ikke er lik for alle lineærakseleratorer.

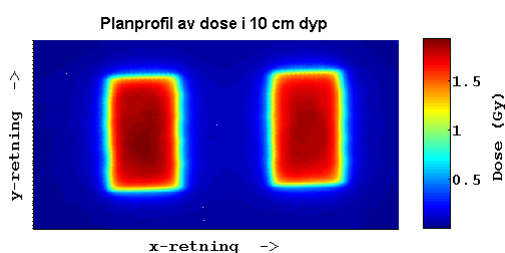
NB! Akseretningen er ulikt IEC 1217 Standard for disse figurene – gantry er lokalisert i negativ y-retning!



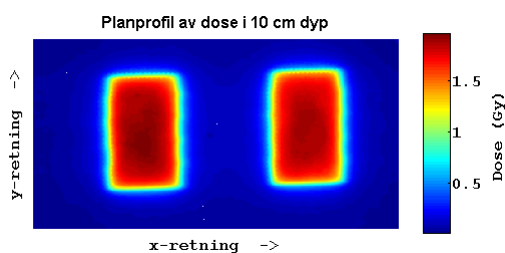
Figur 103 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #1



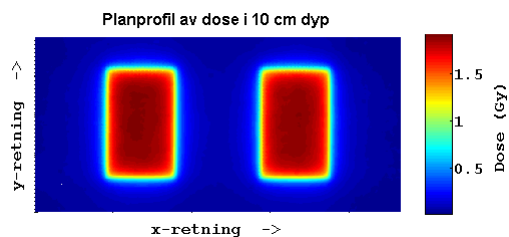
Figur 104 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #2



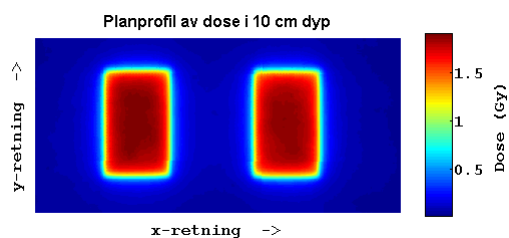
Figur 105 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #3



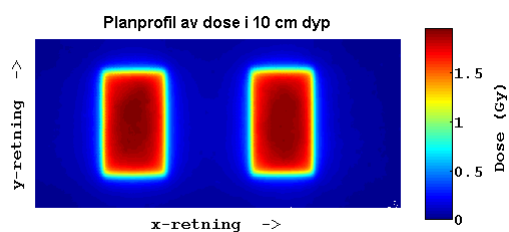
Figur 106 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #4



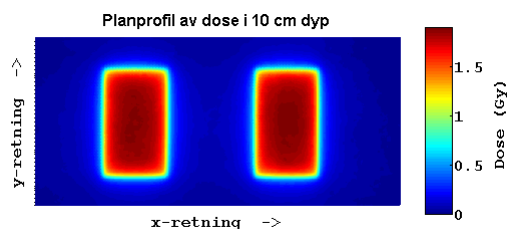
Figur 107 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #5



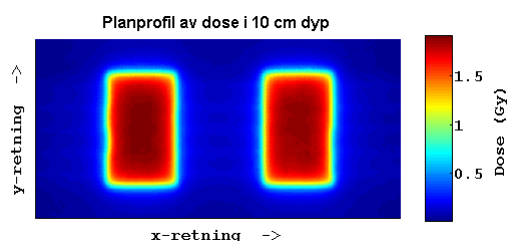
Figur 108 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #6



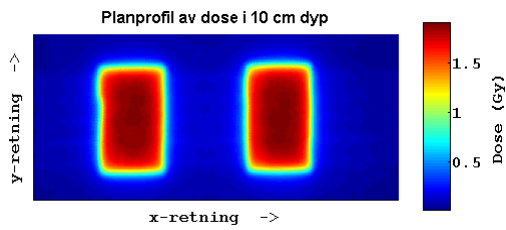
Figur 109 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #7



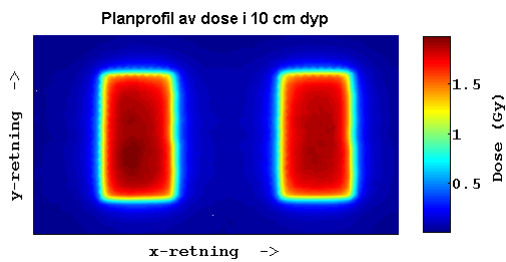
Figur 110 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #8



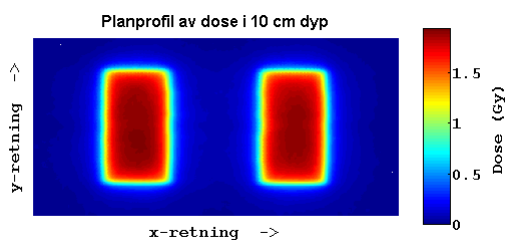
Figur 111 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #9



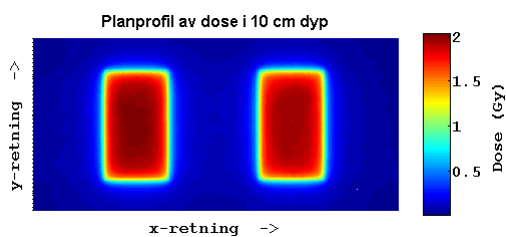
Figur 112 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #10



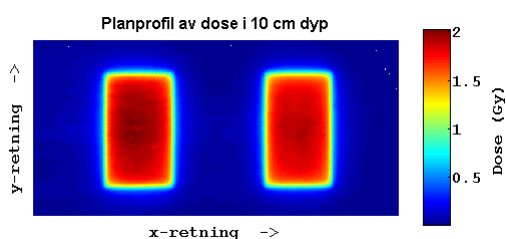
Figur 113 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #11



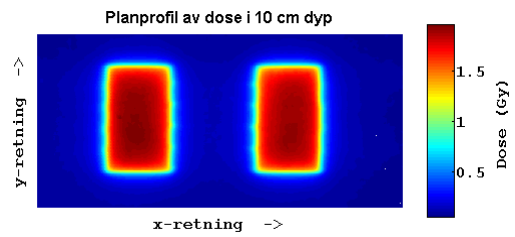
Figur 114 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #12



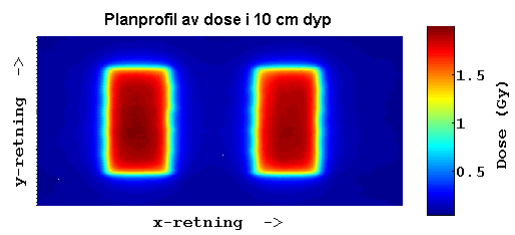
Figur 115 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #13



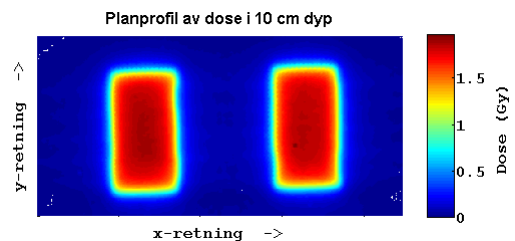
Figur 116 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #14



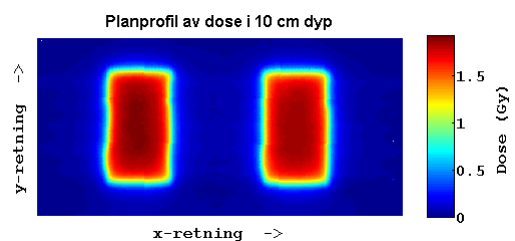
Figur 117 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #15



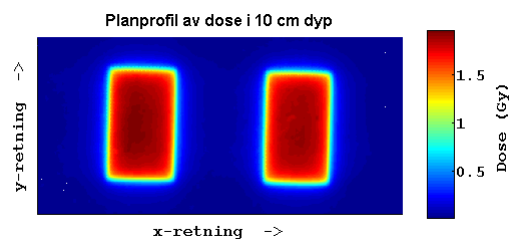
Figur 118 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #16



Figur 119 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #17



Figur 120 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #18



Figur 121 Målt dosefordeling i planet for feltoppsett 2 på lineærakselerator #19

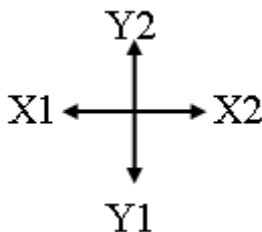
3.6 Gammaevaluering

Gammaevaluering ble gjort for et utvalg av sykehusene. Dosebilder fra film ble eksportert fra ProcessEBT til IDL-programmet VerA (utviklet av Ellen Wasbø og brukt med tillatelse) ved hjelp av en spesiell algoritme som forenkler Sammenligningen mellom film og doseplan i VerA. For denne evalueringen ble fraksjonen av piksler som feiler gammakriteriet kun regnet ut for piksler innenfor feltgrensene (fra 50 % isodosen). For all gammaevaluering ble grensene for dosedifferanse og DTA satt til hhv 5 % og 3 mm for doser over 0,5 Gy. Doser under 0,5 Gy består automatisk gammaevalueringen.

Dosefordelingen målt opp med film ble sammenliknet med beregnet dosefordeling i DICOM-format fra sykehusenes eget doseplansystem. I noen tilfeller var ikke disse DICOM-filene kompatible med VerA, eller ingen DICOM-filer ble eksportert fra doseplansystemet. Derfor er ikke alle lineærakseleratorene representert i dette kapittelet. Følgende lineærakseleratorer ble evaluert ved bruk av gammaevaluering: # 1, 2, 5, 6, 7, 8, 13, 14, 15, 16 og 19.

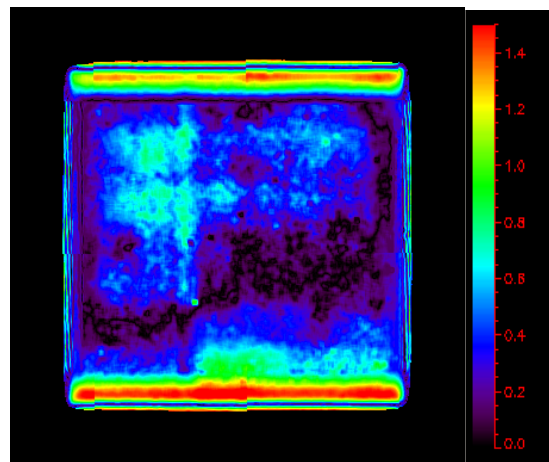
For hver sammenligning vises den kontinuerlige gammafordelingen. Antall piksler som har bestått/feilet gammakriteriet er regnet ut på bakgrunn av den diskrete gammafordelingen, som tar mer hensyn til områder med høy dosegradient. For mer informasjon om forskjellen mellom de to typene gammafordeling, se Depuydt et al (2002) [25].

For gammaevalueringen er orienteringen alle bilder normert til IEC1217 standard. Orienteringen er vist i Figur 122 under. Dette vil si at for oppsett 3 og 4 vil bildene være orientert noe forskjellige for Elekta og Varian, grunnet forskjeller i kollimatorvinklene.

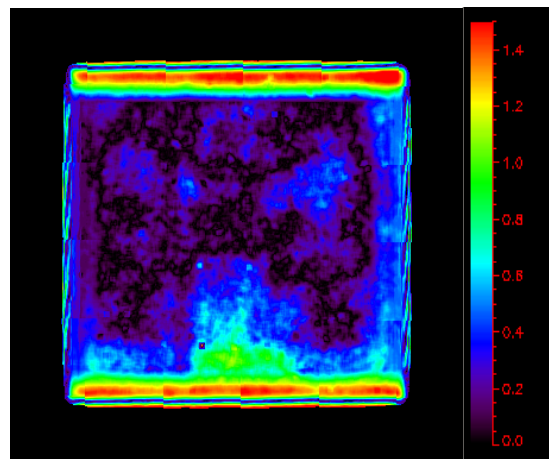


Figur 122 Orienteringen til samtlige bilder for gammaevalueringen. Y2 peker mot gantry i henhold til IEC 1217.

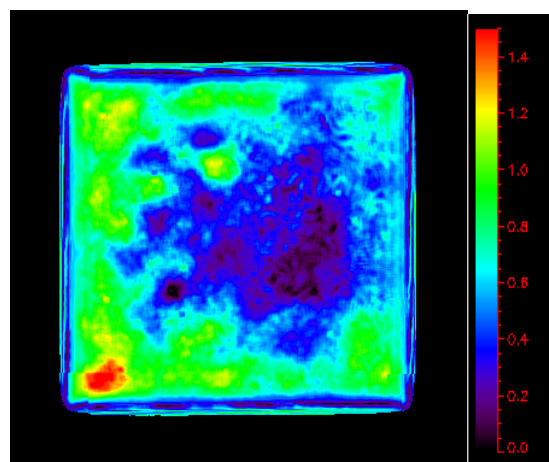
3.6.1 Standardfeltet



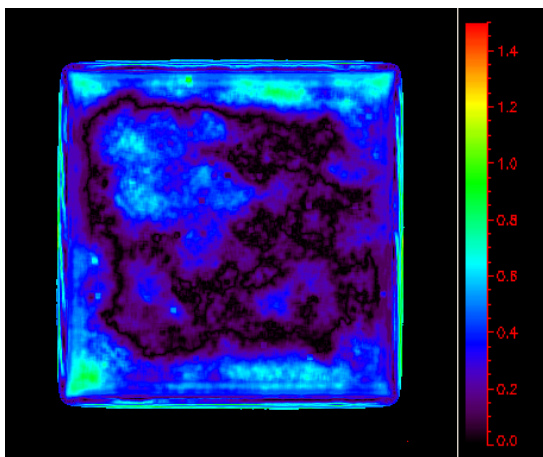
Figur 123 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 1. 10,9 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



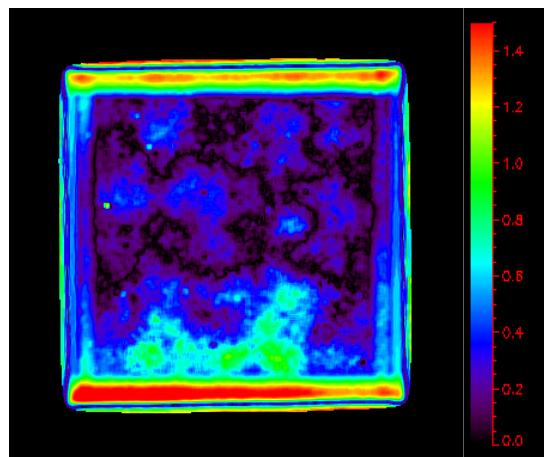
Figur 124 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 2. 11,8 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



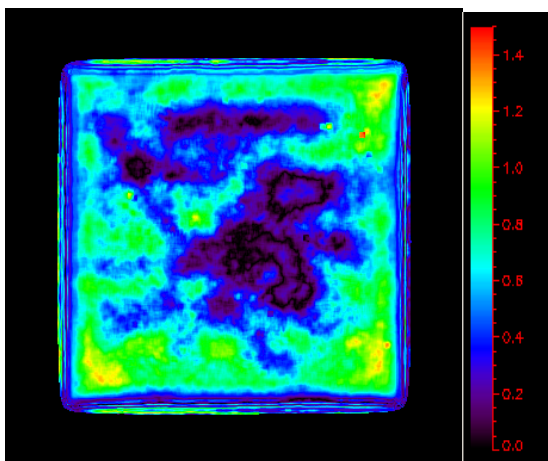
Figur 125 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 5. 6,7 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



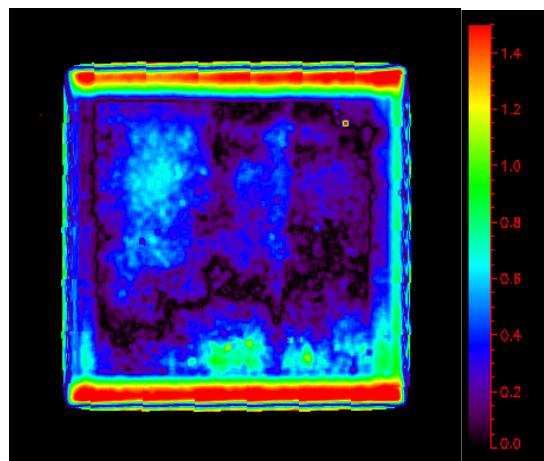
Figur 126 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 6. 0,0 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



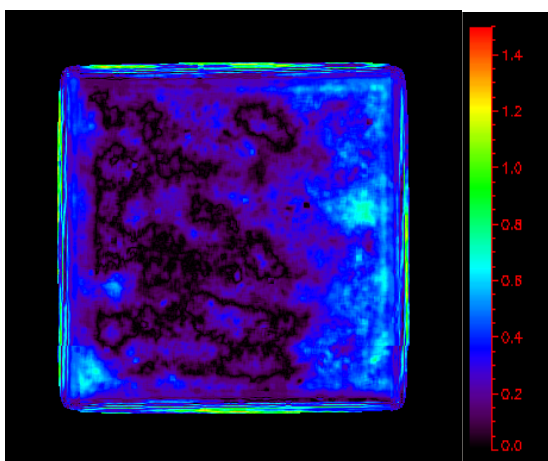
Figur 129 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 13. 11,6 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



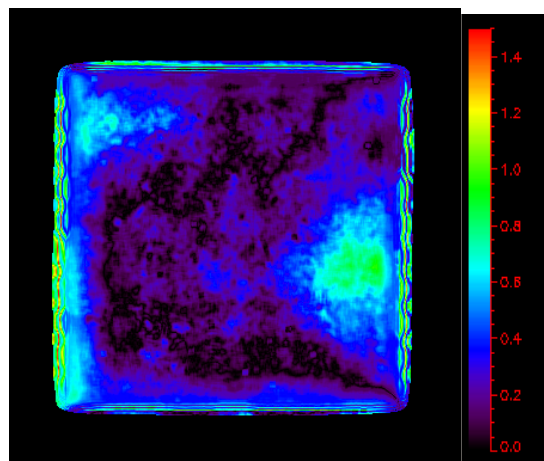
Figur 127 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 7. 4,6 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



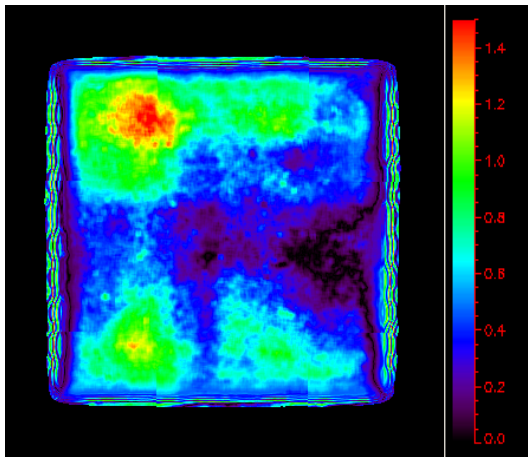
Figur 130 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 14. 12,8 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



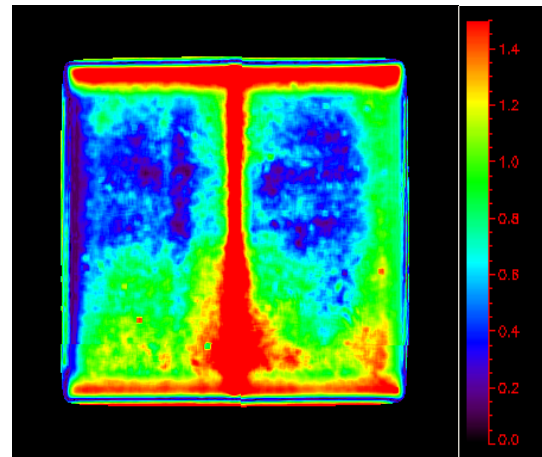
Figur 128 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 8. 0,0 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



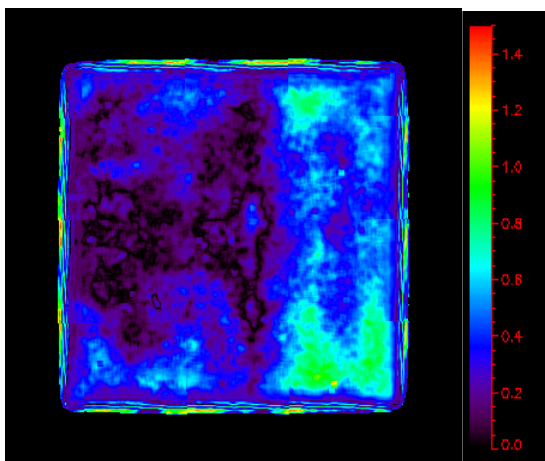
Figur 131 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 15. 0,0 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



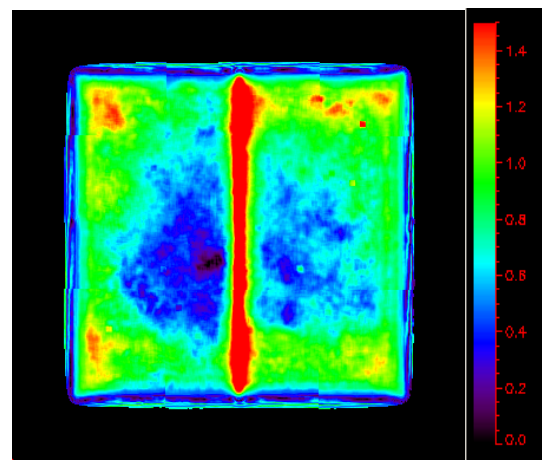
Figur 132 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 16. 5,3 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.



Figur 135 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 2. 34,9 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

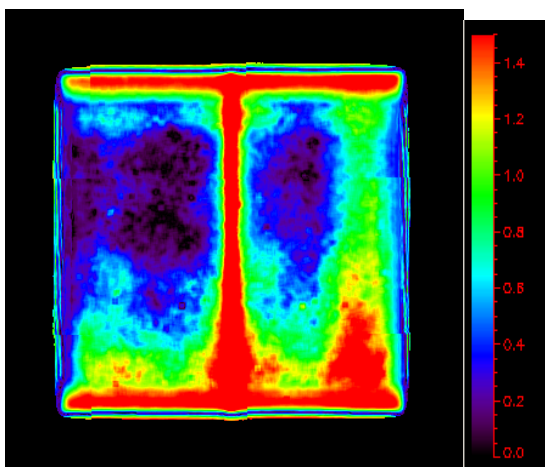


Figur 133 Gammaevaluering av standardfeltet for lineærakselerator 19. 0,0 % av pikslene i feltet feiler gammaevalueringen.

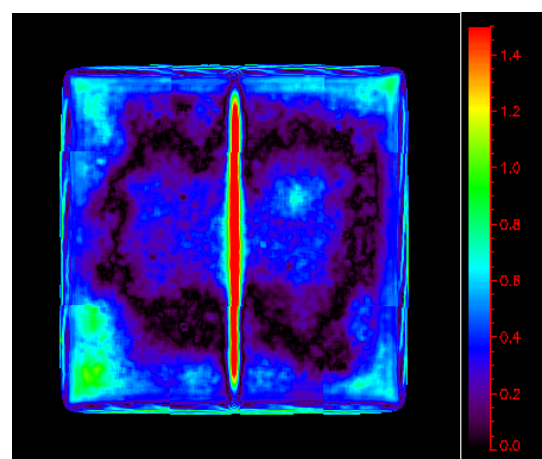


Figur 136 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 5. 21,8 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

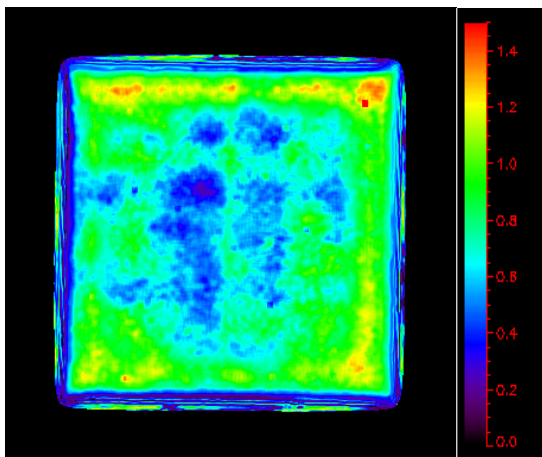
3.6.2 Oppsett 1



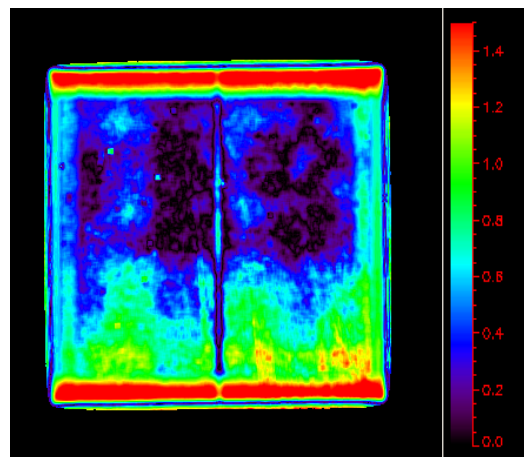
Figur 134 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 1. 32,6 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



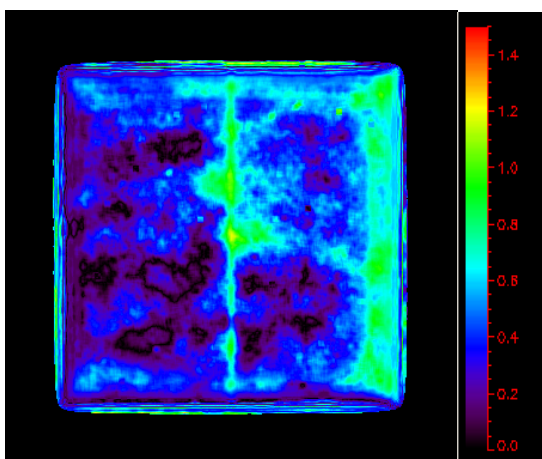
Figur 137 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 6. 2,5 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



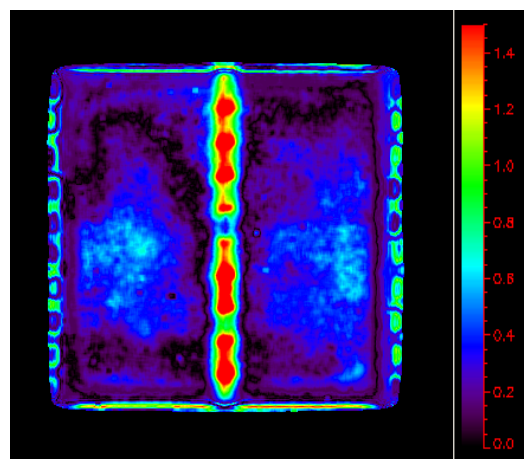
Figur 138 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 7. 13,1 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



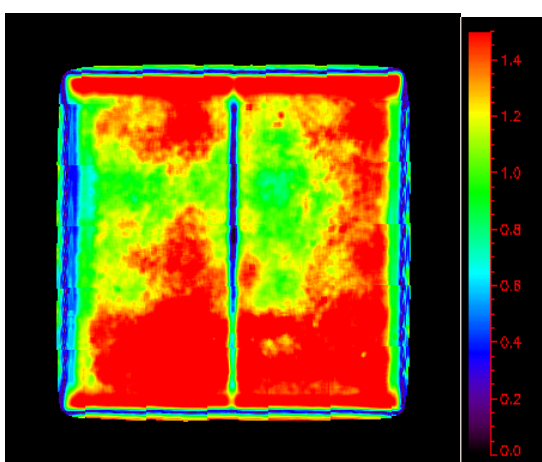
Figur 141 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 14. 18,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



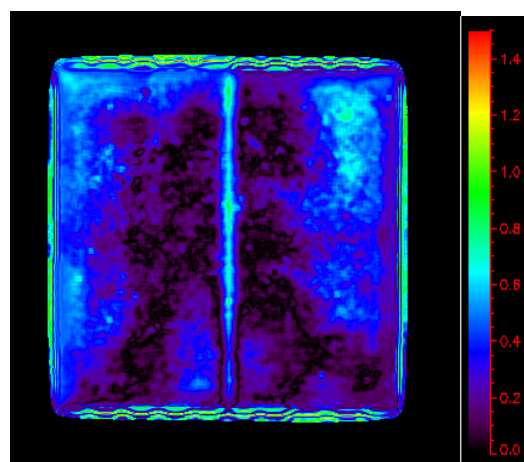
Figur 139 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 8. 0,2 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



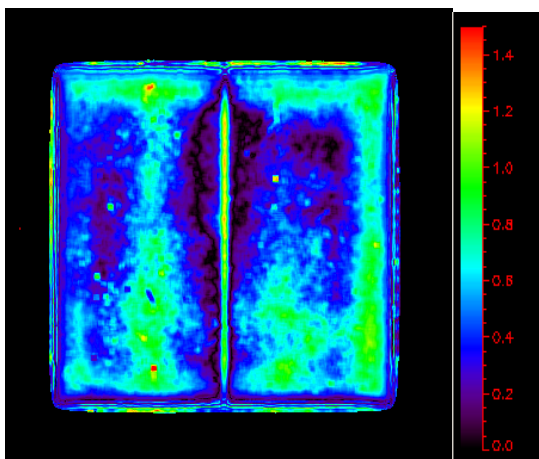
Figur 142 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 15. 4,4 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



Figur 140 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 13. 82,8 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

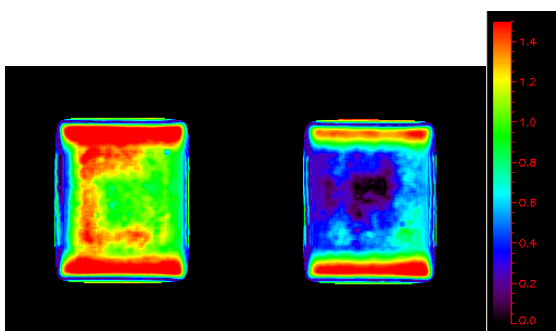


Figur 143 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 16. 0,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

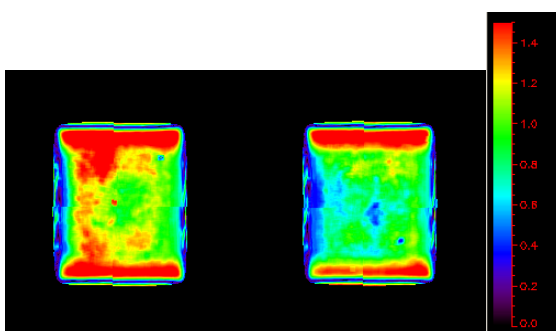


Figur 144 Gammaevaluering av oppsett 1 for lineærakselerator 19. 1,3 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

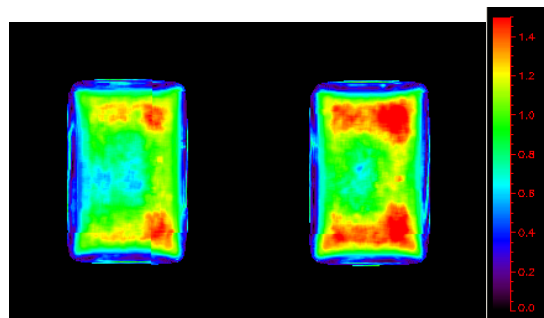
3.6.3 Oppsett 2



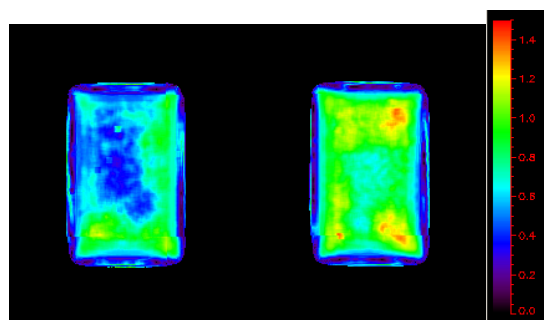
Figur 145 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 1. 36,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



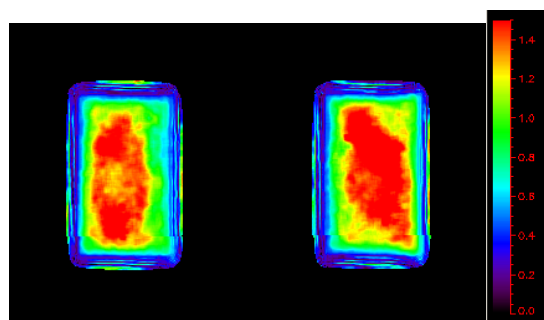
Figur 146 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 2. 43,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



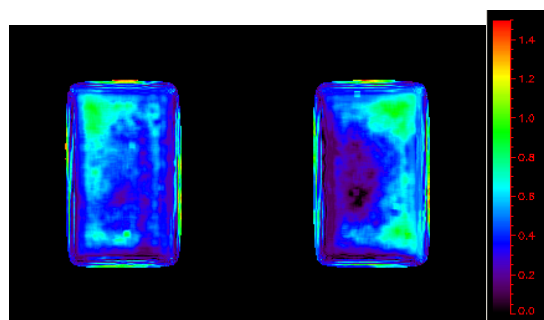
Figur 147 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 5. 48,2 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



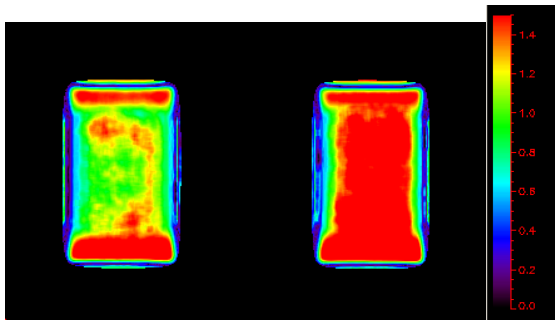
Figur 148 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 6. 15,9 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



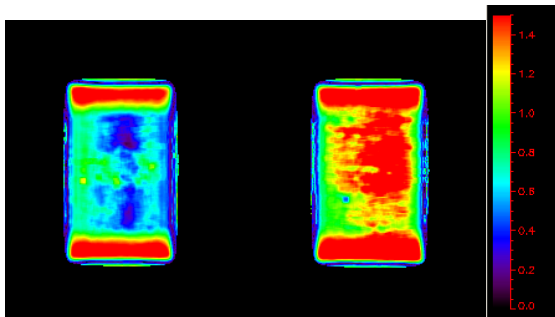
Figur 149 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 7. 53,2 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



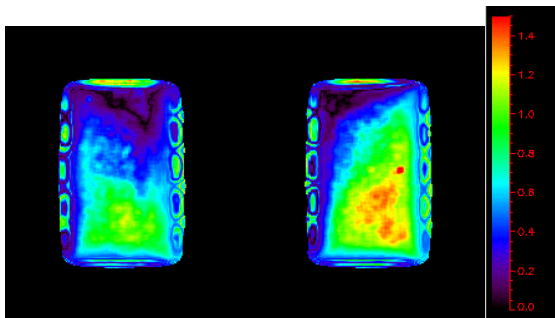
Figur 150 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 8. 0,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



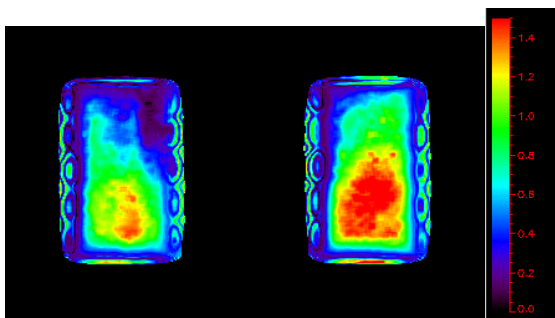
Figur 151 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 13. 73,5 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



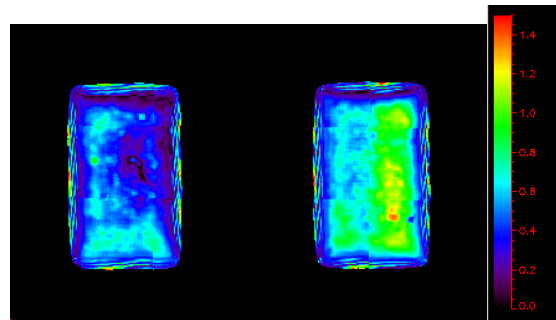
Figur 152 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 14. 53,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



Figur 153 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 15. 17,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

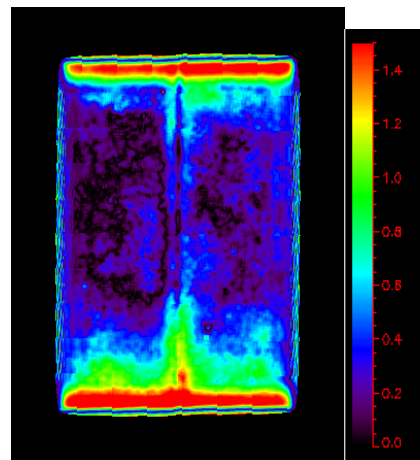


Figur 154 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 16. 25,6 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

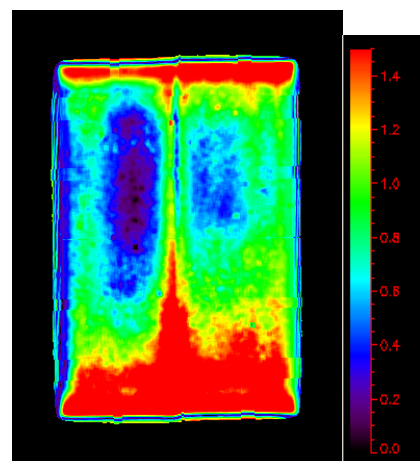


Figur 155 Gammaevaluering av oppsett 2 for lineærakselerator 19. 5,5 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

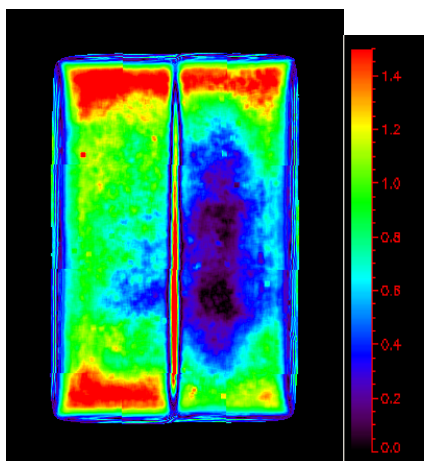
3.6.4 Oppsett 3



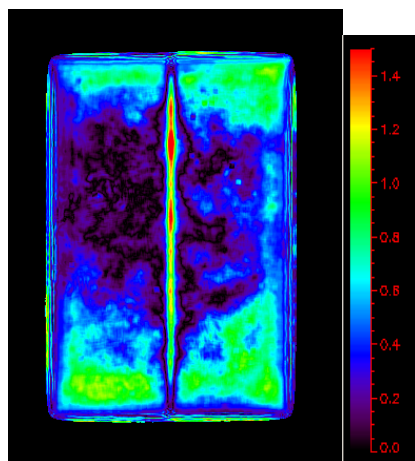
Figur 156 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 1. 13,2 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



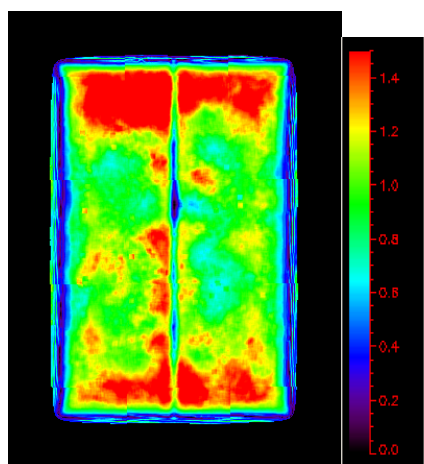
Figur 157 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 2. 41,4 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



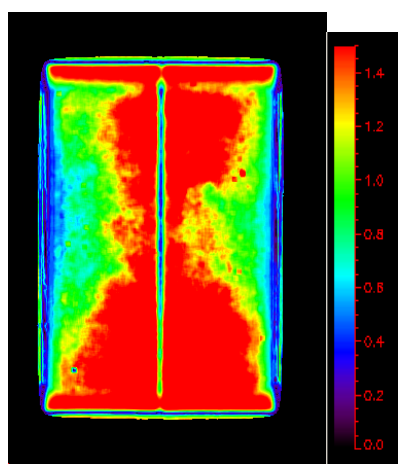
Figur 158 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 5. 26,6 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



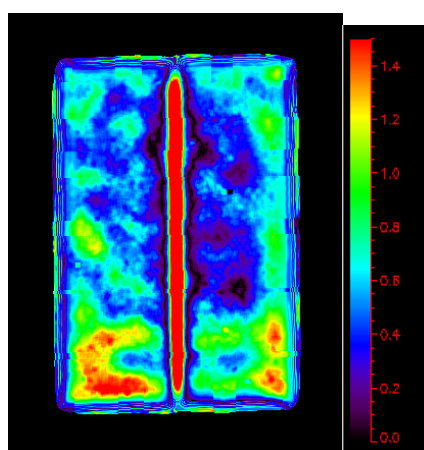
Figur 161 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 8. 2,8 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



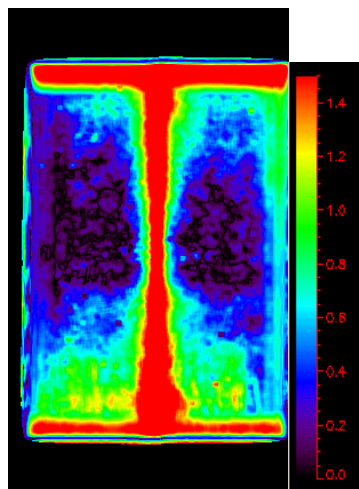
Figur 159 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 6. 56,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



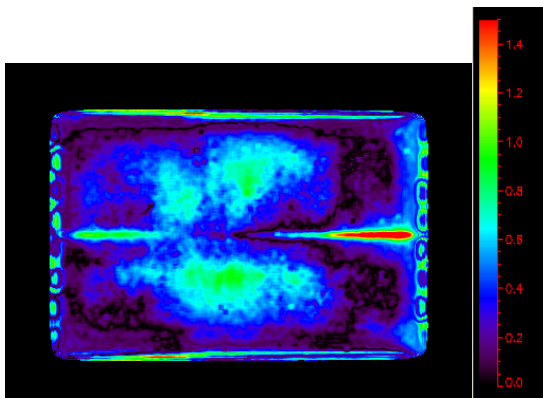
Figur 162 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 13. 72,5 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



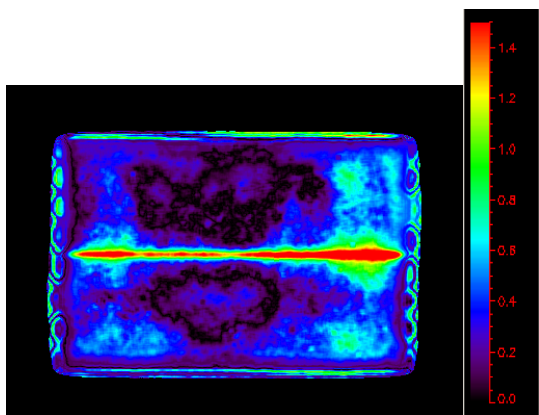
Figur 160 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 7. 15,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



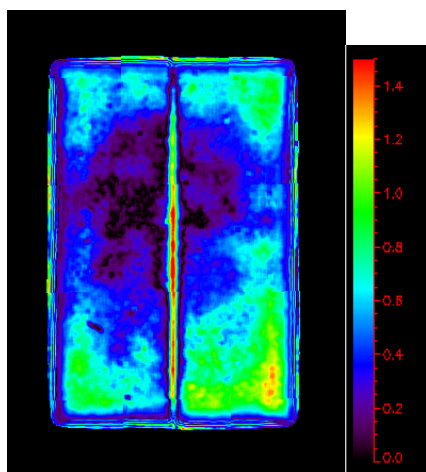
Figur 163 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 14. 21,6 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



Figur 164 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 15. 0,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

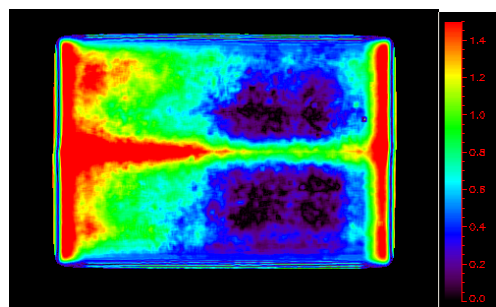


Figur 165 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 16. 4,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

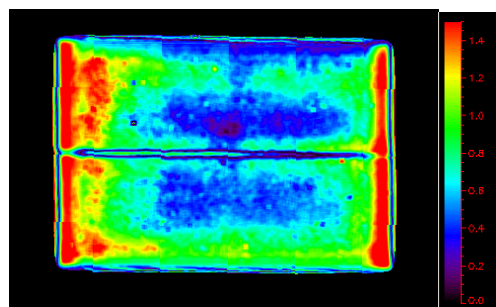


Figur 166 Gammaevaluering av oppsett 3 for lineærakselerator 19. 4,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

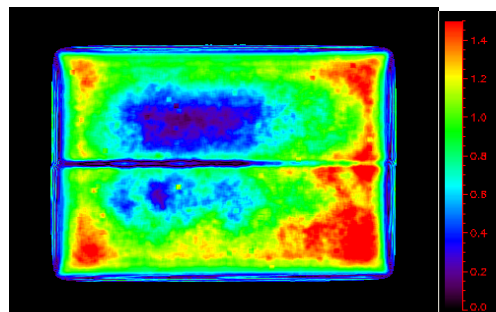
3.6.5 Oppsett 4



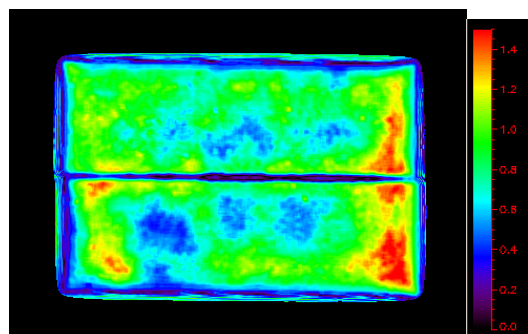
Figur 167 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 1. 30,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



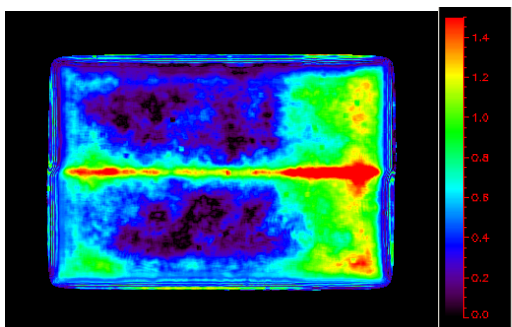
Figur 168 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 2. 25,0 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



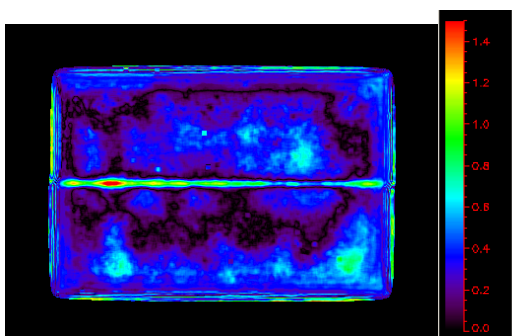
Figur 169 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 5. 27,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



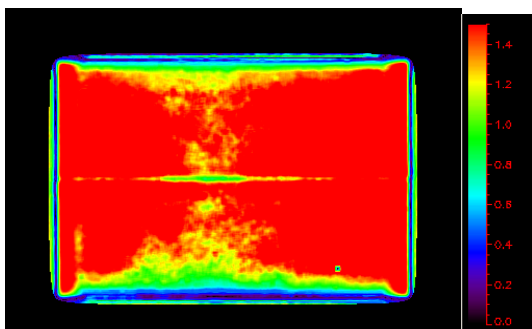
Figur 170 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 6. 22,1 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



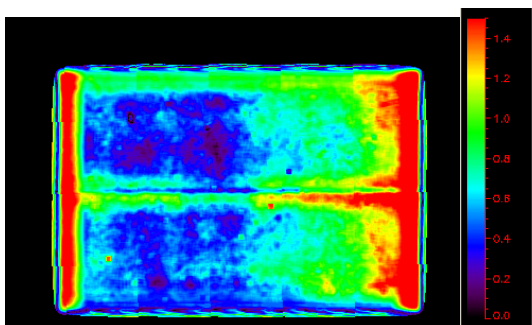
Figur 171 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 7. 13,7 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



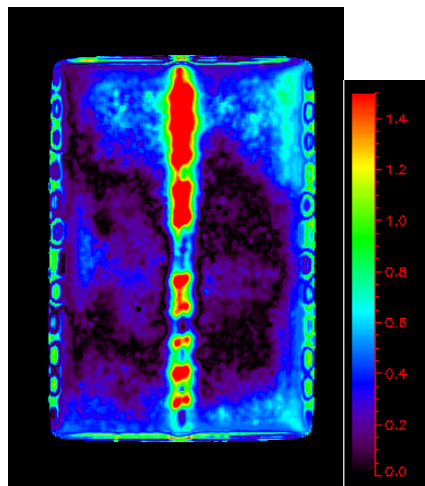
Figur 172 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 8. 0,6 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



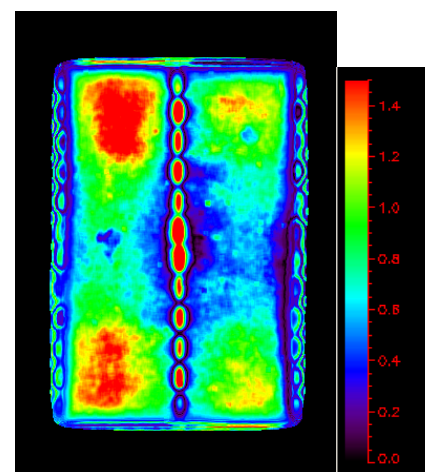
Figur 173 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 13. 89,9 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



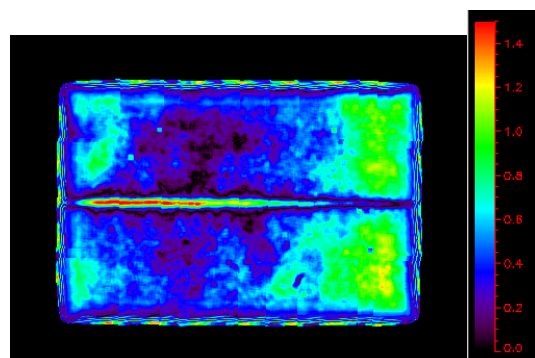
Figur 174 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 14. 25,9 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



Figur 175 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 15. 5,9 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



Figur 176 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 16. 25,8 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.



Figur 177 Gammaevaluering av oppsett 4 for lineærakselerator 19. 4,1 % av pikslene i feltene feiler gammaevalueringen.

3.6.6 Sammenfatning av resultater fra gammaevaluering

Tabell 11 viser en oversikt over hvor stor andel av pikslene i feltet som feiler gammaevalueringen for de ulike feltoppsettene og lineærakseleratorene. Som nevnt feilet alle pikslene som hadde gammaindeks høyere enn 1, mens de med gammaindeks lavere enn eller lik 1 bestod.

Tabell 11 Oversikt over antall piksler som feiler gammaevalueringen sortert etter feltoppsett og lineærakseleratornummer

Linac # ↓	% piksler som feiler for oppsett...				
	10x10	1	2	3	4
1	10,9	32,6	36,7	13,2	30,0
2	11,8	34,9	43,7	41,4	25,0
5	6,7	21,8	48,2	26,6	37,7
6	0,0	2,5	15,9	56,7	22,1
7	4,6	13,1	53,2	15,0	13,7
8	0,0	0,2	0,0	2,8	0,6
13	11,6	82,8	73,5	72,5	89,9
14	12,8	18,7	53,7	21,6	25,9
15	0,0	4,4	17,0	0,7	5,9
16	6,3	0,0	25,6	4,0	25,8
19	0,0	1,3	5,5	4,0	4,1
Snitt	5,88	19,3	33,9	23,5	25,5

3.7 Evaluering av filmen

3.7.1 Film vs. ionisasjonskammer

Som nevnt tidligere ble kalibreringskurven justert noe for hver enkelt lineærakselerator, basert på målinger av dose i isosenter av standardfeltet ved referansebetingelser, målt med ionisasjonskammer. Dette kapitlet har en oversikt over differansen mellom den målte dosen med ionisasjonskammer og måling av dose med film **dersom det ikke hadde blitt foretatt noen etterjustering av absoluttkalibreringskurven.**

Tabell 12 viser målingene for kammerdose, filmdose, og den relative differansen mellom disse. Det er i noen tilfeller større avvik mellom de to dosene.

Tabell 12 Oversikt over differansen mellom målt dose med ionisasjonskammer og tilsvarende dose målt med film.

Linac #	Kammerdose (Gy)	Filmdose (Gy)	Differanse (%)
1	1,986	1,870	-5,85
2	1,995	1,842	-7,66
3	2,025	1,909	-5,74
4	2,025	1,862	-8,05
5	2,023	2,022	-0,04
6	1,984	1,975	-0,47
7	2,004	1,940	-3,18
8	2,008	1,989	-0,91
9	1,984	1,997	0,63
11	2,022	1,863	-7,86
12	2,037	1,870	-8,20
13	2,005	1,843	-8,06
14	1,983	1,946	-1,88
15	1,978	1,951	-1,36
16	2,016	1,980	-1,78
17	2,022	1,972	-2,50
18	2,012	1,954	-2,89
19	1,987	1,903	-4,23

3.7.2 Reising med film

Da flere av de besøkte sykehusene ligger slik til at det må reises med fly, ble det gjort en undersøkelse av hvorvidt filmen ble påvirket av slik reising. Derfor ble filmer delt i tre grupper: filmer tatt med i håndbagasje, filmer tatt med i innsjekket bagasje, og kontrollfilm som ikke var med på noen reise.

Resultatene viser at det ikke er noen merkbar effekt på filmen fra flyreising. Dette har bakgrunn i at filmen kun er sensitiv for svært mye høyere doser enn det den mottar fra reisen. For mer detaljerte resultater, se appendiks A.4 i min masteroppgave [8].

3.7.3 Usikkerhet i bruk av film

Det er mange forskjellige usikkerhetskilder relatert til bruken av radiokromisk film. For en fullstendig usikkerhetsanalyse, med usikkerhetsbudsjett for ulike dosenivåer, se Strålever-Rapport 2009:9. Usikkerheten er regnet ut i fra to standardavvik, noe som angir et 95 % konfidensintervall. Det er tre hovedkilder til usikkerhet i filmen:

- Filmens komposisjon
- Skanning av filmen
- Absoluttkalibrering

For lave doser gir absoluttkalibreringen stort utslag i den relative usikkerheten, mens for høyere doser er det filmens komposisjon som er hovedkilden til usikkerheten. Ved skanning av filmene var fargekorreksjon slått på, noe som har vist seg å gi litt høyere usikkerhet enn når den er slått av. **2 σ -usikkerheten til filmmålinger av absolutt dose er funnet til å være i underkant av 3,5 % ved 1,9 Gy. Denne varierer opp til 4 % for doser over 1 Gy, og øker kraftig for lavere doser.** For en dose på 0,2 Gy er den relative usikkerheten i absoluttdosemåling ca. 16 %.

4 Diskusjon

Resultatene i denne rapporten er presentert ”som de er”, og det er opp til sykehusene selv hvordan de skal vurdere eventuelle avvik. Likevel er det interessant å diskutere resultatene fra de ulike feltoppsettene.

4.1 Standardfeltet

Resultatene fra standardfeltet viser at samtlige sykehus har god kontroll på standardfelt ved referansebetingelser, noe som gjenspeiler at dette er den etablerte metoden for absoluttdosimetri. Både den absorberte dosen og de geometriske parametrene er gode tatt i betraktning at målingene ble foretatt med Strålevernets utstyr i stedet for sykehusets utstyr. Alle absoluttdosemålinger ligger innenfor 2 % til 2 Gy, tilsvarende 2 σ -usikkerheten til absoluttmålingene. Dette er en god forbedring fra forrige dosimetrirevisjon [6], og viser at nøyaktigheten til dosimetrien ved sykehusene går i riktig retning.

Utfordringen ligger i å kunne relatere standardfeltet til vanlige kliniske felt. Kreftsvulsten er ikke rektangulær eller punktformet, pasienten består av organer som ikke er vannekvivalente osv. Et skritt i riktig retning er å undersøke irregulære og asymmetriske felt. I dette arbeidet ble derfor to typer asymmetriske felt undersøkt i tillegg til standardfeltet; skjøtede felt og overtravel felt. Ingen av feltene som ble undersøkt er på noen måte unormalt irregulære, men man kan likevel allerede her se markante avvik i dosefordelingene.

De karakteristiske egenskapene til strålefeltet inkluderer penumbra, feltstørrelse, flathet og symmetri. Samtlige av disse parametrene ble målt med film. Feltstørrelsen varierer innenfor 2 mm, noe som er ansett å være en akseptabel variasjon tatt i betraktning at oppløsningen ved innstilling av feltet er 1 mm og i tillegg er det noe usikkerhet relatert til selve filmmålingen.

Målte penumbraverdier ligger rundt 0,5 cm. I noen tilfeller vil penumbra overestimeres i doseplansystemet grunnet at den blir oppmålt ved tverrsnitt med ionisasjonskammer i vannfantom. En slik metode har mye lavere oppløsning enn filmen på grunn av utstrekningen til kammeret, og penumbra vil derfor bli betraktelig utsmurt. Dette kan blant annet sees på

gammaevalueringen for standardfeltet til lineærakselerator 3, 4, 13 og 14 (Figur 140 og Figur 141), der penumbra har blitt feilberegnet i y-retningen.

I Figur 19 ser man en sammenligning av målte penumbraverdier for alle lineærakseleratorer. Dersom man ser på verdiene sortert på produsent er det klart at det er forskjell i penumbra mellom produsentene. Maskiner fra produsenten Varian har generelt lavest penumbra med et gjennomsnitt på 0,49 cm, og også minst variasjon mellom penumbra i x- og y-retning. Elekta har størst variasjon mellom penumbra i x- og y-retning og gjennomsnittlig penumbra 0,56 cm. Siemens har den gjennomsnittlig høyeste penumbraverdien på 0,59 cm.

Størrelser for symmetri og feltflathet ble også kalkulert for alle lineærakseleratorer, og angir homogenitet i strålefeltet. På grunn av usikkerhet relatert til filmens kjemiske respons kan disse størrelsene være noe overestimert, men man kan likevel se at samtlige av størrelsene ligger nær hverandre i verdi. Alt i alt kan man si at sykehusene viser god kontroll på standardfeltet, da det ikke er noen sykehus som skiller seg merkbart ut fra de andre.

4.2 Skjøtede felt

Skjøtede felt brukes til vanlig ved head-and-neck behandling der skulderen skal ha så liten dose som mulig. For oppsettene der to felt er skjøtet med eller uten kollimatorrotasjon er det klart at selve skjøtområdet er et problem på mange behandlingsmaskiner. Store over- og underdoseringer kan i verste fall gi endelig utslag på om en behandling er vellykket eller ikke. Både fra planprofiler, linjeprofiler og gammaevaluering er det klart at det forekommer store avvik i skjøtområder.

Et hovedproblem med denne typen avvik er at de ofte blir oversett av de eksisterende kontrollene. Ionekammerarray blir blant annet ofte brukt til å kvalitetssjekke avanserte IMRT-planer. Et eksempel på et slikt array er I²mRT MatriXX (Scanditronix Wellhöfer, Schwarzenbruck, Tyskland), som har en oppløsning på 0,72 mm [27]. Dette er distansen mellom to tiliggende ionisasjonskammer, og er mer enn 20 ganger grovere enn oppløsningen til filmen. Fra Tabell 8 og Tabell 9 finner man at gjennomsnittlig halvverdbredde på alle skjøter er 0,34 cm. Det betyr at denne typen avvik i dose-

fordelingen kan bli helt eller delvis oversett av ionekammerarray.

4.3 Overtravel

Felt der blendere kjøres over sentralaksen (overtravel) ble undersøkt i feltoppsett 2. Her er det overtravel i begge blenderretninger for alle lineærakseleratorer som ikke hadde spesielle begrensninger som hindret dette. To hovedaspekter ble undersøkt; lineærakseleratorens evne til å reprodusere små overtravel felt geometrisk, og doseplansystemets evne til å beregne dosene til disse feltene nøyaktig.

Geometrisk reproduseres feltene innenfor 2 mm (7 %) variasjon. Dette er det samme avviket som for standardfeltet, og er et akseptabelt avvik når man tar hensyn til usikkerheten relatert til målingen. Figur 102 viser at feltstørrelsen varierer noe mer i x-retning enn i y-retning.

Alle de målte dosene varierer innenfor $1,9 \pm 0,1$ Gy bortsett fra lineærakselerator 13. Det er generelt mye variasjon i de målte dosene, og gammaevalueringen av feltene viser at doseplansystemet i flere tilfeller ikke klarer å beregne dosen korrekt til feltene med overtravel.

Figur 101 viser at det generelt måles høyere doser i felt 5 enn i felt 4. Det er ikke identifisert noen klar grunn til denne forskjellen. Noen mulige årsaker er rekkefølgen feltene ble bestrålt i, eller inhomogenitet i responsen til skanneren som ikke korrigeres ved å subtrahere et bakgrunnsbilde.

Samlet viser resultatene at selv om lineærakseleratorene geometrisk klarer å reprodusere små felt er det ikke alltid doseplansystemet klarer å beregne riktig dose i disse feltene. Imidlertid er det vanlig at slike små felt tillegges svært liten vekt under behandling, og derfor vil små avvik i praksis ikke ha noe å si for den totale dosefordelingen.

4.4 Gammaevaluering

Gammaevalueringsmetoden ble brukt for å sammenlikne målt dosefordeling med film og beregnet dosefordeling fra sykehusets doseplansystem. Disse målingene kan sees i Figur 123 til Figur 177. Resultatene viser at for de fleste lineærakseleratorer blir dosefordelingen til standardfeltet som forventet beregnet med god nøyaktighet for samtlige maskiner. For

spesialtilfellene med skjøtete felt er det skjøt-området som markerer seg negativt for de fleste maskinene. Det er også klart at en betraktelig høyere andel av pikslene i feltoppsettene med spesielle teknikker feiler sammenlignet med standardfeltet. Noen maskiner gjør det generelt dårlig for alle feltoppsett. Dette kan da indikere at det for eksempel er en kalibreringsfeil på bildet.

Likevel er det viktig å huske at ting kan se mer drastisk ut på denne typen sammenligninger enn det virkelig er. En liten kalibreringsfeil kan føre til at en andel av pikslene viser feil dose. I tillegg vil for eksempel pasientens forflytning under behandlingen være en mye større feilkilde enn avvikene som er registrert her. Derfor må resultatene sees på som en indikasjon på trender, og ikke med tanke på absolutte avvik.

4.5 Film som dosimetrivertøy

Radiokromisk film av typen GafChromic® EBT har definitivt en fremtid innen lineærakselerator QA. Filmen har overlegen oppløsning sammenliknet med ionisasjonskammer, krever ingen fremkalling og kan skannes på en vanlig Epson skanner. Da filmen også kan kuttes i mindre biter etter ønske, blir kostnaden også lav. Det er imidlertid noen vanskeligheter i implementeringen av radiokromisk film som ny metode på sykehusene. Disse er spesielt relatert til identifisering av feilkilder i skanning og absoluttkalibrering av filmen. Metoden som foreslås i StrålevernRapport 2009:9 kan enkelt videreutvikles og tilpasses hvert enkelt sykehus. Med denne metoden vil også usikkerhetene være noe lavere enn for resultatene i denne rapporten. 2σ -usikkerheten er da under 3 % for doser rundt 2 Gy.

Spesielt ved implementeringen av IMRT er det viktig å ha god kontroll på dosimetrien, og da er GafChromic® EBT et godt alternativ. Produsenten har i tillegg annonsert andre generasjon av filmen, med økt presisjon og enklere utlesing av absolutt dose [28]. Det finnes også flere ferdigløsninger for enkel prosessering og analyse av filmene. Alt i alt kan radiokromisk film være et nyttig supplement til eksisterende kvalitetskontroller.

5 Referanser

- [1] Åpning av SSDL ved Statens Strålevern. StrålevernInfo 9:2008. Østerås: Statens strålevern, 2008. http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Straleverninfo/2008/StralevernInfo_9_2008.pdf (22.05.2009)
- [2] Dosimetrilaboratoriet ved Statens strålevern. StrålevernRapport 4:2003. Østerås: Statens strålevern, 2003. http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Straleverninfo/2003/StralevernInfo_4_2003.pdf (22.05.2009)
- [3] Kvalitetssikring i stråleterapi (KVIST). StrålevernInfo 2:2003, Østerås: Statens strålevern, 2003. http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Straleverninfo/2003/StralevernInfo_2_2003.pdf (22.05.2009)
- [4] Quality assurance in radiotherapy - 8 years outcome. NRPABulletin 8:2008, Østerås: Statens strålevern, 2008. http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Straleverninfo/2008/StralevernInfo_8_2008.pdf (22.05.2009)
- [5] Omsorg og kunnskap: Norsk kreftplan, NOU 1997:20. Oslo: Sosial- og helsedepartementet, 1997. <http://www.regjeringen.no/Rpub/NOU/19981998/021/PDFA/NOU199819980021000DDDPDFA.pdf> (22.05.2009)
- [6] Bjerke H. Dosimetry in Norwegian radiotherapy: Implementation of the absorbed dose to water standard and code of practice in radiotherapy in Norway. StrålevernRapport 11:2003, Østerås: Statens strålevern, 2003. http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Stralevernrapport/2003/StralevernRapport_11_2003.pdf (22.05.2009)
- [7] IAEA TRS 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. IAEA Technical report series 398. Wien: International Atomic Energy Agency, 2001. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS398_scr.pdf (22.05.2009)
- [8] Mauring A. A novel dosimetric protocol for high energy radiotherapy beams in Norway using radiochromic film. Thesis submitted for the degree of Master of Science, Department of Physics, University of Oslo. Østerås: Statens strålevern, 2008.
- [9] Mauring A. Radiokromisk film for kontroll av strålefelt: Protokoll for praktisk

bruk og behandling av GafChromic® EBT til dosimetriformål innen stråleterapi. Strålevern-Rapport 2009:9. Østerås: Statens Strålevern, 2009.

[10] Metcalfe P, Kron T, Hoban P. The physics of radiotherapy x-rays from linear accelerators. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 2004.

[11] Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 2003.

[12] Attix FH. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. New York: Wiley-VCH, 1986.

[13] Seuntjens J, Strydom W, Shortt K. Dosimetric principles, quantities and units. I: Podgorsak E (Ed.) Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Wien: International Atomic Energy Agency, 2005: 45-70. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1196_web.pdf (22.05.2009)

[14] Rogers D. Ionizing radiation dosimetry and medical physics. Physics in Canada 1995; 51(4): 178-181. <http://www.irs.inms.nrc.ca/papers/pic/pic.pdf> (22.05.2009)

[15] IEC International Standard 60967. Medical electrical equipment: Medical electron accelerators. Functional performance characteristics. Edition 2.0. IEC International Standard 60967. Geneve: International Electrotechnical Commission, 2007.

[16] Devic S et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. Medical Physics 2004; 31(9): 2392-2401.

[17] GafChromic® EBT: Self-developing film for radiotherapy dosimetry. Wayne, NJ: Advanced Materials Group, International Specialty Products, 2007. http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf (22.05.2009)

[18] Fuss M et al. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. Physics in Medicine and Biology 2007; 52(14): 4211-4225.

[19] van Battum LJ et al. Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6 MV photon beam in water: what level is achievable? Med Phys 2008; 35(2): 704-716.

[20] Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis. Medical Physics 2008; 35(7): 3094-3101.

[21] Paelinck L, De Neve W, De Wagter C. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. Physics in Medicine and Biology 2007; 52():231-242.

[22] IEC International Standard 61217. Radiotherapy equipment: coordinates, movement and scales. Edition 1.2. IEC International Standard 61217. Geneve: International Electrotechnical Commission, 2008.

[23] Low DA et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Medical Physics 1998; 25(5): 656-661.

[24] Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Medical Physics 2003; 30(9): 2455-2464.

[25] Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. Radiotherapy and Oncology 2002; 62(3): 309-319.

[26] Full width at half maximum. http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Full_width_at_half_maximum&oldid=273537695 (22.05.2009)

[27] MatriXX evolution system: The solution for rotational treatment QA. Schwarzenbruck: IBA dosimetry, 2009. http://www.iba-dosimetry.com/fileadmin/pdf/radiotherapy/Rotational_Dosimetry/MatriXX-Evolution.pdf (22.05.2009)

[28] ISP introduces new generation film, GAFCHROMIC® EBT2 self-developing film for radiotherapy dosimetry. Wayne, NJ: International Specialty Products, 2009. <http://www.chemicalonline.com/article.mvc/ISP-Introduces-New-Generation-Film-0001?VNETCOOKIE=NOikke> (22.05.2009)



Statens strålevern

Norwegian Radiation Protection Authority

StrålevernRapport 2009:1

Virksomhetsplan 2009

StrålevernRapport 2009:2

Røntgendiagnostikk blant norske tannleger

StrålevernRapport 2009:3

Analyse av variasjon i representative doser ved CT-undersøkelser

StrålevernRapport 2009:4

Årsrapport fra persondosimetritjenesten ved Statens strålevern 2007

StrålevernRapport 2009:5

Teknisk kvalitetskontroll - konstanskontroller for digitale mammografisystemer

StrålevernRapport 2009:6

Konsekvenser for Norge ved en tenkt ulykke ved Sellafield-anlegget

StrålevernRapport 2009:7

Consequences in Norway of a hypothetical accident at Sellafield

StrålevernRapport 2009:8

Efaringbasert kunnskap i norsk atomberedskap – medvirkning fra berørte parter

StrålevernRapport 2009:9

Radiokromisk film for karakterisering av strålefelt

StrålevernRapport 2009:10

Dosimetrikontroll med radiokromisk film