

## Radiokromisk film for karakterisering av strålefelt



**Referanse:**

Mauring Alexander. Radiokromisk film for kontroll av strålefelt: Protokoll for praktisk bruk og behandling av GafChromic® EBT til dosimetriformål innen stråleterapi  
StrålevernRapport 2009:9. Østerås: Statens strålevern, 2009.

**Emneord:**

Dosimetri. Radiokromisk film. Stråleterapi. Metodeutvikling.

**Resymé:**

I forbindelse med et prosjekt i regi Statens Strålevern ble det utviklet en protokoll for bruken av radiokromisk film av typen GafChromic® EBT i dosimetrisammenheng. Rapporten inneholder den endelige protokollen, med steg-for-steg beskrivelse av alle ledd i bruken av film, samt fullstendig usikkerhetsbudsjett for ulike dosenivåer.

---

**Reference:**

Mauring Alexander. Radiochromic film for characterization of the radiation field: A protocol for the practical use of GafChromic® EBT for dosimetric purposes in radiotherapy.  
StrålevernRapport 2009:9. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2009.  
Language: Norwegian.

**Key words:**

Dosimetry. Radiochromic film. Radiotherapy. Method development.

**Abstract:**

As a part of a project at the NRPA a dosimetric protocol for the use of radiochromic film of type GafChromic® EBT was developed. This report contains the complete protocol with step-by-step instructions in all aspects of the use of radiochromic film, as well as complete uncertainty analysis at different dose levels.

---

Prosjektleder: Alexander Mauring

Godkjent:



Gunnar Saxebøl, avdelingsdirektør, Avdeling strålevern og sikkerhet.

---

52 sider.

Utgitt 2009-05-25.

Form, omslag: LoboMedia AS.

Denne rapporten finnes kun i elektronisk versjon

**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

## Radiokromisk film for karakterisering av strålefelt

Protokoll for praktisk bruk av GafChromic® EBT til dosimetriformål innen stråleterapi

Alexander Muring

**Statens strålevern**

Norwegian Radiation  
Protection Authority  
Østerås, 2009



## 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 2001<sup>1</sup>.

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 [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 dosimetrigruppa 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 en detaljert beskrivelse av metoden som ble benyttet under målinger og resultatanalyse. Dokumentet er primært rettet mot bruk og behandling av film ved Statens Strålevern, men enkelte kapitler vil også være av interesse for fysikere ute på sykehusene. I tillegg inneholder rapporten fullstendig usikkerhetsanalyse og usikkerhetsbudsjett for 5 ulike dosenivåer.

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

---

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



---

# Innhold/Contents

---

<b>1</b>	<b>Introduksjon</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>Generelt om filmen</b>	<b>12</b>
2.1	GafChromic® EBT film	12
2.2	Behandling av filmen	12
2.2.1	<i>Oppbevaring og håndtering</i>	12
2.2.2	<i>Kutting og markering av film</i>	13
2.2.3	<i>Bruk av filmen i vannfantom</i>	14
2.2.4	<i>Ventetid etter bestråling</i>	14
2.3	Teoretisk bakgrunn om skanning og prosessering av EBT film	14
2.3.1	<i>Preprosessering</i>	14
2.3.2	<i>Støyfiltrering</i>	14
2.3.3	<i>Absoluttkalibrering</i>	15
2.4	Interesseområde (ROI)	16
<b>3</b>	<b>Klinisk bruk av film</b>	<b>16</b>
3.1	Doseplan	16
3.1.1	<i>Planlegging av felt</i>	16
3.1.2	<i>Verifisering av planen</i>	16
3.1.3	<i>Eksportering av dosefordelingen</i>	16
3.2	Bestråling av film	17
3.2.1	<i>Måleoppsett</i>	17
3.2.2	<i>Eksponering</i>	17
<b>4</b>	<b>Skanning</b>	<b>18</b>
4.1	Skanneren	18
4.1.1	<i>Ventetid etter bestråling</i>	18
4.1.2	<i>Orientering</i>	19
4.2	Softwareinnstillinger	19
<b>5</b>	<b>Programvare</b>	<b>21</b>
5.1	Filtyper	21
5.2	Programvare - Matlab	21
5.2.1	<i>ProcessEBT</i>	21
5.2.2	<i>SensiometriCal</i>	22
5.2.3	<i>ScanFlat</i>	22
5.3	Programvare - IDL	22
5.3.1	<i>VerA</i>	22
<b>6</b>	<b>Prosessering og analyse av filmen i ProcessEBT</b>	<b>23</b>
6.1	Instruksjoner for prosessering av filmen i ProcessEBT	23

6.1.1	<i>Midling av bilder</i>	23
6.1.2	<i>Innlesing av bilde og bakgrunn</i>	23
6.1.3	<i>Rotering og lokalisering av feltcenter</i>	24
6.1.4	<i>Absoluttkalibrering</i>	24
6.2	Dataanalyse	24
6.2.1	<i>Linjeprofiler</i>	24
6.2.2	<i>Mesh grid</i>	24
6.2.3	<i>Flateprofil</i>	25
6.2.4	<i>Konturlinjer</i>	25
6.2.5	<i>Feltkarakteristikk – data</i>	25
6.2.6	<i>Lagring av data</i>	25
6.2.7	<i>Eksportering av bilde til VerA</i>	26
6.3	Gammaevaluering i VerA	26
6.3.1	<i>Importering og prosessering av bildefiler</i>	26
6.3.2	<i>Gammaevalueringen</i>	27
6.3.3	<i>Analyse av gammadata</i>	29
<b>7</b>	<b>Absoluttkalibrering</b>	<b>29</b>
7.1	Metode - forberedelse	30
7.2	Metode – filmbestråling	30
7.3	Skanning	31
7.4	Kalibreringskurve i SensiometriCal	31
7.4.1	<i>Setup-panelet</i>	31
7.4.2	<i>"Select films and doses"-panelet</i>	32
7.4.3	<i>"Curve properties"</i>	32
7.5	Justering av absoluttkalibreringskurven	33
<b>8</b>	<b>Korrigerings for skannerrespons</b>	<b>34</b>
8.1	Bakgrunn	34
8.2	Formalisme for korreksjonen	34
8.3	Metode	35
8.3.1	<i>Forberedelser</i>	35
8.3.2	<i>Bestråling</i>	35
8.3.3	<i>Skanning:</i>	35
8.3.4	<i>Prosessering og lagring</i>	35
8.4	Prosessering	35
8.4.1	<i>Import og innlesing av linjeprofiler</i>	36
8.4.2	<i>Korrigerings av bestrålte filmer</i>	37
8.5	Resultat fra skannerresponskorrigerings	37
<b>9</b>	<b>Beregning av usikkerhet</b>	<b>37</b>
9.1	Generelt om usikkerheten ved bruk av radiokromisk film	37
9.2	Kilder til usikkerhet	37
9.3	Usikkerhet i absoluttkalibrering av filmen	38
9.3.1	<i>Usikkerhet i målingen av <math>D_w</math></i>	38
9.3.2	<i>Usikkerhet i GBX-200 timer</i>	38



9.3.3	<i>Posisjonering av filmen i vannfantomet</i>	38
9.3.4	<i>Kurvtilpasning</i>	38
9.4	Usikkerhet i filmen	38
9.4.1	<i>Forberedelser</i>	38
9.4.2	<i>Analyse av enkelt film</i>	39
9.4.3	<i>Filmrespons – uniformitet</i>	39
9.4.4	<i>Film-til-film variasjon</i>	39
9.4.5	<i>Støy</i>	39
9.5	Usikkerhet i skanning av filmen	40
9.5.1	<i>Skann-til-skann variasjon</i>	40
9.5.2	<i>Korrigerings for skannerflathet</i>	40
9.5.3	<i>Ventetid etter bestråling</i>	40
9.6	Usikkerhetsutregning	41
9.7	Beregning av bestrålingstider og filmbestråling	41
9.7.1	<i>Doserate til filmen</i>	41
9.7.2	<i>Filmbestråling</i>	41
9.8	Usikkerhetsberegning fra film	41
9.8.1	<i>Usikkerhetskonvertering</i>	42
9.8.2	<i>Praktisk eksempel</i>	42
<b>10</b>	<b>Resultater og usikkerhetsbudsjett</b>	<b>43</b>
10.1	Usikkerhetsbudsjetter	43
10.1.1	<i>Usikkerhet ved 0,2 Gy</i>	43
10.1.2	<i>Usikkerhet ved 0,6 Gy</i>	43
10.1.3	<i>Usikkerhet ved 1,3 Gy</i>	43
10.1.4	<i>Usikkerhet ved 1,9 Gy</i>	44
10.1.5	<i>Usikkerhet ved 2,5 Gy</i>	44
10.2	Doseavhengighet	44
<b>11</b>	<b>Diskusjon og videre arbeid</b>	<b>45</b>
11.1	Utfordringer i etablering av protokollen	45
11.2	Fremtidig arbeid	45
<b>12</b>	<b>Sammendrag av prosedyrer</b>	<b>46</b>
12.1	Forberedelser/oppbevaring	46
12.2	Klinisk bestråling	46
12.2.1	<i>Bestråling med kammer</i>	46
12.2.2	<i>Registrering av data</i>	46
12.2.3	<i>Bestråling av film</i>	46
12.3	Skanning	46
12.3.1	<i>Skanneren</i>	46
12.3.2	<i>Epson Scan</i>	46
12.4	Prosessering av filmen	47
12.4.1	<i>Pre-prosessering</i>	47
12.4.2	<i>Prosessering</i>	47
12.5	Analyse	47

---

12.5.1	<i>Linjeprofiler og feltdata mm.</i>	47
12.5.2	<i>Gammaevaluering</i>	47
12.6	Absoluttkalibrering	48
12.6.1	<i>Metode</i>	48
12.6.2	<i>Prosessering</i>	48
<b>13</b>	<b>Referanser</b>	<b>48</b>

# 1 Introduksjon



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

Nyvinninger innen metoder i stråleterapi, med blant annet irregulære felt ved bruk av mangebladskollimator (MLC) og avanserte teknikker som IMRT (Intensitetsmodulert stråleterapi), setter stadig høyere krav til kvalitetskontroller for å sikre presis levering av dose til kroppen. En del av utfordringen er at eksisterende rutine med punktmåling i vannfantom er mangelfull da det ikke fås noe informasjon om dosefordelingen i planet. Eksisterende kontroller for 2D-dosimetri er tungvinte og tidkrevende (radiografisk film) eller har lav oppløsning (ionekammerarray eller tverrskann med kammer i vannfantom).

Radiokromisk film kan være løsningen på mange utfordringer innen kvalitetskontroller på lineærakseleratorer over hele landet. Filmen skannes generelt med en oppløsning på 72 ppt, det vil si i underkant av 3 piksler per mm. Det er også mulighet for å skanne med enda høyere oppløsning hvis ønskelig. Fargeendringen i radiokromisk film skjer spontant ved bestråling, og det er altså ikke nødvendig med fremkalling som det kreves for radiografisk film. Dette gjør den meget tidsbesparende samt at det ikke er behov for et mørkerom da filmen kan skannes på en vanlig bordskanner.



Figur 2 Måling med ionisasjonskammer i vannfantom ved dosimetrlaboratoriet på Statens Strålevern.[1]

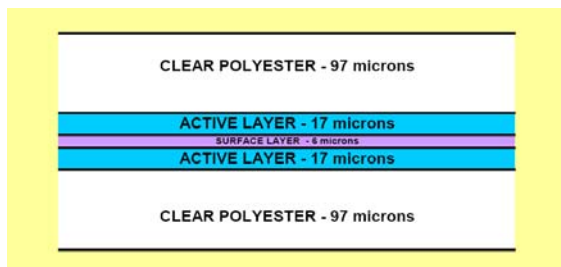
Det ligger imidlertid en del utfordringer i implementeringen av en brukbar metode for radiokromisk film. Filmen krever omstendelig behandling og undersøkelser før den tas i bruk for første gang. Dosen kan ikke leses ut direkte, men må kalibreres opp mot kjente målinger. Også i skanningen av filmen kan det oppstå vanskeligheter. Det er svært viktig å ta nøye hensyn til lysspredning fra skanneren i filmen.

Det har vært rapportert vanskeligheter med bruken av film i oppstartsfasen, da det er mye som må kalibreres og bestemmes for å kunne komme i gang med klinisk relevante målinger. På grunn av dette er det lett å legge radiokromisk film "på hylla" og holde fast på eksisterende dosimetrikontroller som tross alt er etablert på forhånd og dermed lettvinne å utføre.

Dette dokumentet å betrakte som et forslag til en protokoll, men er ikke noen "fasit" på hvordan ting må gjøres. Metoden kan fortsatt ha noen svakheter, spesielt innen absoluttkalibrering, som gjør den sårbar for usikkerheter, og videreutvikling kan være fordelaktig. Metoden som foreligger i denne rapporten er anvendelig og gir, fra vårt synspunkt, pålitelige resultater. Dokumentet beskriver en modifisert versjon av prosedyren brukt i målinger på sykehus i Norge høsten 2008 og vinteren/våren 2009. Resultatene fra disse målingene foreligger i en egen StrålevernRapport.

## 2 Generelt om filmen

### 2.1 GafChromic® EBT film



Figur 3 Lagvis oppbygging av GafChromic® EBT film. Filmen har to aktive lag for økt presisjon i forhold til eldre filmtyper.

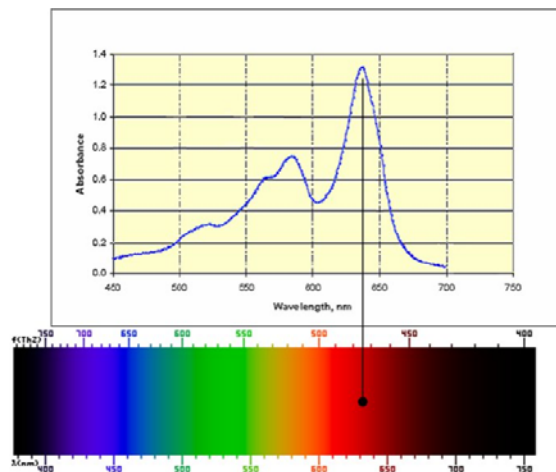
GafChromic® EBT (External Beam Therapy) type film har to aktive lag, som kan sees i Figur 3. I disse lagene skjer det en spontan polymeriseringsreaksjon som gjør at filmen skifter farge. Ubestrålt er filmen gjennomsiktig lys blå, og den blir progressivt mørkere etter hvert som den absorberer ioniserende stråling.

Nytt med den radiokromiske typen film er at den ikke krever fremkalling i mørkerom slik som radiografisk film trenger. Dette gjør arbeidet med den mye mindre tid- og ressurskrevende.

De to aktive lagene øker presisjonen for denne typen film sammenliknet med eldre typer radiokromisk film, og gjør at dosene som kreves for at filmen skal endre sin optiske tetthet er lavere. Filmen er sensitiv for doser helt ned til 0,01 Gy, og opp til ca 8 Gy. Dette vil si at den er følsom for de vanligste doser i stråleterapi.

De aktive lagene har følgende kjemiske komposisjon: H (39,7 %), C (42,3 %), O (16,2 %), N (1,1 %), Li (0,3 %) og Cl (0,3 %). Det effektive atomnummeret til filmen er 6,98, nær det effektive atomnummeret til vann som er 7,4. GafChromic® EBT har sterkest signal rundt 635 nm, derfor er det hensiktsmessig å isolere den røde kanalen fra bildene når man analyserer filmen.

Det finnes også ulike typer radiokromisk film med andre bruksområder, for eksempel CT, mammografi, kvalitativ QA og radiografi. Disse vil ikke bli diskutert i denne rapporten.



Figur 4 Absorpsjonsspekter fra GafChromic® EBT film. Man får sterkest signal ved røde bølgelengder. Figuren er adaptert fra Lewis (2007) [9].

GafChromic® EBT typen radiokromisk film har flere gunstige egenskaper som gjør at den egner seg for kvalitetskontroller på lineærakselerator:

- Sensitiv for doser fra 0,01 Gy til 8 Gy. **NB! Det har vært påvist høye usikkerheter for doser lavere enn 0,5 Gy.**
- Energiuavhengighet for høyenergetiske fotoner
- Tolererer temperaturer opp til 70 °C
- Blir ikke påvirket av vanlig innelysning
- Optisk tetthet endrer seg spontant ved bestråling – trenger ikke fremkalling
- Nær vevsekvivalente egenskaper
- Krever ikke fremkalling
- Vannresistent, kan bestråles i vannfantom (maksimum 1 time i vann)
- Høy lateral oppløsning
- Kan skannes på vanlig bordskanner

Tatt fra EBT produktdokumentasjon. [10]

### 2.2 Behandling av filmen

#### 2.2.1 Oppbevaring og håndtering

Filmen leveres i bokser à 25 stk. På boksen står det et produksjonsnummer (lot number) som forteller hvilken "batch" filmen er fra. Det er viktig å holde filmer med forskjellig produk-

sjonsnummer adskilt, da de kan ha noe forskjellig komposisjon og dermed ulike egenskaper i forhold til bl.a. absoluttkalibrering av filmen.

Filmene ligger i en lystett konvolutt, og hver film er adskilt med silkepapir. For å unngå riper på filmene og uønsket eksponering til lys, er det gunstig å fortsette å oppbevare filmene på denne måten. Det anbefales i tillegg av produsenten å oppbevare og bruke film ved normal romtemperatur, samt å oppbevare filmen mørkt utenom bestråling. [10]

For å unngå smuss og fett på filmen bør man bruke engangshansker av vinyl når man håndterer filmen. Skulle det komme for eksempel fingeravtrykk på filmen kan dette fjernes med skjermrens/ren alkohol og en tørr klut.

Det kan også lett oppstå riper på filmens overflate ved friksjon. Derfor burde ikke filmen dras direkte langs overflater etc.

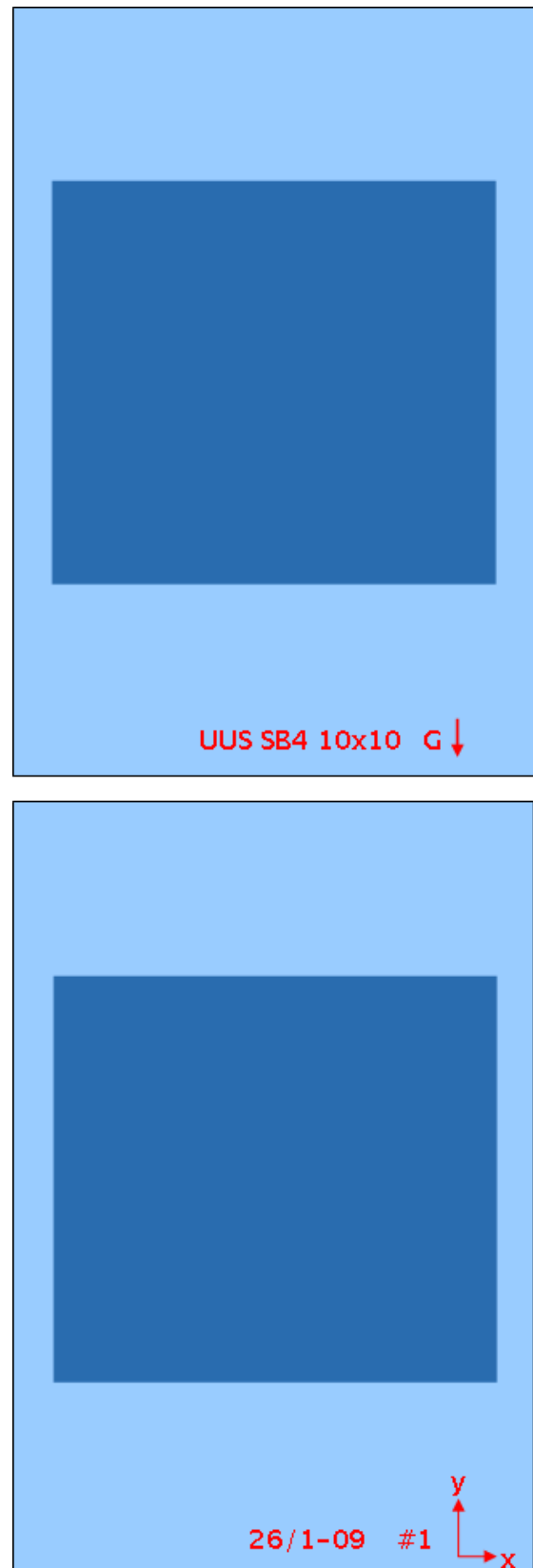
### 2.2.2 Kutting og markering av film

Filmene kan uten problemer kuttes til slik at man oppnår ønsket størrelse. Det anbefales da å bruke saks, skalpell, eller eventuelt en papirkutter med rullekniv eller giljotin.

Det er viktig å markere orienteringen til filmen, da dette kan ha innvirkning på pikselverdiene når man skanner. Siden de aktive lagene er beskyttet med ytre lag av polyester, kan filmen uten problemer markeres med tusjpen. Figur 5 viser to mulige eksempler på hvordan filmen kan markeres.

Det viktigste når man markerer filmen er å unngå markering innenfor strålefeltet så langt det er mulig. Dette er fordi markeringen da kan ha uønsket innvirkning under skanning, prosessering og/eller analyse. I tillegg må markeringen være såpass informativ at man kan lese ut relevant info fra den og skille filmene fra hverandre ved skanning. Noen punkter man kan ha med som en del av markeringen er:

- Sykehusnavn/behandlingsmaskin
- Behandlingsplan-id
- Retning til gantry (G ↓)
- Aksekors
- Dato
- Feltstørrelse



Figur 5 To mulige måter å markere filmen på før bestråling. Filmene skal normalt markeres med rød overheadpenn. **NB! Marker i ytterkanten av filmen slik at strålefeltet blir minst mulig påvirket.**

### 2.2.3 Bruk av filmen i vannfantom

Filmen kan brukes direkte i vann uten beskyttelse. Den kan da være senket i vann i opptil én time uten at det aktive laget påvirkes. Kanten av filmen kan bli noe påvirket av at vann trekker inn, derfor bør man ha noe margin fra kanten av filmen til kanten av feltet.

### 2.2.4 Ventetid etter bestråling

Det tar noe tid fra bestråling til de kjemiske reaksjonene er fiksert i filmen. Produsenten oppgir at en ventetid på minst 6 timer mellom bestråling og skanning er nødvendig for å sikre stabilitet i målingene. Dette gjør at det er mest hensiktsmessig å skanne filmene dagen etter bestråling, altså 16-24 timer etter bestråling.

For at ventetiden skal bli mest mulig konsekvent anbefales det å vente minst 18 timer, men ikke mer enn 24 timer fra man bestråler filmene til de skannes. Det anbefales også å etterjustere kalibreringen (se kapittel 7.5), spesielt hvis filmene skannes utover dette tidsrommet.

## 2.3 Teoretisk bakgrunn om skanning og prosessering av EBT film

### 2.3.1 Preprosessering

Når bildet skannes, leses det inn som en 3-dimensjonal matrise. To av dimensjonene er romdimensjoner i x- og y-retning (x, y), mens den siste sier noe om intensiteten til fargene rød, grønn og blå (RGB). Sistnevnte kalles ofte pikselverdi (PV), og har høyere verdi jo lysere pikselen er.

Filmen skannes og lagres i 48-bits TIFF-format (se kapittel 4 og 5.1). 48-bit vil si at bildet består av tre 16-bits fargekanaler (RGB), noe som igjen betyr at hver fargekanal har  $2^{16}$  mulige pikselverdier å anta. Altså kan pikselverdiene variere fra 0 (helt sort) til 65535 (helt hvitt).

GafChromic® EBT har, som nevnt tidligere, sterkest signal rundt rød bølgelengde, derfor er det gunstig å isolere den røde fargekanalen, altså forkaste både blå og grønn kanal. Man sitter da igjen med en 2-dimensjonal bildematrise  $M$  i gråverdiskala hvor hver piksel med romkoordinater  $x$  og  $y$  er slik at

$$M(x, y) = PV(\text{rød})$$

Altså har man kun igjen en matrise med pikselverdier i den røde kanalen.

### 2.3.2 Støyfiltrering

Det er mye støy i filmen pga. spredning av lyset fra skanneren i filmens partikler, samt små inhomogeniteter i filmen. Derfor brukes et støyfilter på bildematriksen for å dempe støyen.

Det mest brukte filteret for denne protokollen er et 2D wiener filter. Denne typen filter jobber pikselvis på et bilde i gråverdiskala basert på statistikk fra et lokalt område  $\eta$  med dimensjoner  $N \times M$  rundt en vilkårlig piksel. Først regnes middelveidien  $\mu$  og variansen  $\sigma^2$  til matrisen  $N \times M$  ut fra følgende ligninger:

$$\mu = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a(n_1, n_2)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a^2(n_1, n_2) - \mu^2$$

I ligningene over er  $a$  pikselverdien til pikslene  $n_1$  og  $n_2$  innenfor  $\eta$ . Den korrigerte pikselverdien  $a'$  er nå definert som

$$a'(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - \nu^2}{\sigma^2} (a(n_1, n_2) - \mu)$$

Her er  $\nu$  gjennomsnittet av alle variansene i lokalområdet  $\eta$ . Under er et eksempel på en vilkårlig matrise som blir filtrert med et  $3 \times 3$  wiener filter før og etter filtreringen:

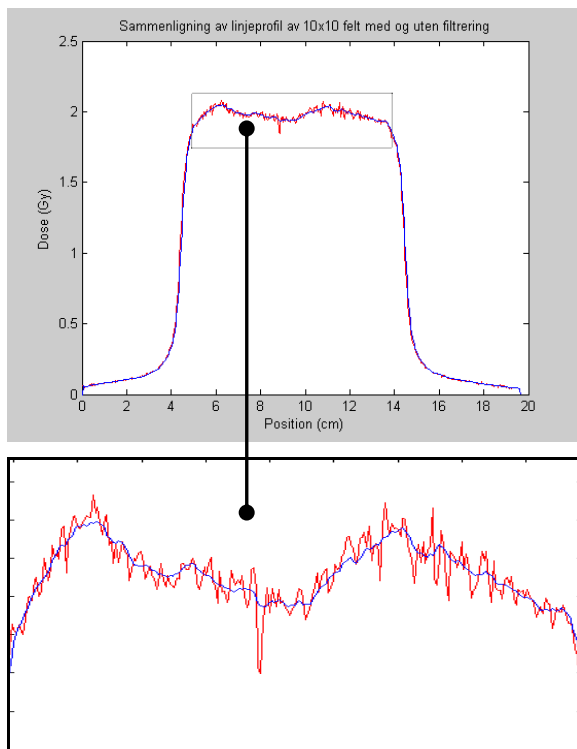
Før wienerfiltrering: Etter wienerfiltrering:

$$\begin{pmatrix} 81 & 55 & 47 & 17 & 43 \\ 53 & 62 & 23 & 23 & 18 \\ 35 & 58 & 84 & 44 & 90 \\ 94 & 21 & 19 & 31 & 98 \\ 88 & 30 & 23 & 92 & 44 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} 37 & 36 & 25 & 19 & 11 \\ 38 & 55 & 46 & 43 & 26 \\ 36 & 50 & 41 & 47 & 51 \\ 53 & 50 & 45 & 56 & 67 \\ 48 & 30 & 24 & 53 & 35 \end{pmatrix}$$

Verdiene blir her jevnet ut som en følge av wienerfiltreringen. Noe man skal være observant på er verdiene i kantene av matrisen, spesielt i hjørnene. Programmet regner som standard med at alle verdiene utenfor matrisens grenser er lik null. Derfor kan matriselementer i kantene virke noe forvridd etter filtreringen og bør ikke brukes til videre analyse. [11, 12]

En illustrasjon som eksemplifiserer en typisk wienerfiltrering på en linjeprofil kan sees i

Figur 6. Det er tydelig at mengden støy i bildet reduseres betraktelig som følge av filtreringen.



Figur 6 Eksempel på linjeprofil med og uten støyfiltrering. Den røde linjen er ufiltrert, den blå er filtrert med et 5x5 piksel wiener filter.

### 2.3.3 Absoluttkalibrering

Det har vært vist at man kan forbedre signalet ved å konvertere pikselverdiene (PV) til optisk tetthet (OD). Optisk tetthet i en vilkårlig piksel med koordinater  $(i,j)$  er i dette tilfellet definert ved følgende:

$$OD_{i,j} = \log_{10} \left( \frac{PV_0}{PV_{i,j}} \right)$$

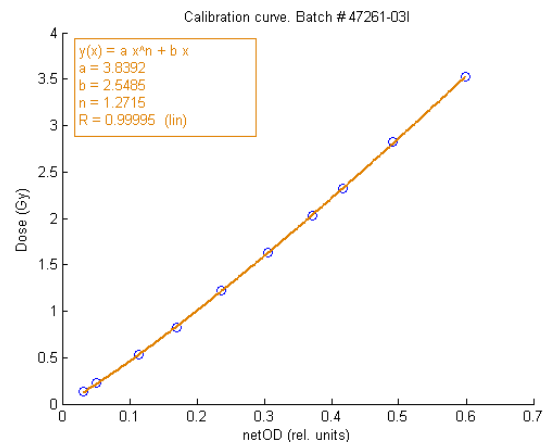
hvor  $PV_0$  er lik den høyeste mulige verdien en piksel kan ha, altså  $2^{16} - 1$ . Denne konverteringen er basert på artikler av Paelinck et al (2007) [13] og Fuss et al (2007) [14].

For å relatere den optiske tettheten til dosen målt i gray må filmen absoluttkalibreres. Dette gjøres ved å bestråle filmer med kjente doser og deretter plote dosen mot optisk tetthet og tilpasse kurven med en funksjon. Til dette brukes en funksjon på formen

$$D(OD)_{i,j} = a \cdot (OD_{i,j})^n + b \cdot (OD_{i,j})$$

I denne formelen kan  $a$ ,  $b$  og  $n$  varieres fritt for best mulig tilpasning. Denne tilpasningsfunksjonen ble først foreslått av Devic et al (2004), og gir god tilpasning til målepunktene ( $R^2 \approx 1$ ). [15, 16]

sjonen ble først foreslått av Devic et al (2004), og gir god tilpasning til målepunktene ( $R^2 \approx 1$ ). [15, 16]



Figur 7 Eksempel på kurve brukt i absoluttkalibrering av filmen.

Figur 7 viser et eksempel på en kalibreringskurve. Kurven er i dette tilfellet gitt ved

$$D(OD)_{i,j} = 3,84 \cdot (OD_{i,j})^{1,27} + 2,54 \cdot (OD_{i,j})$$

Korrelasjonen for denne kurven til målepunktene er  $R^2 = 0,9999$ , som er svært god tilpasning. Måleusikkerhet relatert til denne kurvetilpasningen diskuteres i kapittel 9.3.4.

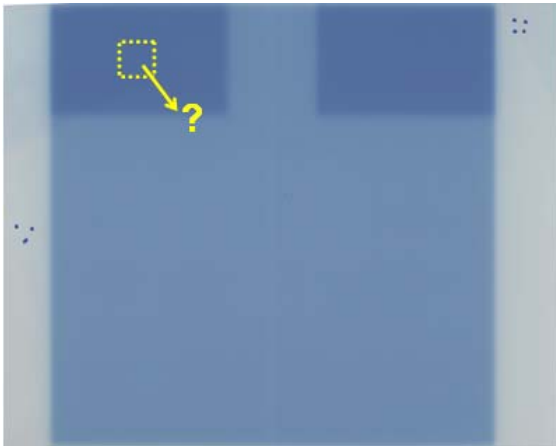
For å øke presisjonen i målingene kan målepunktene til kalibreringen justeres for den enkelte lineærakselerator og måletidspunkt. For å kunne gjøre dette må man ha nøyaktig kjennskap til dosen til en film bestrålt på den aktuelle maskinen som kan brukes til justering. En enkel måte å gjøre dette på er å bestråle en film med et standardfelt som man tidligere har målt opp med kammer. Dosen til isosenter målt med film vil være den samme som dosen til isosenter målt med kammer, og justert kalibrering  $D'(OD)$  blir da

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

Her er  $D_{\text{isocent,kammer}}$  dosen målt med ionisasjonskammer i isosenter,  $D_{\text{isocent,film}}$  er dosen målt med film i samme punkt, og  $D(OD)$  er kalibreringspunktene fra samme batch som filmen som brukes til målingene. Mer detaljert beskrivelse av hvordan justeringen gjøres i praksis finnes i kapittel 7.5.

## 2.4 Interesseområde (ROI)

Flere steg av prosessering og analyse av filmen er basert på valg av såkalte interesseområder i filmen. Et interesseområde ("Region of interest", ROI) er definert som en delmengde i et datasett som blir valgt med en bestemt hensikt. For radiokromisk film vil dette si at man velger ut og analyserer et bestemt område av bildefilen som man tror vil gi den informasjonen man ønsker. I Figur 8 vises et eksempel på et ROI som er valgt ut i en film med flere bestrålte felt av ulik størrelse.



Figur 8 Eksempel på et ROI som er blitt valgt ut på en film (Stiplet gul linje). I dette tilfellet kan ROI'et si noe om dosen til småfeltene.

I denne rapporten vil interesseområde være forkortet med det engelske betegnelsen "ROI" da dette er det mest vanlige ute på sykehusene og i litteratur.

## 3 Klinisk bruk av film

### 3.1 Doseplan

Det eksisterer to systemer for behandlingsplanlegging på sykehusene i Norge i dag: Nucletron Oncentra® MasterPlan og Varian Eclipse Treatment Planning System. Dette kapittelet vil ikke gå inn i detaljer på programinnstillinger da hvert sykehus har sine særegenheter og regelunntak. I stedet vil hovedfokuset være på å gi noen spesifikke retningslinjer for hvordan man bør planlegge felt og eksportere dosefordelingen.

#### 3.1.1 Planlegging av felt

Vær obs på at ulike modeller av lineærakselektorer kan ha begrensninger på hva slags felt som blir akseptert av kontrollsystemet. Dette gjelder særlig

- Overtravel på kollimator
- Minimumsverdi på feltstørrelse

Ta også hensyn til at kollimatorparametre ikke alltid er standardisert til IEC 1217 [17]. Verifiser derfor visuelt at feltene stemmer i doseplansystemet. I tillegg er det viktig å passe på at normeringen er korrekt slik at antall MU korresponderer til ønsket dose.

#### 3.1.2 Verifisering av planen

Før man kan sette i gang å bestråle må planen man har laget i Eclipse eller MasterPlan verifiseres og sendes til behandlingsapparatet. Det er da best å ha bistand fra lokalt personell for å sørge for at gjeldende rutiner blir fulgt og at planen ender opp på riktig maskin.

Husk også å gi nok fraksjoner om den samme planen skal gis flere ganger (for eksempel en gang til ionisasjonskammer i vannfantom og en gang til film), og planlegg deretter.

#### 3.1.3 Eksportering av dosefordelingen

For å kunne sammenligne den kalkulerede dosefordelingen fra doseplansystemet med dosefordelingen målt med for eksempel radiokromisk film, er det viktig at man eksporterer fordelingen slik at man enkelt kan lese den inn i annen programvare etterpå.



Det greieste er å eksportere et dosebilde fra det laterale planet i et dyp som korresponderer med dypet filmen ligger i (vanligvis 10 cm). Dette lar seg enkelt gjøre i Eclipse ved å høyreklikke på plannummeret i menyen til høyre og deretter velge "Export dose image".

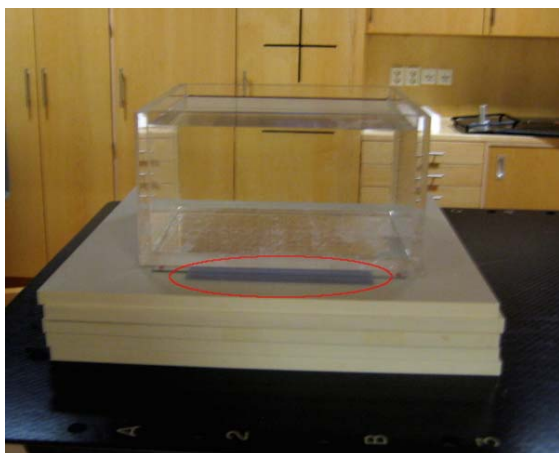
Noen ting man burde ta hensyn til når man eksporterer dosefordelingen er:

- Sjekk hva kalkuleringsoppløsningen er. Mange har en oppløsning på ca 1 mm, som er litt over 3 ganger så stort som oppløsningen filmen skannes i. Noter dette tallet!
- I noen tilfeller kan man i tillegg velge hvilken oppløsning dosebildet skal eksporteres i. Velg slik at hele dosefordelingen kommer med på filen. Noter også denne verdien.
- Vær konsekvent på hvilken algoritme som blir brukt til doseberegningene (collapsed cone, pencil beam, etc.)
- Lagre de eksporterte dosebildene i DICOM-format.
- Velg et filnavn som er lett gjenkjennelig, eller loggfør filnavnene slik at de blir lett å finne tilbake til.

## 3.2 Bestråling av film

### 3.2.1 Måleoppsett

På sykehusene benyttes et 20x20x10 cm<sup>3</sup> PMMA vannfantom til bestråling av film. Et bilde av oppsettet kan sees i Figur 9. Filmene er her markert med rødt.



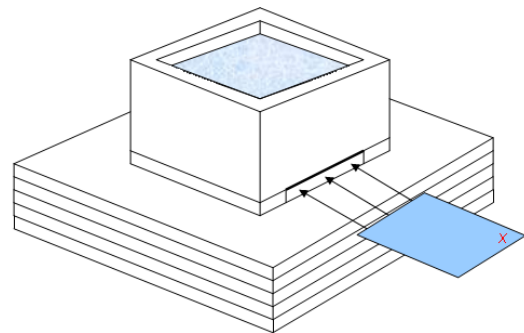
Figur 9 Bilde av oppsett for bestråling av film på sykehusene. Filmene er markert i rødt.

Figur 10 viser skjematisk hvordan oppsettet ser ut. Først plasseres ca 5 stk 10 mm tykke "Solid Water"/"Virtual Water"/PMMA plater under kollimatorhodet på behandlingsbordet for tilbakespredning. Oppå disse plasseres de 3 tynne pleksiglassplatene inntil hverandre, slik at den største platen er mellom de to tynne.

Vannfantomet settes deretter opp på pleksiglassplatene. Det skal nå være en smal spalt mellom vannfantomet og pleksiglasset der filmen kan stikkes inn. Posisjoneringen av spalten i forhold til Gantry vil ikke gi utslag på målingene, men det er viktig å være konsekvent med å markere på filmen hvilken orientering den er bestrålt i.

Plasser så vannfantomet lateralt i senter av strålefeltet, dette kontrolleres opp mot lysfeltet.

Vannfantomet fylles så med vann til det er ekvivalent 10 g/cm<sup>2</sup> mellom filmen og vannoverflaten. Dette bestemmes ved bruk av egnet målepinne som plasseres i fantomet.



Figur 10 Illustrasjon av det eksperimentelle oppsettet for bestråling av film ute på sykehusene. Filmene settes inn i en slisse under et PMMA vannfantom i 10 g/cm<sup>2</sup> dyp.

Deretter må avstanden til strålekilden justeres. Det skal være 90 cm SSD fra vannoverflaten. Dette måles med isosenterpeker eller innebygget linjal. Avstanden dobbeltsjekkes mot sidelasene.

### 3.2.2 Eksponering

All bestråling vil normal skje perpendikulært på filmen. Så lenge gantry står i 0 grader vil dette ikke være noe problem.

Den laterale posisjoneringen av filmen vil være utsatt for variasjoner. Disse variasjonene vil ikke gi signifikante utslag hvis følgende tommelfingerregler følges:

- Vannfantomet plasseres så feltgrensene er lengst mulig fra fantomets innerkanter (minst 2 cm fra innerkanten til feltgrensen).
- Vannfantomet plasseres slik at det er mest mulig perpendikulært på sidelase-rene.
- Filmen plasseres så kantene er parallelle med feltgrensene, og at feltgrensene er minst 5 mm innenfor ytterkanten til filmen (helst 10 mm eller mer).

Håndter filmen med hansker, og husk å markere filmen slik at det er lett å skjønne orienteringen. Det enkleste er å skrive en "G" på den siden av filmen som peker mot gantry. Pass på at markeringen ikke vil forstyrre i senere analyse av strålefeltet.

Vært varsom med å bevege vannfantomet når det er fylt med vann. Hvis det kommer vann mellom fantomet og pleksiglassplatene vil det kunne komme riper på filmen. Filmer skal ikke tvinges inn i spalten.

Filmer bør tas ut av boksen/konvoluttene rett før bestråling, og legges tilbake rett etter. Ta aldri med mer film inn i lineærakseleratorbunkeren enn nødvendig, og husk også å ta med filmen ut av bunkeren etter bestråling. Dette er for å unngå uønsket eksponering av filmen.

## 4 Skanning

### 4.1 Skanneren

Skanneren som benyttes er en Epson V750 Pro, og vises i Figur 11. I bildet er filmområdelinjalen satt inn på skannerens glassplate.



Figur 11 Skjematisk fremstilling av skanneren som ble benyttet, med markert orientering av x- og y-akser på skanneren. Figuren er adaptert fra "Epson Scan" manual [18].

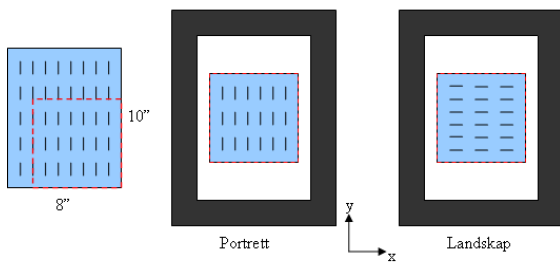
I tillegg til filmområdelinjalen benyttes en spesiallaget ramme. Dette er for at lysspredningen skal bli lik for hvert skann. I masteroppgaven min fant jeg ut at forskjeller i lysspredning kunne gi forskjeller i målt dose på opp til 20 % for samme film [8]. Derfor er det viktig å ta hensyn til dette.

#### 4.1.1 Ventetid etter bestråling

Som nevnt bør ikke filmen skannes før dagen etter bestråling. Samtidig bør man være så konsekvent som mulig for å ha samme betingelser for hvert skann. Undersøkelser har vist at signalet i filmen er tilnærmet fiksert 6 timer etter bestråling. Likevel kan det forekomme ytterligere polymerisering mange timer etter bestråling. [19]

Derfor er det viktig å være konsekvent i tiden mellom bestråling og skanning så polymeriseringen blir tilnærmet lik for hver film. **For mest mulig konstante forhold bør man så langt det er mulig skanne filmen mellom 18 og 24 timer etter bestråling.**

## 4.1.2 Orientering



Figur 12 Orientering av filmen under skann. De aktive partiklene i filmen ligger parallelt med filmens langsiden. Hvis filmens langsiden er parallell med skannerens langsiden skanner man i portrettmodus. Ligger langsiden av filmen parallelt med kortsiden på skanneren, skanner man i landskapsmodus.

Det er viktig å være konsekvent i hvilken retning man skanner filmen. Dette er på grunn av orienteringen til partiklene i det aktive laget. Disse partiklene er orientert parallelt med langsiden på filmen.

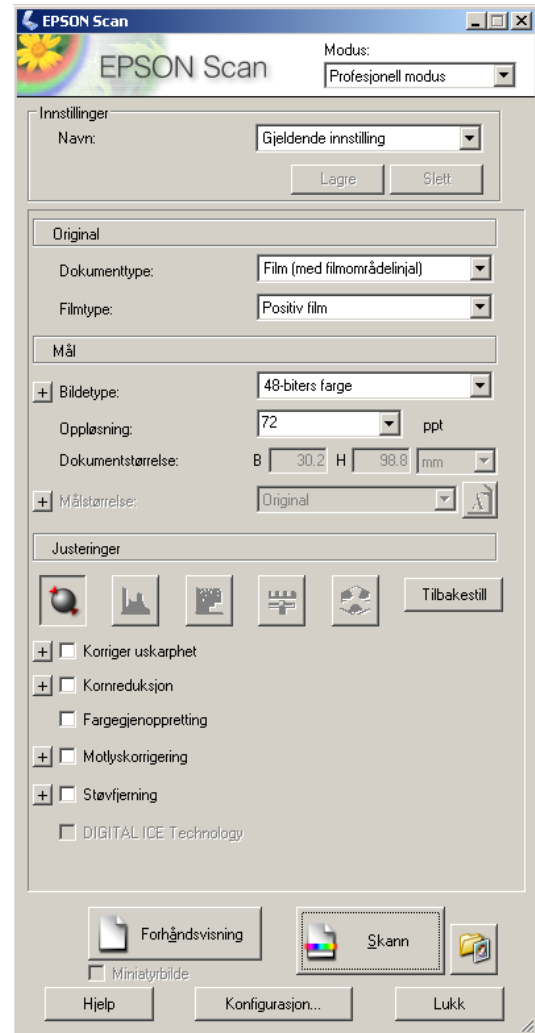
Produsenten anbefaler at man skanner i landskapsmodus, da man oppnår noe sterkere signal med denne orienteringen. Det viktigste er imidlertid at man er konsekvent og skanner i samme orientering hver gang! Det er spesielt viktig å forvise seg om at kalibreringsfilmer skannes samme orientering som resten av filmene.

Det er laget til en ramme i skanneren for skanning av "halve filmer" i portrettmodus. Denne bør brukes for å sikre at lysspredningen er lik hver gang.

## 4.2 Softwareinnstillinger

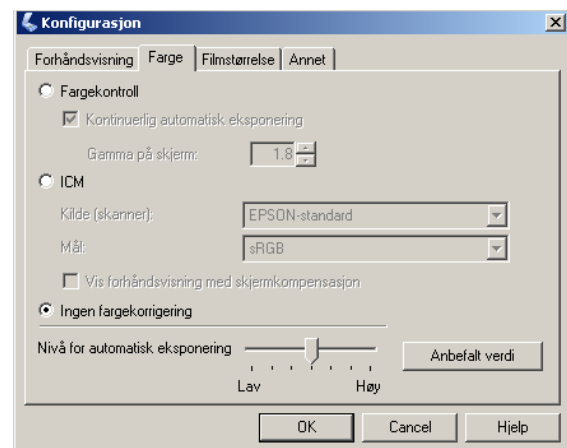
I figur Figur 13 vises et skjermbilde med innstillinger som skal benyttes når man skanner. De er:

- Modus må settes til "Profesjonell modus" for å få gjøre de neste valgene.
- Dokumenttype: "Film (med filmområdelinjal)".
- Filmtype: "Positiv film"
- Bildetype: "48-biters farge"
- Opplysning: "72 ppt". Dette tilsvarer ca 3 piksler per mm.
- Justeringer: Samtlige skal være slått av



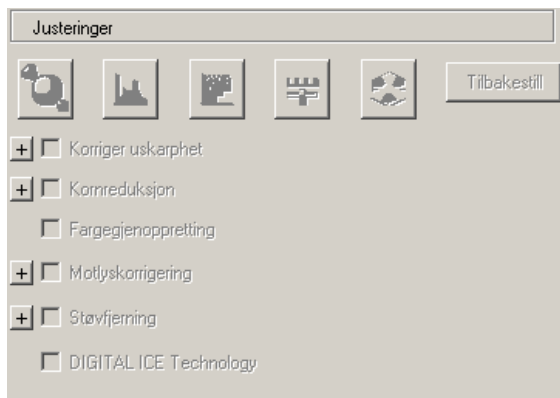
Figur 13 Skjermbilde av "Epson Scan" programvare

I tillegg bør man skru av alle fargekorreksjoner. Det gjøres ved å trykke på knappen "Konfigurasjon...", under fanen "Farge". Kryss deretter av for "Ingen fargekorrigering". Dette er vist i Figur 14.




Figur 14 Meny for fargekorrigering i Epson Scan programvaren.

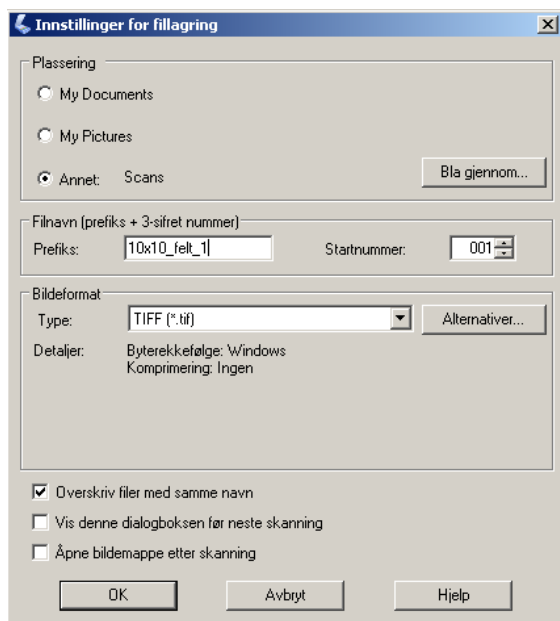
Når dette er gjort vil valgene i seksjonen for ”Justeringer” bli grå, som vist i Figur 15.



Figur 15 Justeringsmenyen i Epson Scan etter at fargekorrigering er slått av.

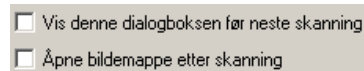
Trykk deretter på mappeikonet  til høyre for knappen merket ”Skann”. Det popper nå opp et nytt vindu, se figur 16.

Velg først mappen skannene skal lagres i. Velg så filnavn og sett ”Startnummer” til 001. Alle bilder skal lagres i TIFF-format, så sjekk at dette er valgt som type og at ingen komprimering forekommer.



Figur 16 Innstillinger for fillagring i Epson Scan

Valgene ”Vis denne dialogboksen før neste skanning” og ”Åpne bildemappe etter skanning” bør være slått av:



Trykk deretter ”OK”

Det skal alltid tas et forhåndsskann før man skanner 5 ganger. Dette har blitt undersøkt av Paelinck et al (2007) [13] og funnet å være fordelaktig for senere resultater. Trykk på knappen ”Forhåndsvisning”. Forhåndsskann vil nå tas og det resulterende bildet vil vises i et eget vindu til høyre for Epson Scan hovedvinduet.

Sjekk at området som skannes (rektangulært felt) er riktig plassert i forhold til filmen. Hvis ikke må det passes til slik at de resulterende skannene blir korrekte.

Når dette er gjort tas skann ved å trykke på knappen. 5 skann tas manuelt rett etter hverandre. Disse vil da bli lagret automatisk i Epson skann med filnavn på formen. ”bildenavn\_001.tif”, ”bildenavn\_002.tif” osv. slik at det blir lett å finne tilbake til filene senere.

## 5 Programvare

Filmen prosesseres foreløpig både i Matlab- og IDL-baserte programmer. I fremtiden vil mest sannsynlig all prosessering og analyse foregå i det samme programmet. Med gjeldende prosedyrer gjøres det aller meste i Matlab-baserte programsnutter, mens gammaevaluering gjøres i programvare baser på IDL.

### 5.1 Filtyper

Følgende spesielle filtyper brukes til prosessering og analyse av radiokromisk film med metoden beskrevet i denne rapporten:

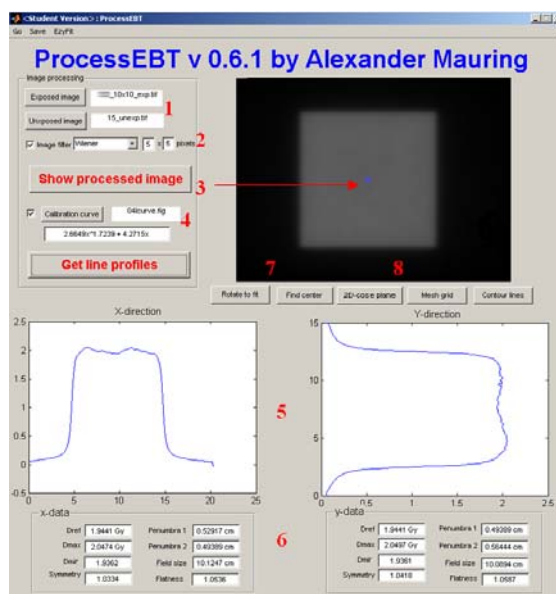
- TIFF (\*.tif) (Tagged Image File Format) – ukomprimert bildeformat som brukes når skann av filmen lagres, samt mens den prosesseres og analyseres.
- DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) – standard protokoll for overføring av informasjon i medisin. Her mest brukt for data fra doseplansystem.
- PNG – Bildeformat brukt for visualisering av resultater fra gammaevaluering.
- MatLab figure (\*.fig) – Brukt til lagring av figurer i MatLab; kalibreringskurver, linjeprofiler etc.
- \*.mat – MatLab-fil med rådata lagret i matriseform

### 5.2 Programvare - Matlab

Dette kapittelet inkluderer sammendrag av hvilke MatLab- og IDL-baserte programmer som brukes til radiokromisk film.

Det meste av programvare med grafisk brukergrensesnitt som brukes er laget i Matlab som en del av min masteroppgave. I tillegg er noen ekstra moduler lagt til i ettertid.

### 5.2.1 ProcessEBT



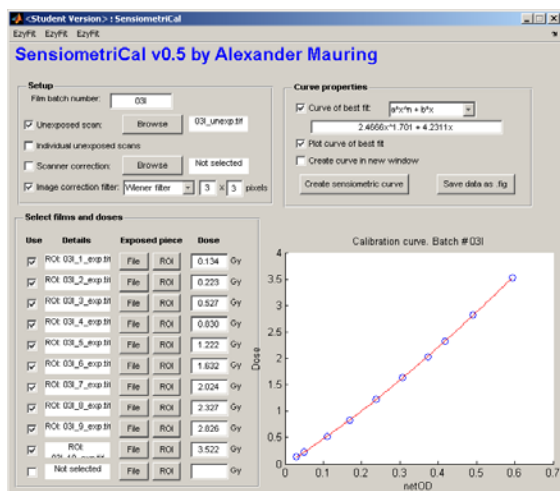
Figur 17 Skjerm bilde fra ProcessEBT. Nummereringen står forklart i teksten.

Dette programmet inkluderer de vanligste funksjonene relatert til analyse av radiokromisk film. Figur 17 viser et skjermbilde fra programmet med kommentarer. Noen av nøkkelfunksjonene i ProcessEBT er:

1. Innlesing av bilde og eventuelle bakgrunnskorreksjoner.
2. Støyfiltrering med matrise av valgfri størrelse
3. Mulighet til å se bilde og velge et bestemt eller vilkårlig punkt å ta ut data fra ved hjelp en pikselvelger
4. Absoluttkalibrering fra eksisterende kalibreringskurve
5. Linjeprofiler i x- og y-retning
6. Kalkulering av ulike feltdefinerende parametre.
7. Automatisk rotering og lokalisering av feltcenter
8. Mulighet for å se konturlinjer, 2d- og 3d-representasjon av bildet.

Det er i tillegg ved hjelp av menyvalgene mulig å lagre data eller figurer til fil.

## 5.2.2 SensiometriCal

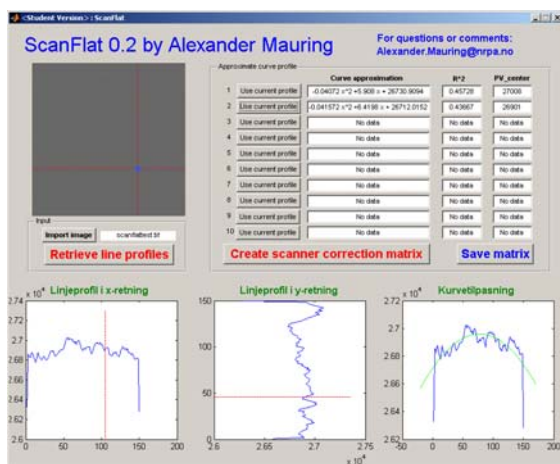


Figur 18 Skjerm bilde fra SensiometriCal

SensiometriCal brukes for å lage kalibreringskurver for absoluttkalibrering. Et annotert skjerm bilde fra programmet kan sees i Figur 18.

Programmet støtter ulike typer kurvetilpassninger, og den ferdige kurven eksporteres som Matlab-figur (\*.fig) for senere innlesing i ProcessEBT.

## 5.2.3 ScanFlat



Figur 19 Skjerm bilde fra en tidlig versjon av ScanFlat programvaren.

Dette programmet vil brukes til å beregne skannerflathetskorreksjon. Det trenger fortsatt videreutvikling, og er ikke helt funksjonelt per dags dato. Hovedfunksjonen til ScanFlat er å beregne en korreksjon for inhomogenitet i responsen til skanneren.

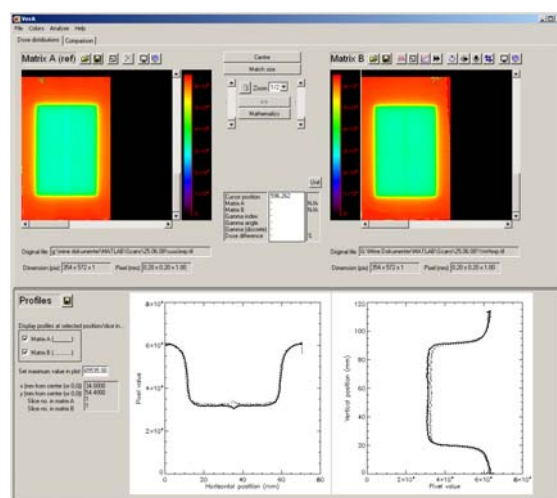
Programmet beregner tilnæringskurver til skannerresponsen ved ulik svertning med and-

reordens polynom. Deretter blir disse interpolert for alle svertningsnivåer for å få en fullstendig korreksjon. For mer informasjon om teorien bak korreksjonen og programmet ScanFlat, se kapittel 8.

Da det ikke har vist seg å være noen målbar variasjon i skannerresponsen som funksjon av dose for metoden beskrevet i denne rapporten, har utviklingen av programmet stanset. Det anbefales å sjekke skannerresponsen på nytt ved implementering av ny metode.

## 5.3 Programvare - IDL

### 5.3.1 VerA



Figur 20 Skjerm bilde fra VerA, laget av Ellen Wasbø

Programmet VerA er utviklet av Ellen Wasbø, først som en del av en masteroppgave ved NTNU/St Olavs Hospital, og senere på Haukland Universitetssykehus. Dette programmet er mye mer "fullstendig" enn for eksempel ProcessEBT, men er laget spesielt for rutiner på St Olav/Haukland som ikke er helt like med rutinene i denne rapporten. Programmet er brukt med tillatelse fra Wasbø, og et skjerm bilde kan ses i Figur 20.

## 6 Prosessering og analyse av filmen i ProcessEBT

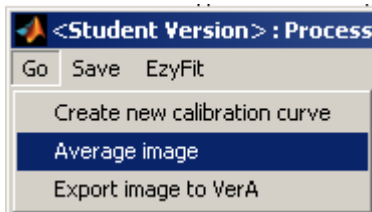
Det meste av arbeidet med prosessering og bildeanalyse etter at filmen er skannet gjøres i programmet ProcessEBT.

### 6.1 Instruksjoner for prosessering av filmen i ProcessEBT

Alle instruksjoner i dette kapittelet baserer seg på "ProcessEBT", det første som må gjøres er altså å starte opp dette programmet fra MatLab.

1. Start Matlab fra startmenyen i Windows
2. Når Matlab har startet opp, skriv ProcessEBT i "Command Window".
3. Programmet vil da starte opp automatisk.

#### 6.1.1 Midling av bilder

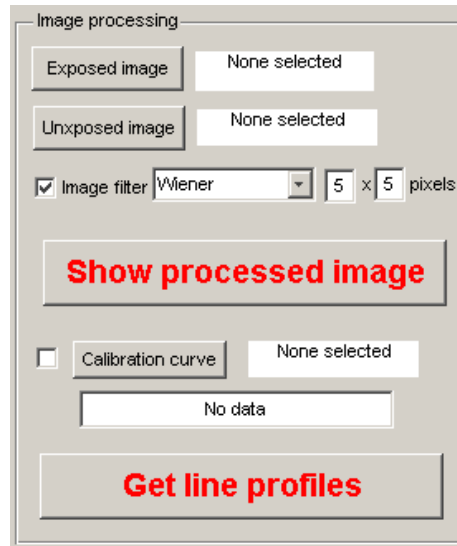


Som nevnt i kapittelet om skanning, skannes filmen fem ganger og de tre siste av disse må bli midlet, lagret og brukt videre. Dette gjøres på følgende måte:

1. Trykk på menyen "Go" og deretter "Average image"
2. Velg hvor mange scan-serier du vil midle (hvis du bare skal midle 3 scan av samme film til en fil, skal verdien stå som 1). Klikk "OK".
3. Velg etter tur de tre bildene som skal midles og trykk "Open" etter hver. Merk at disse må være av identisk pikselstørrelse for matrisesubtraksjon.
4. Velg hvor det midlede bildet skal lagres, samt filnavn på dette. Trykk "Save".

5. Bildet er nå lagret og kan importeres til ProcessEBT for videre prosessering.

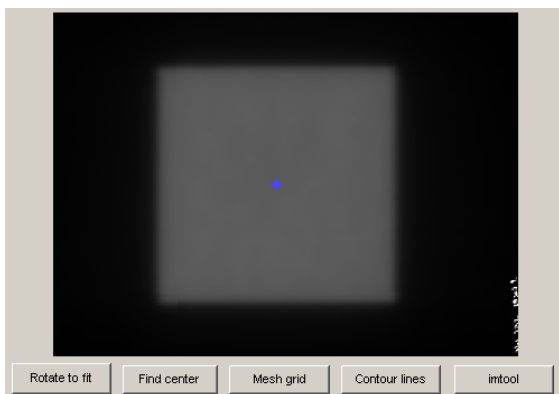
#### 6.1.2 Innlesing av bilde og bakgrunn



ProcessEBT åpnes i nytt vindu når det startes opp. Gjør disse stegene for å lese inn og vise bildet:

1. Trykk "Exposed image" for å lese inn det eksponerte bildet.
2. Bla igjennom filsystemet og velg riktig bilde (lagret som TIFF-fil). Gjøres det korrekt vil filnavnet til bildet vises i det hvite feltet ved siden av "Exposed image" knappen
3. Trykk så på "Unexposed image" og velg bildet av den ueksponerte filmen for å bakgrunnskorrigere bildet. **NB! De eksponerte og ueksponerte bildene må ha identisk dimensjon (størrelse), hvis ikke vil det komme en feilmelding i steg 4.**
4. Velg bildefilter. I de fleste tilfeller vil et 5x5 piksel wiener filter gi gode resultater.
5. Trykk "Show processed image". Bildet skal nå vises i panelet til høyre.

### 6.1.3 Rotering og lokalisering av felt-senter



Figur 21 Eksempel på et 10x10 cm<sup>2</sup> felt innlest i ProcessEBT. Den blå pekeren er en innebygd pikselvelger.

ProcessEBT har innebygde algoritmer for å rotere bildet og finne feltets senter. I Figur 21 er et 10x10 cm<sup>2</sup> felt innlest i programmet. Den blå pekeren er en pikselvelger som kan flyttes rundt ved hjelp av musa.

Knappen "Rotate to fit" roterer bildet slik at feltgrensene blir mest mulig paralelle med skjermen. Dette er hensiktsmessig i forhold til å lese ut horisontal og vertikal linjeprofil. **NB! I sjeldne tilfeller vil algoritmen ikke rotere eller rotere bildet feil. Bruk derfor denne knappen kritisk, følg med på bildet at pekeren flytter seg som forventet.**

"Find center" sentrerer pikselvelgeren i det feltet den befinner seg i. For at algoritmen skal klare å finne midtpunktet, må pekeren være innenfor feltgrensene til feltet man vil sentrere den i. I tilfeller der to eller flere felt er skjøtet sammen vil pekeren flytte seg til midtpunktet mellom feltene.

Trykk først på "Rotate to fit", sjekk at pekeren er i det feltet du vil sentrere den i, og trykk på "Find center". Sjekk visuelt at algoritmene er suksessfulle. Det er nå klart for å lese ut linjeprofiler eller andre karakteristikk.

### 6.1.4 Absoluttkalibrering

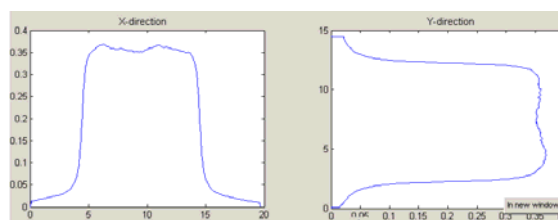
Hvis absolutte doseverdier skal leses ut fra filmen, må en kalibreringskurve lastes inn for å konvertere optisk tetthet til dose:

1. Trykk på "Calibration curve".

2. Velg kalibreringskurve fra samme "batch" (i \*.fig-format) som filmen og klikk OK.
3. Filnavnet og formelen til tilpassningskurven på formen  $D(OD) = a \cdot (OD)^n + b \cdot (OD)$  vil nå vises og absoluttkalibreringen vil skje automatisk.

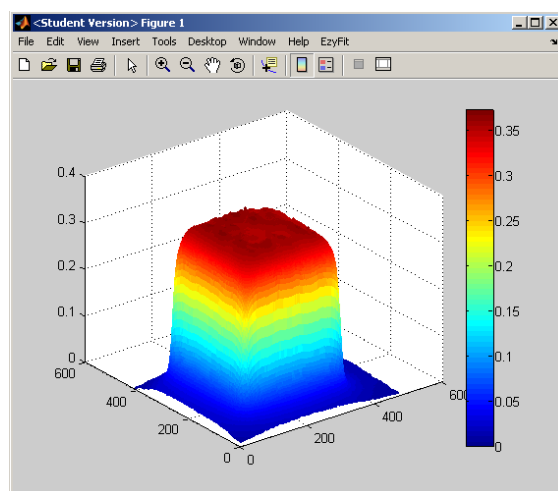
## 6.2 Dataanalyse

### 6.2.1 Linjeprofiler



Trykk på "Get line profiles" for å kalkulere og vise linjeprofiler av feltet. Profilene tas vannrett og loddrett gjennom posisjonen til pikselvelgeren.

### 6.2.2 Mesh grid

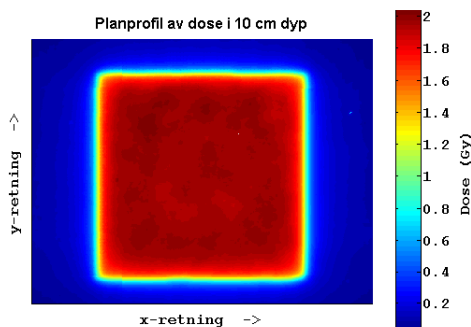


Knappen "Mesh grid" under bildepanelet åpner en 3D-representasjon av feltet i et nytt vindu. Figuren kan lagres som Matlab-figur eller bildefil ved å trykke "File" og deretter "Save".

Diagramtittel og enheter på aksene kan legges til fra menyen "Insert".



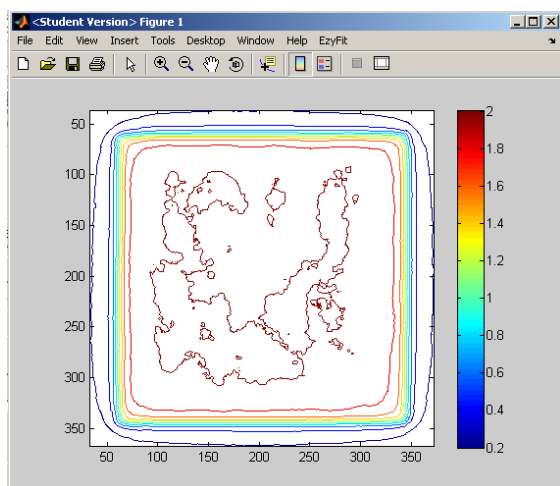
### 6.2.3 Flateprofil



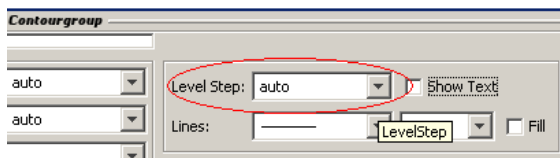
Knappen "2d-dose profile" gir et bilde av dosefordelingen på et bilde. Orienteringen av bildet vil være den samme som orienteringen til bildet i ProcessEBT. Fargeskala vises automatisk.

**NB! Husk å absoluttkalibrere først!**

### 6.2.4 Konturlinjer



Ved å klikke på knappen merket "Contour lines" åpnes en figur med konturlinjer i et nytt vindu. Hvis filmen er absoluttkalibrert vil disse konturlinjene representere isodoselinjer i planen. Figuren kan lagres som Matlab figur eller bildefil ved å trykke "File" og deretter "Save".



For å endre på intervallet mellom konturlinjene, trykk først på menyen "View" og deretter på "Property editor". Det vil nå komme et ekstra innstillingspanel under figuren. Marker konturlinjene ved å trykke på en av dem. Det skal nå dukke opp et punkt i "Property editor"-panelet som heter "Level Step". Denne styrer

hvor stort intervallet mellom konturlinjene er, og kan endres til hvilken som helst verdi.

### 6.2.5 Feltkarakteristikk – data

x-data				y-data			
Dref	1.94 Gy	Penumbra 1	0.56444 cm	Dref	1.94 Gy	Penumbra 1	0.48388 cm
Dmax	2.0474 Gy	Penumbra 2	0.52917 cm	Dmax	2.0487 Gy	Penumbra 2	0.42585 cm
D50	1.4362	Field size	10.0718 cm	D50	1.9361	Field size	10.0294 cm
Symmetry	1.0324	Flatness	1.0526	Symmetry	1.0418	Flatness	1.0587

Følgende data fra feltet blir automatisk kalkulert av programmet, i både x- og y-retninger:

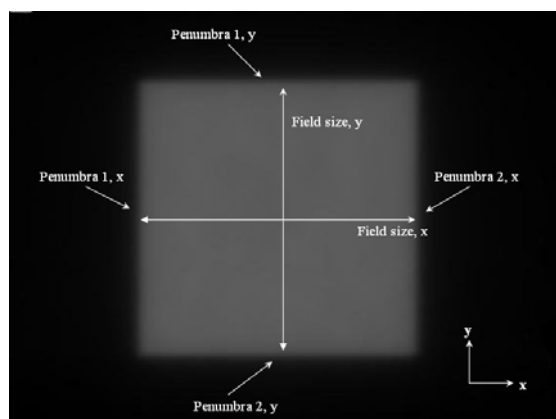
- $D_{ref}$ : Referansedose kalkulert over et 5x5 piksel ROI
- $D_{max}$ : Maksimumsverdi av linjeprofilen
- $D_{min}$ : Minimumsverdi av linjeprofilen
- Feltflathet regnes ut fra følgende formel over linjeprofilen:

$$F = \frac{D_{max}}{D_{min}} * 100\%$$

- Symmetri regnes over linjeprofilene med følgende formel:

$$F = \max\left(\frac{D_{-x}}{D_{+x}}\right) * 100\%$$

- Feltstørrelse (avstand mellom 50 % isodoser på hver side av feltet) måles som vist i Figur 22.
- Penumbra (avstand mellom 80 % og 20 % isodoser) og feltstørrelse måles som vist i Figur 22.



Figur 22 Illustrasjon som viser orienteringen verdier for feltstørrelse og penumbra blir lest ut fra i programmet.

### 6.2.6 Lagring av data

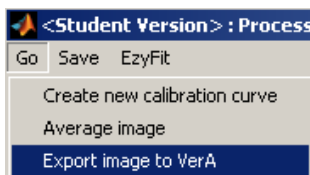
ProcessEBT har funksjoner for lagring av feltkarakteristikk-data og linjeprofiler. Disse fin-

nes unner menyvalget "Save". Denne menyen har følgende valgmuligheter:

- Lagre feltkarakteristikk-data som Matlab datafil (\*.mat)
- Lagre det prosesserte bildet som Matlab-figur (\*.fig) eller bildefil (\*.tif)
- Lagre linjeprofilene i x- og y-retning som \*.fig eller \*.tif

### 6.2.7 Eksportering av bilde til VerA

For å kunne importere bilder til VerA og gjennomføre gammaevaluering med godt resultat, må bildene formatteres på en spesiell måte. **Bildene må først prosesseres og absoluttkalibreres i ProcessEBT, i samsvar med instruksjoner gitt i forrige kapittel.**



Når dette er gjort kan det prosesserte bildet eksporteres. Dette gjøres ved å trykke på menyen "Go" og deretter "Export image to VerA". Velg deretter hvor bildefilen skal lagres, og trykk "Save". Dette bildet er nå klart for å importeres i VerA.

## 6.3 Gammaevaluering i VerA

VerA er basert på IDL, som er en forskjellig plattform de andre programmene. For å kunne kjøre VerA trengs "IDL virtual machine". Denne kan lastes ned gratis på nettsiden <http://www.itvvis.com/ProductServices/IDL/VirtualMachine.aspx>.

VerA startes fra programmappen "VerA\_ferdigkompilert" ved å dobbelklikke på filen "VerA.sav". VerA har mange bruksområder og høy funksjonalitet. I denne protokollen brukes kun en liten del av VerA's muligheter.



Gammaevaluering er en metode for sammenligning av dosefordelinger. Målt fordeling fra film sammenliknes med beregnet fordeling fra doseplan, og hver enkelt piksel enten består eller feiler et bestemt kriterie definert ved ulike parametre. [20-22] For en innføring i gammaevaluering som metode, se min masteroppgave.

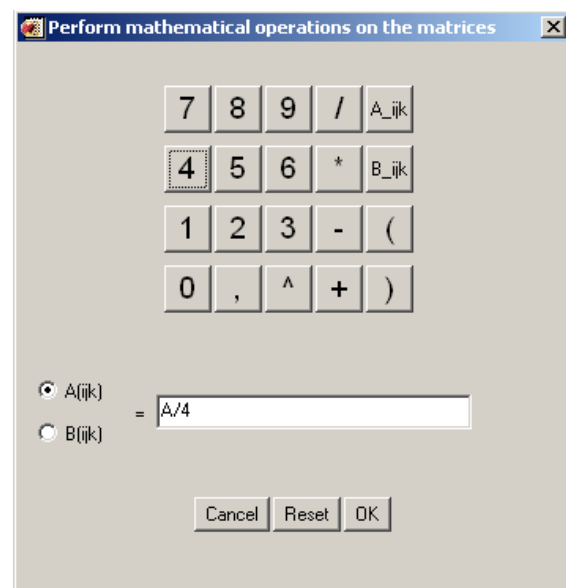
For å kunne sammenlikne bilder fra filmmålinger med doseplan må bildene først eksporteres fra ProcessEBT som beskrevet i kapittel 6.2.7.

**NB! Denne metoden fungerer per dags dato hovedsakelig for dosematriser eksportert fra Varian Eclipse. DICOM eksportert fra Oncentra Masterplan gir feilmelding i programmet i noen tilfeller.**

### 6.3.1 Importering og prosessering av bildefiler

I VerA importeres de to bildene inn som dosematriser, kalt "Matrix A" og "Matrix B". Først importeres dosematrisen i DICOM-format inn i programmet som "Matrix A":

1. Trykk på ikonet  for å laste inn dosematrisen.
2. I vinduet som popper opp, velg fanen "DICOM Eclipse" eller "DICOM Masterplan" og last inn dosematrisen. Trykk "Import".
3. **Dersom DICOM-filen inneholder dosefordeling i flere snitt:** Trykk på  og slette alle andre snitt enn snittet man vil bruke til sammenligningen.
4. Hvis flere fraksjoner er planlagt i filen, må den korrigeres for dette. Trykk i så fall på knappen "Mathematics", en kalkulator vil nå åpne seg i et nytt vindu. Divider matrisen på antall fraksjoner som ble planlagt. I eksempelet under er det planlagt 4 fraksjoner:

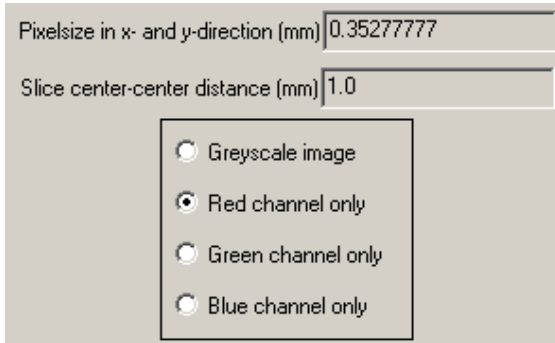


Trykk "OK".

5. Last inn den korresponderende målte fordelingen med film som "Matrix B".

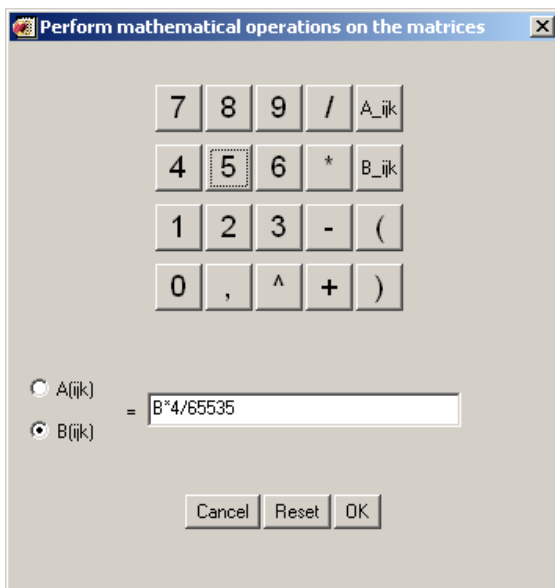
Trykk først på .

6. I vinduet som popper opp, velg fanen "BMP/TIFF". Velg deretter riktig dosebilde som \*.tif-fil. Skriv inn korrekt pikselstørrelse, for 72 ppt er pikselstørrelsen ~0,353 mm:




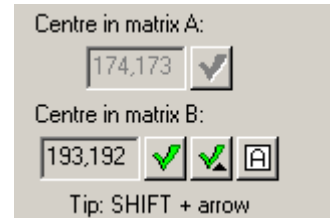
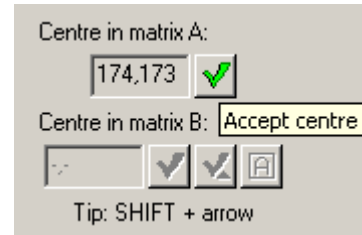
Trykk "Import" for å importere bildet.

7. Bildet må normeres til det reelle dose-nivået. Trykk på "Mathematics", og gang Matrix B med 4/65535. **Dette tallet vil være det samme uansett!**

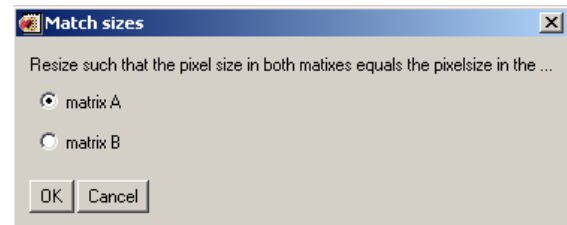


Trykk så "OK".

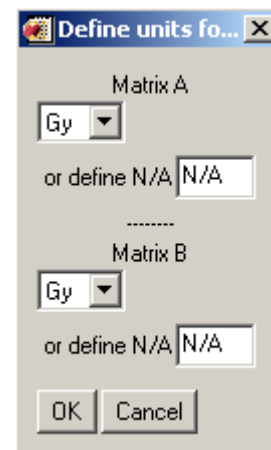
8. Trykk på knappen "Centre" for å sentrere dosematrisene. VerA bør nå automatisk finne feltsentraene av begge dosematrisene. Sjekk at det stemmer ut i fra aksekorset, og verifiser senteret for begge matrisene ved å trykke på -knappen.



9. Matrisestørrelsene må jammføres. Trykk på "Match size"-knappen. Størrelsen normeres til Matrise B og klikk "OK".



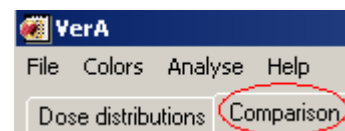
10. For at to bilder skal kunne sammenliknes ved gammaevaluering, må enhetene være like. Trykk på "Units"-knappen sett enhetene til "Gy" for begge matrisene:



11. Det er nå klart for å sammenlikne de to dosematrisene.

### 6.3.2 Gammaevalueringen

1. Trykk på fanen "Comparison" for å komme til menyen for sammenlikning:



- Det er flere underfaner. Mest interessant er "Continuous gamma" og "Discrete gamma" som er to ulike varianter av gammaevalueringen.
- Velg grenser for dose difference (DD) og distance-too-agreement (DTA). Vanlige kliniske grenser er henholdsvis 3 % og 3 mm for DD og DTA, respektivt:

Compare Advanced pass/fail

DD  % relative to local reference dose

DTA  mm

- Ønskes mer avanserte grensebetingelser for DD, kan disse defineres ved å trykke på fanen "Advanced pass/fail". Det kommer da opp ulike avanserte valgmuligheter for grensebetingelsene. Disse står godt forklart i programmet om det er ønskelig å bruke dem:

Compare Advanced pass/fail

Use alternative no.  Set default

Alt 1  
Pixels where matrix B <  will automatically pass.

Alt 2  
The given DD % is relative to the specified value, not the local reference dose.  
Specified value

Alt 3  
Set the DD % in different dose intervals.  
Pixels with doses above the maximum given dose value will be given the strictest DD % given.  
Pixels with doses below the minimum given dose value will be verified.

	From dose value	To dose value	DD (%)
0	0.0	0.200000	5.000000
1	0.200000	0.500000	3.000000
2	0.500000	3.000000	3.000000

- Når ønskede grensebetingelser er valgt kan sammenligningen begynne. Under "Type of comparison", hak av "Continuous gamma function (Low et al)" og "Discrete gamma function (Depuydt et al)", og klikk på "Start".

Type of comparison...

Continuous gamma function (Low et al.)


Discrete gamma function (Depuydt et al.)

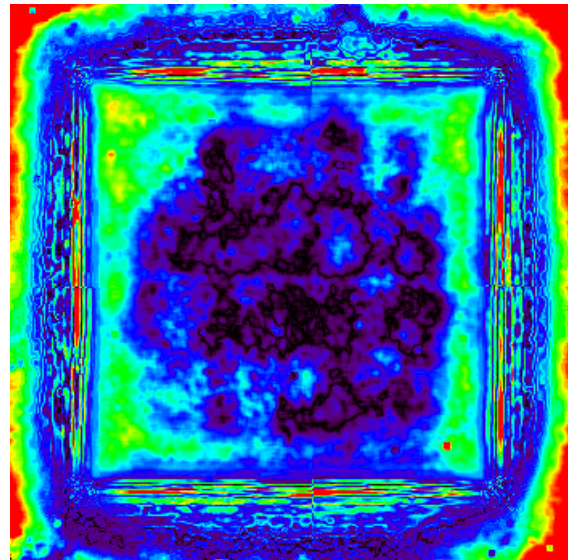
Dose difference

Start


- Sammenligningene vil dukke opp automatisk når programmet har kalkulert dem (dette kan ta litt tid). Man kan

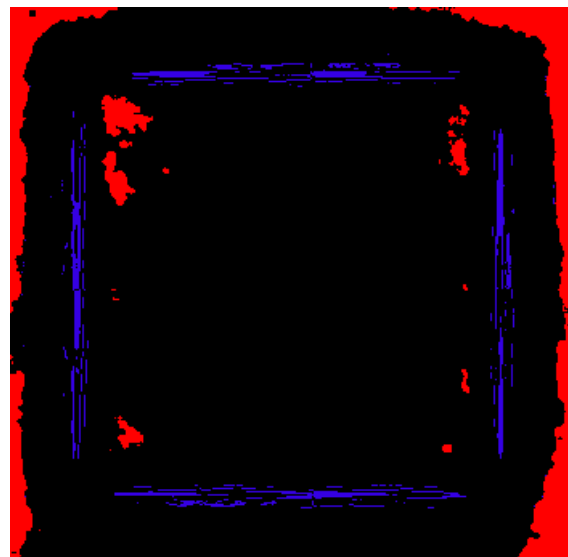
veksle mellom kontinuerlig og diskret gamma ved hjelp av faner.

- Kontinuerlig gammaevaluering gir pene visualiseringer av sammenligningen. Bildet kan lagres (i \*.png-format) ved å trykke på -ikonet.



Figur 23 Eksempel på kontinuerlig gammaevaluering uten noen nedre terskelverdi for evalueringen. Figuren er laget i VerA.

- Diskret gammaevaluering er mer nyttig for utlesing av kvantitativ data. Bildet lagres i \*.png-format ved å trykke på -ikonet.



Figur 24 Eksempel på diskret gammaevaluering. Figuren er laget i VerA.

### 6.3.3 Analyse av gammadata

Det er interessant å se på hvor mange % av pikselene som feiler kriteriene. For å se på dette må et bilde av den diskrete gammaevalueringen være lagret i .png-format.

**NB! Denne funksjonen må brukes med omhu! Per i dag kan den kun brukes på rektangulære felt.**

1. Åpne Matlab
2. Skriv "gammacalc"
3. Velg bildet av den diskrete gammafordelingen i \*.png-format.
4. Velg hvilket feltoppsett man har brukt (følg instruks i program).
5. Resultater fra gammaevalueringen kommer automatisk opp i kommandovinduet:

```
EDU>> gammacalc
File: test.png
Number of failed pixels: 1331
Area of failed pixels: 165.6458 mm^2
Percentage failed pixels: 1.5991 %
EDU>>
```

6. I tillegg vil en versjon av bildet åpnes i et nytt vindu, der sorte områder representerer piksler som har bestått gammakriteriet og hvite områder består av piksler som har feilet kriteriet.

## 7 Absoluttkalibrering

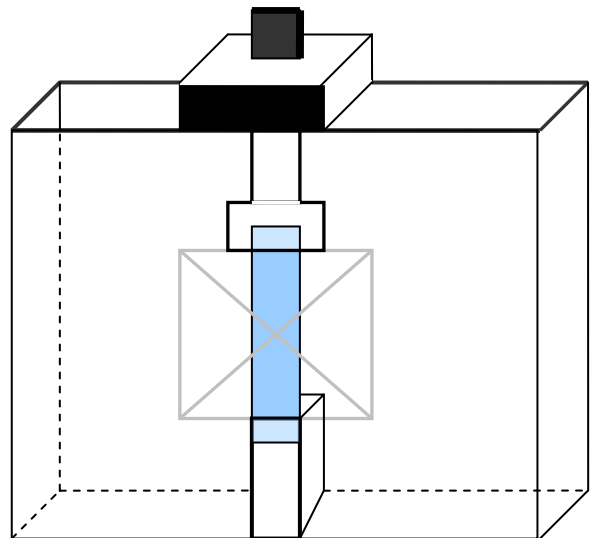
For at filmen skal kunne brukes til absolutt dosimetri, må den kalibreres. Dette gjøres ved å bestråle film med ulike dosenivåer, plote pikselverdi mot dose og tilnærme punktene med en kalibreringskurve.

Absoluttkalibrering av filmen kan variere mellom film med forskjellig batch (ulikt "lot number" på boksen). Derfor må en ny absoluttkalibrering utføres for hver ny batch.

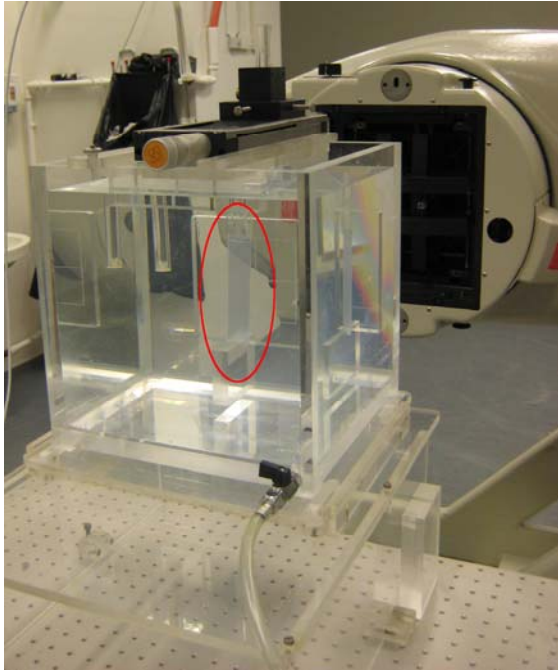
Filmen kuttes opp i 10 biter à ~3 cm x 12,7 cm. Bitene *må* lagres mørkt og i romtemperatur når de ikke bestråles, for å hindre uønsket eksponering. Absoluttkalibreringen utføres i et 30x30x30 cm<sup>3</sup> vannfantom på Co-60 kilden ved SSDL. Filmen plasseres i egnet fiksering i 5 g/cm<sup>2</sup> dyp ved 95 cm SSD. Avstanden fra filmen til fantomvinduet verifiseres med målepinne.

Illustrasjon av oppsettet sees i Figur 25. Et fotografi fra kalibreringsprosedyrene ved SSDL er i Figur 26. Filmen er fiksert i toppen og bunnen ved hjelp av klemmer.

De 10 filmene skal eksponeres for et 10x10-felt ved ulike doser: omtrent 0,1, 0,3, 0,5, 0,8, 1,2, 1,6, 2,0, 2,3, 2,8 og 3,5 Gy.



Figur 25 Kalibreringsoppsettet for kalibrering på Co-60 ved SSDL, sett fra kildens synspunkt. Filmen er fiksert i topp og bunn med klemmer.



Figur 26 Bilde av kalibreringsprosedyrer ved SSDL. Filmen er her markert i rødt.

## 7.1 Metode - forberedelse

1. Fantomet fylles opp med romtemperert vann (ca 20 °C) til streken. Termometer plasseres i vannet for å overvåke temperaturen.
2. Et Wellhöfer FC-65G kammer settes i kammerliren og posisjoneres til 5 cm dyp ved hjelp av målepinne. Kammeret kobles til et elektrometer.
3. Fantomet posisjoneres perpendikulært på stråleaksen og slik at kammeret er i isosenter, ved hjelp av frontpeker og aksekors.
4. Kammeret gis først ~4 Gy som oppvarming.
5. Kammeret bestråles 3 ganger i 2.00 minutter, og dosen fra disse regnes ut fortløpende i IAEA TRS-398 regneark.
6. Fra dette kalkuleres doseraten ved formelen:  $\dot{D}_w = N_{D,w} \cdot I_c \cdot k_{TP}$  der  $N_{D,w}$  er kalibreringskoeffisienten til kammeret i  $\mu\text{Gy/pA}$ ,  $I_c$  er strømlesningen fra elektrometeret, og  $k_{TP}$  er den atmosfæriske korreksjonen.
7. De ønskede dosene for filmen regnes om fra gray til eksponeringstid i mi-

nutter, innenfor tidsoppløsningen til maskinen. Under er et eksempel fra tidligere målinger, med doserate 1.783 Gy/min:

Desired dose (Gy)	Exposure time (min)	Measured dose (Gy)
0.100	0.06	0.134
0.200	0.11	0.223
0.500	0.28	0.527
0.800	0.45	0.830
1.200	0.67	1.222
1.600	0.90	1.632
2.000	1.12	2.024
2.300	1.29	2.327
2.800	1.57	2.826
3.500	1.96	3.522

8. Kammeret bestråles 3 ganger ved hver av tidene som ble regnet ut i forrige punkt. Dosen regnes ut ved formelen  $D_w = N_{D,w} \cdot M_Q \cdot k_{TP}$  der  $N_{D,w}$  nå måles i  $\mu\text{Gy/nC}$  og  $M_Q$  er samlet ladning målt med kammeret.
9. De tre dosemålingene midles for hvert eksponeringstid, og blir brukt videre til kalibreringen av filmen.

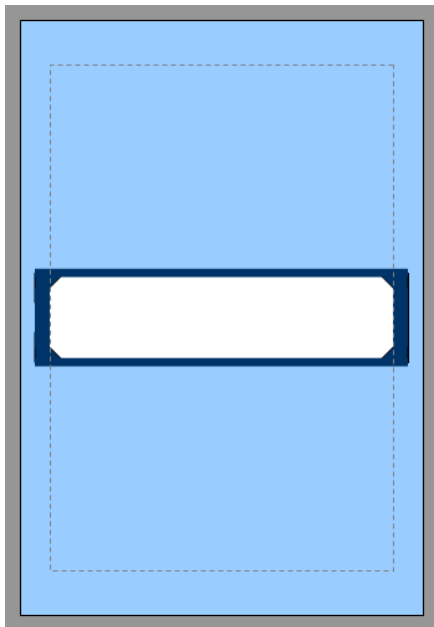
## 7.2 Metode – filmbestråling

1. Kammeret og kammerliren tas ut av apparaturen og legges vekk.
2. Posisjoneringsblokk settes på plass i fantomet slik at slissen i blokken er i et dyp tilsvarende 5 g/cm<sup>2</sup> og lateralt i sentrum i forhold til fantomvinduet.
3. En 3 cm x 12,7 cm filmbit markeres og settes i klemme. Filmen behandles med hansker. Dette oppsettet senkes så i vannet slik at langsiden av filmen er vertikal, og den nedre kanten av filmen kommer oppi slissen i posisjoneringsblokken.
4. Det dobbeltsjekkes (på øyemål) at filmen står perpendikulært på stråleaksen.
5. Distansen fra filmen til kammervinduet dobbeltsjekkes med målepinne. Småjusteringer gjøres med skruer.

6. Filmen bestråles i første kalkulerte eksponeringstid.
7. Etter bestråling tas klemmeapparaturen ut av fantomet, filmen tas ut og en ubestrålt, markert film settes inn. Den bestrålte filmen tørkes av med papir og legges tilbake i konvoluttet.
8. Den nye filmen posisjoneres og bestråles i neste eksponeringstid.
9. Prosedyren gjentas for alle eksponeringstider.
10. Etter alle filmer er bestrålt, tømmes fantomet for vann og filmene oppbevares mørkt over natten.

### 7.3 Skanning

Det er laget til en ekstra ramme for skanning av kalibreringsfilmer, i tillegg til den vanlige rammen. Dette er for å sikre at lysspredningen blir den samme som for en film av vanlig størrelse. Denne rammen er en bit med film hvor det er kuttet ut en bit i midten som korresponderer til størrelsen på kalibreringsfilmene. En illustrasjon av denne rammen kan sees i Figur 27.



Figur 27 Ramme brukt til skanning av kalibreringsfilmer.

Denne rammen plasseres oppå den vanlige rammen for skanning. Kalibreringsfilmen plasseres i midten av rammen, og skannes 5 ganger. De to første skannene forkastes, og de tre siste midles i ProcessEBT.

Det er nå klart for å lage en absoluttkalibreringskurve i SensiometriCal.

### 7.4 Kalibreringskurve i SensiometriCal

SensiometriCal kan startes fra ProcessEBT under menyvalget "Go" og "SensiometriCal", eller direkte fra Matlab ved å skrive "SensiometriCal" i kommandovinduet. Programmet vil da starte automatisk.

SensiometriCal består i hovedsak av tre paneler og et figurområde. Panelene er: "Setup", "Select films and doses" og "Curve properties". Panelene må fylles ut i den rekkefølgen for at bildebehandlingen skal gå som forventet.

#### 7.4.1 Setup-panelet

1. Film batch number fylles inn for den filmbatch'en kalibreringskurven lages for (eks. 47264-03I).
2. Velg om det skal trekkes fra et ubestrålt skann, eller om skannerflatetsmatrise skal brukes for bakgrunnskorreksjon
3. Velg støyfilter. 5x5 wiener filter brukes som standard. For mer informasjon og denne typen støyfilter, se kapittel 2.3.2.

### 7.4.2 "Select films and doses"-panelet

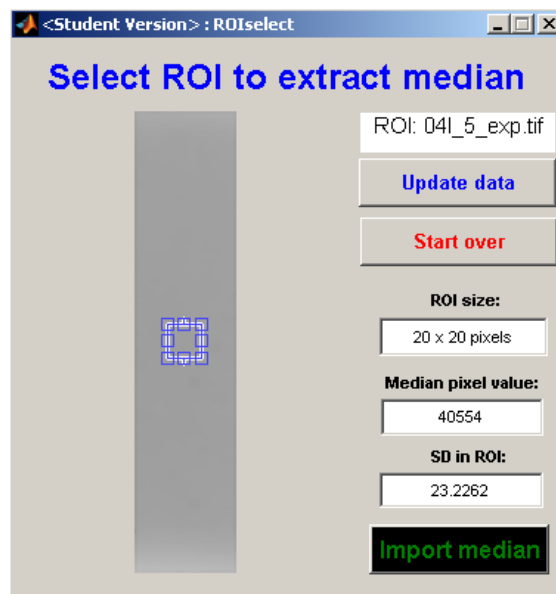
Select films and doses				
Use	Details	Exposed piece		Dose
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy
<input type="checkbox"/>	Not selected	File	ROI	Gy

Dette panelet brukes til innlesing av kalibreringsfilmene og korresponderende doser. En åpne- og lagrefunksjon er under utarbeiding.

1. Trykk "File" i den første rekken og velg en kalibreringsfilm i \*.tif-format for å automatisk lese inn et 20x20 ROI fra senter av filmen.
2. Om det er valgt å subtrahere individuelle bakgrunnsskann vil en dialog automatisk komme opp der denne bildefilen må velges.
3. Skriv så inn den korresponderende dosen i Gy i feltet ved siden av. Desimaltegnet er punktum i Matlab. Eksempel: 0.223 Gy.
4. Gjenta for alle kalibreringsfilmer som skal benyttes.

- Eller -

1. Trykk "ROI" for å selv definere et ROI i filmen. Dette er nyttig om f.eks flere kalibreringsfelt er brukt på samme film. Et nytt vindu som heter "ROIselect" vil da åpne seg, se Figur 28 som viser vinduet.
2. Et 20x20 piksel ROI er markert i senter av bildet automatisk. Dette kan flyttes og størrelsen kan endres etter hvordan det ønskede ROI skal være.



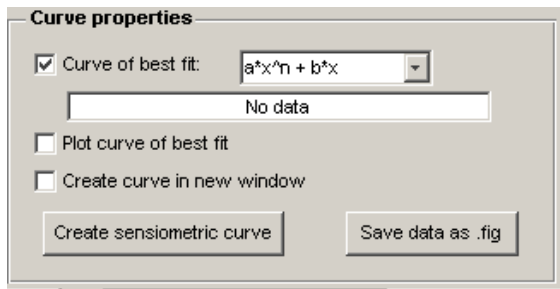
Figur 28 Vindu for å velge ROI i kalibreringsfilmer. Figuren viser programmet ved oppstart, der et 20x20 piksel ROI i senter av filmen er valgt som standard.

3. Når man har definert et ROI trykkes "Update data". Verdier for størrelse, median pikselverdi og standardavvik til pikselverdiene i ROI'et vil da oppdatere seg.
4. Trykk "Start over" for å begynne på nytt med et 20x20 piksel ROI i senter av bildet. Trykk "Import median" når ønsket ROI er valgt.
5. **NB! Husk alltid å trykke "Update data" før "Import median" for å sikre at riktige verdier blir lest inn i SensiometriCal.**
6. Om det er haket av for å subtrahere individuelle bakgrunnsskann vil en dialog automatisk komme opp der denne bildefilen må velges.
7. Skriv så inn den korresponderende dosen i Gy i feltet ved siden av. Desimaltegnet er punktum i Matlab. Eksempel: 0.223 Gy.
8. Gjenta for alle kalibreringsfilmene.

### 7.4.3 "Curve properties"

Når samtlige kalibreringsfilmer er innlest og relatert til sine doser, kan kurven omsider beregnes. Dialogvindu for beregning og lagring av kurven er vist i Figur 29.





Figur 29 "Curve properties"-vinduet brukes for å få informasjon om kalibreringskurven før den lagres.

1. Curve of best fit settes til " $a \cdot x^n + b \cdot x$ ".
2. Hak av "Plot curve of best fit" for å se kurvens tilpasning til målepunktene.
3. Hak av "Create curve in new window" for å vise kurven og målepunktene i sitt eget vindu. Dette valget er gunstig hvis man vil se tilpasningsparametrene.
4. Trykk "Create sensiometric curve" for å kalkulere tilpasningskurven.
5. Trykk "Save data as .fig" for å lagre kalibreringskurven for senere bruk. **NB!** "Create sensiometric curve" må trykkes før kurven kan lagres!

Det er nå klart for at kalibreringskurven kan leses inn i ProcessEBT for absoluttkalibrering.

## 7.5 Justering av absoluttkalibreringskurven

Betingelsene for bestråling på ulike lineærakseleratorer kan variere noe. I tillegg vil det være noe variasjon i responsen fra tiden som går mellom bestråling og skanning, reising med filmen osv. På bakgrunn av dette anbefales det å justere absoluttkalibreringskurven til hver enkelt måleserie på en lineærakselerator.

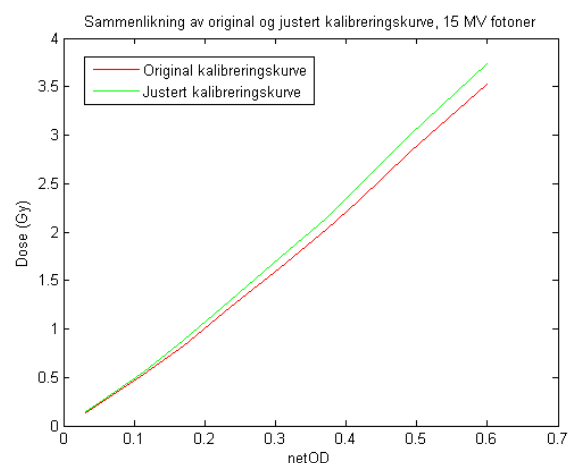
Dette betinger at man har målt opp maskinen med ionisasjonskammer og kan relatere denne dosen direkte til dosen til en film, altså ved ekvivalente betingelser (energi, måledyp, måledato, antall monitorenheter osv).

Justeringen kan gjøres i ProcessEBT under menyvalget "Go" → "Adjust calibration curve".

1. Velg hvilken kalibreringskurve som skal justeres. Dette vil normalt være en

kalibreringskurve fra samme batch som er brukt til bestråling.

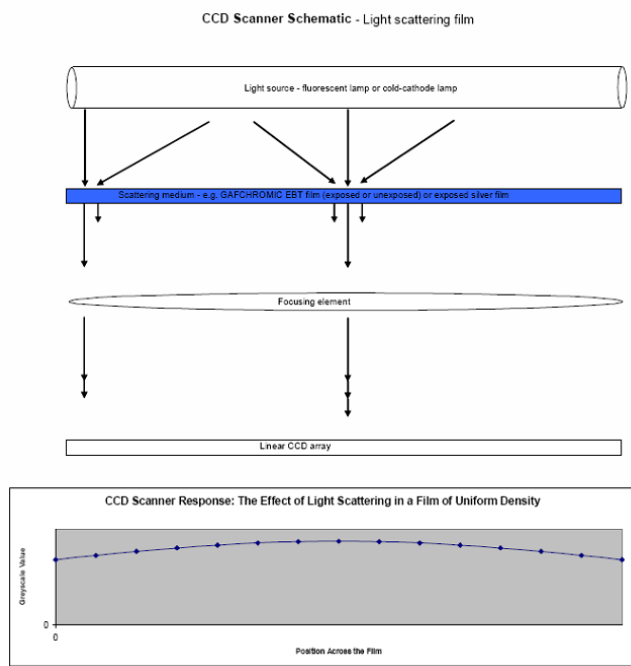
2. Velg bildefilen med strålefeltet som skal brukes til å justere kalibreringskurven. Vanligvis vil det være lettest å bruke et 10x10 cm<sup>2</sup> felt som er bestrålt ved samme betingelser som referansebetingelsene for ionisasjonskammermålinger.
3. Velg korresponderende bakgrunnssignal til filmen som bildefil (ubestrålt film fra samme batch).
4. Den approksimerte dosen til senter av feltet i bildefilen vil regnes ut automatisk av programmet og vises i kommandovinduet. For å justere kurven til en annen dose, skriv inn den målte dosen med kammer. Desimaltegnet er punktum.
5. Et dialogvindu vil komme opp med forespørsel om hvor du vil lagre kurven. Gi den nye kurven et deskriptivt navn på formen (Batchnummer)\_(Sykehus)\_(Behandlingsapparat)\_(Bestrålingsdato).fig eller liknende.  
Eksempel: 03I\_UUS\_SBI\_240608.fig.
6. En figur som viser sammenlikning av kalibreringskurven før og etter justering vil komme opp automatisk, se Figur 30. Denne kan lagres på vanlig måte gjennom menyvalg hvis det er ønskelig.



Figur 30 Kalibreringskurve før og etter justering.

## 8 Korrigering for skannerrespons

### 8.1 Bakgrunn



Figur 31 Inhomogenitet i skannerrespons på grunn av lysspredning. Figuren er tatt fra Lewis (2007) [9]

Responsen til skanneren er ikke homogen over hele glassflaten på grunn av spredning av lyspartikler i filmen (se Figur 31). Denne inhomogeniteten er avhengig av posisjonen i retningen normalt på bevegelsesretningen til skannerlampen (rød stiplede linje i Figur 11, samt pikselverdi (dosenivå). Dette gjør at det er nødvendig å korrigere alle bestrålte filmer for skannerflathet som en del av metoden.

Metoden for korreksjon av inhomogenitet i skannerresponsen er basert på en artikkel av Menegotti et al (2008), men med noen modifikasjoner.

### 8.2 Formalisme for korreksjonen

Flathetskorreksjonen jobber pikselvis; hver enkelt piksel korrigeres individuelt slik at sluttresultatet blir en matrise der et vilkårlig element  $(i,j)$  er gitt ved:

$$PV'_{i,j} = f(PV, j) * PV_{i,j} \quad (1)$$

der  $PV'$  er den korrigerte pikselverdien med posisjon  $j$  i x-retning og korrigert pikselverdi  $PV'$ .  $f(PV, j)$  er korreksjonsfaktoren, som er en funksjon av både pikselverdien  $PV$  og posisjonen  $j$  i x-retningen. Pikselverdiene normeres til det geometriske senteret i hvert felt. Dette gjøres automatisk i programmet. Funksjonen  $f(PV, j)$  er et andregrads polynom på formen

$$f(PV, j) = a(PV) * x^2(j) + b(PV) * x(j) + c(PV) \quad (2)$$

Her er betegner koeffisientene  $a$ ,  $b$  og  $c$  korreksjonen mht pikselverdi. Leddene  $x(i)$  betegner korreksjonen mht posisjon i cm (absolutt posisjon i x-retning). Koeffisientene  $a$ ,  $b$  og  $c$  bestemmes på følgende måte.

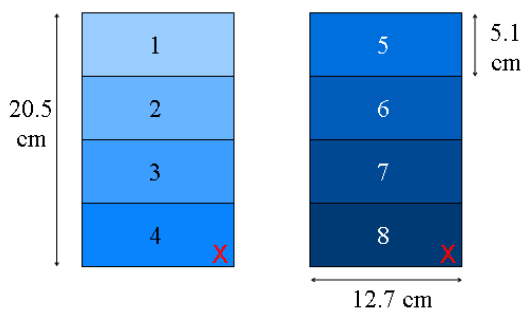
1. Separate  $f(PV, j)$  lages for de 8 bestemte eksponeringstidene. Man ender da opp med 8 uavhengige polynomene.
2. Koeffisientene fra de 8 polynomene plottes enkeltvis mot  $PV$ .
3. Funksjonene approksimeres med hver sin kurve:
  - $a(PV) = a_1, a_2, a_3$
  - $b(PV) = b_1, b_2, b_3$
  - $c(PV) = c_1, c_2, c_3$
4. Disse funksjonene kan nå inkorporeres i formel 2, som dermed gjør korreksjonen avhengig av både posisjon i x-retning og svertning (pikselverdi).
5. Parametrene til korreksjonen lagres som en matrise  $A$  der elementene er gitt som koeffisientene fra formlene gitt i punkt 3:

$$A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix}$$

## 8.3 Metode

### 8.3.1 Forberedelser

- Størrelsen på GafChromic® EBT film er 20.3 cm x 25.4 cm (8" x 10"). Filmen skjæres til slik at den får dimensjoner 12.7 cm x 20.3 cm.
- Filmene markeres med et kryss *helt nederst i høyre hjørne* med rød sprit-tusj som i Figur 32. Dette er for å markere orienteringen til filmen under bestråling. Krysset må være lite og plassert inntil hjørnet for å ikke gi forstyrrelser i bildeanalysen.



Figur 32 De 8 feltene som blir gitt til 2 identiske filmer benyttet til kalibrering av skannerflathet.

### 8.3.2 Bestråling

- Filmen plasseres perpendikulært på Co-60 kilden i 100 cm SAD bak 5 mm perspex build-up og med et vannfylt perspex-fantom for tilbakespredning. Krysset skal være nederst i høyre hjørne av filmen relativt til beams eye view.
- Feltet stilles inn til 20 cm x 5.1 cm slik at øverste feltgrense korresponderer med øverste kanten på filmen. (NB Feltene bør gå 2 cm utenfor filmgrensene på hver side for å sikre flathet).
- Bordet beveger seg 5.1 cm i positiv z-retning mellom hver bestråling.
- Feltene gis i ca. følgende tider:

Film	Felt	z-pos. (rel., cm)	Tid (min)
# 1	1	0.00	0.00
	2	5.10	0.25
	3	10.20	0.50
	4	15.30	0.75
# 2	5	0.00	1.00

	6	5.10	1.25
	7	10.20	1.50
	8	15.30	1.75

- Etter ferdig bestråling lagres filmen mørkt, tørt og romtemperert i over natten (ca 18-24 timer).

### 8.3.3 Skanning:

- Sørg for at det ikke er støv eller smuss på glassflatene.
- Alle filmer skannes i "Epson Scan", i profesjonell modus med en oppløsning på 72 ppt. Dokumenttype er "Film (med filmområdelinjal)". Filmtypen settes til "Positiv film". Alle automatiske justeringer etter skannet skal være skrudd av.
- Den bestrålte filmen plasseres i rammen på skanneren, med krysset *nederst til venstre*.
- Det tas 5 skann rett etter hverandre i "Epson Scan", samtlige lagres som 48-bits "TIFF" filer.
- Filmen posisjoneres så slik at krysset er *øverst i høyre hjørne* og det tas 5 nye skann.

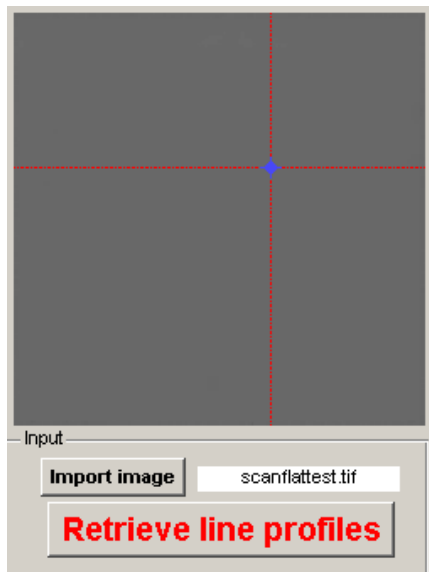
### 8.3.4 Prosessering og lagring

- De 2 første skannene forkastes. De siste 3 skannene midles til en "TIFF"-fil som brukes i videre prosessering og analyse.
- Det midlede bildet lastes inn i en programsnitt i Matlab. Isolering av rødkanal og bildefiltrering gjøres automatisk.
- Flathetskorreksjonen lagres som en matrise i \*.mat format.

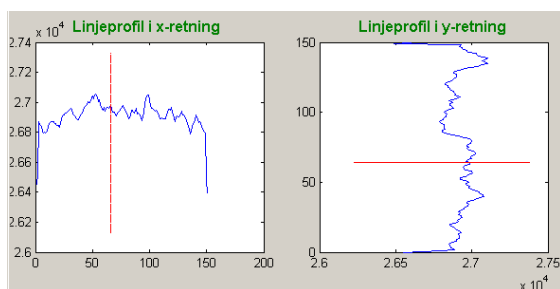
## 8.4 Prosessering

**NB!** Før bildene som skal brukes til å lage skannerkorreksjon kan importeres til ScanFlat må skannene midles i ProcessEBT. Se kapittel 6.1.1 for instruksjoner til hvordan dette gjøres.

### 8.4.1 Import og innlesing av linjeprofiler



1. Åpne Matlab og skriv "ScanFlat" i kommandovinduet. Programmet vil da åpnes i et nytt vindu.
2. Importer midlet bilde av film #1 bestrålt som forklart i kapittel 8.3.2 ved å trykke på "Import image"
3. Dra pikselvelgeren til ønsket posisjon (f.eks. midten av det øverste feltet)
4. Trykk "Retrieve line profiles". Linjeprofiler i x- og y-retning genereres nå nederst i vinduet. Den røde linjen beskriver posisjonen linjeprofilene er tatt gjennom:

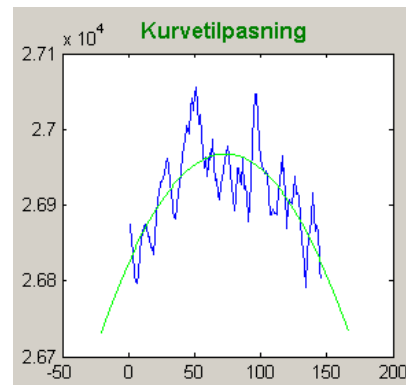


5. Hvis ønsket linjeprofil er valgt, gå til panelet "Approximate curve profile" og trykk "Use current profile":

Approximate curve profile				
	Curve approximation	R <sup>2</sup>	PV_center	
1	Use current profile	$-0.028812 x^2 + 4.1699 x + 26780.6989$	0.46328	26940
2	Use current profile	$-0.028812 x^2 + 4.1699 x + 26780.6989$	0.46328	26940
3	Use current profile	$-0.028193 x^2 + 4.1654 x + 26810.0201$	0.58969	26915
4	Use current profile	$-0.013806 x^2 + 1.7222 x + 26775.175$	0.21993	26792
5	Use current profile	$-0.027106 x^2 + 3.9653 x + 26822.696$	0.55004	26967
6	Use current profile	No data	No data	No data
7	Use current profile	No data	No data	No data
8	Use current profile	No data	No data	No data
9	Use current profile	No data	No data	No data
10	Use current profile	No data	No data	No data

Buttons: **Create scanner correction matrix** (red), **Save matrix** (blue)

6. Linjeprofilen vil nå tilpasses med et andreordens polynom. Formelen til tilpassningskurven, korrelasjonen og pikselverdi i senter av linjeprofilen kalkuleres og vises automatisk. I tillegg vises kurvetilpassningen i en egen figur nederst til høyre i programvinduet:



7. Gjenta steg 3 til 6 for alle dosenivå på filmen. Bytt så film og gjenta stegene for denne filmen. Normalt vil 8 ulike dosenivå benyttes.
8. Når alle linjeprofilene er tilpasset med kurver, kan skannerkorreksjonen kalkuleres. Trykk da på "Create scanner correction matrix". **NB! Dette kan ta noe tid.**
9. Følgende to vinduer skal åpnes opp automatisk om kalkulasjonen gjennomføres uten problemer:
  - Kurvetilpassning av målepunkter for a(PV), p(PV) og c(PV):
  - Grafisk fremstilling av korreksjonen som funksjon av posisjon og pikselverdi:
10. Skannerkorreksjonen kan lagres som en matrise i \*.mat-format der elementene er koeffisientene til tilnæringspolynomene. Dette gjøres ved å trykke på knappen "Save matrix". Velg deretter filnavn og mappe og trykk "Save".

#### 8.4.2 Korrigering av bestrålte filmer

- Den lagrede \*.mat filen kan lastes inn i ProcessEBT eller SensiometriCal, og korreksjonen for skannerresponsen gjøres da automatisk.
- Prosedyren trenger ikke å gjentas for hver "batch", da korreksjonen avhenger av pikselverdi og ikke av dose. Dette bør sjekkes nøyer for å verifisere.

#### 8.5 Resultat fra skannerresponskorrigering

Responser til skanneren ble undersøkt i februar 2009 i henhold til metoden beskrevet over. De to filmene ble bestrålt og linjeprofiler ble tatt ut og approksimert med et andreordens polynom. Det ble ikke funnet noen trend i inhomogenitet til responsen over skanneområdet når filmen ble skannet med ramme. Dette er trolig grunnet at utstrekningen til skanneområdet i x-retning er  $< 6$  cm på hver side av senter.

På bakgrunn av dette virker det derfor som at metoden med subtraksjon av signalet fra en ubestrålt film er en tilfredsstillende måte til å normalisere signalet fra bestrålte filmer. Det anbefales imidlertid at responsen til skanneren sjekkes ved bruk av metoden ovenfor ved implementering av metoden, eller bruk av en annen skanner.

## 9 Beregning av usikkerhet

Det er generelt ikke enighet rundt størrelsesordenen på usikkerheten knyttet til bruken av radiokromisk film. I nyere artikler varierer den rapporterte usikkerheten fra i overkant av 1 % [23, 24], til rundt 2 % [13, 16] og helt opp til ca. 5 % [25]. Det er derfor viktig å være nøye med å definere de ulike kildene til usikkerhet og deres størrelsesorden.

### 9.1 Generelt om usikkerheten ved bruk av radiokromisk film

I dette kapitlet er formalismen i hovedsak basert på en nylig publisert artikkel av Saur og Frengen [25]. I artikkelen deres blir det definert fire hovedkilder til usikkerhet: film-til-film variasjon, uniformitet, støy og kurvetilnærming. Martišíková et al [23] definerer nok en kilde til usikkerhet: skann-til-skann variasjon.

I tillegg til dette er det ytterligere usikkerhet relatert til absoluttkalibreringen av filmen. Samtlige usikkerhetskilder vil bli diskutert i detalj i dette kapitlet, og et usikkerhetsbudsjett vil presenteres.

Generelt deles måleusikkerheter opp i to hovedkategorier; type A og type B. Type A usikkerhet refererer til spredning i observasjoner ved identiske betingelser. Type B usikkerhet refererer til tilfeller der usikkerheten ikke kan bestemmes på bakgrunn av statistisk spredning i måleresultatene [26].

### 9.2 Kilder til usikkerhet

Generelt kan usikkerhetene deles inn i 3 hovedkategorier med totalt 9 underkategorier:

#### 1. Usikkerhet relatert til absoluttkalibreringen av filmen

1.1 Usikkerhet i målingen av  $D_w$

1.2 Posisjonering av filmen i vannfantomet

1.3 Kurvetilpassing

#### 2. Usikkerhet i filmen

2.1 Film-til-film variasjon

2.2 Støy i filmen

2.3 Homogenitet i filmen

### 3. Usikkerhet skanning av filmen

3.1 Måling av OD

3.2 Korrigering for skannerflathet

3.3 Skann-til-skann variasjon

## 9.3 Usikkerhet i absoluttkalibrering av filmen

### 9.3.1 Usikkerhet i målingen av $D_w$

Denne usikkerheten er definert i usikkerhetsbudsjetten utarbeidet av Berit Sundby Avset og Hans Bjerke (2006), og er oppgitt til å være 0,36 % ved ett standardavvik<sup>2</sup>.

### 9.3.2 Usikkerhet i GBX-200 timer

Timeren til GammaBeam'en på dosimetrilaboratoriet har en maksimumsopløsning på hundre delers minutter. Det betyr at det kan være en vilkårlig feil på  $\pm 0.005$  minutter i eksponeringstiden.

Denne feilen gir utslag i usikkerheten til kurvetilpasningen, samt usikkerheten i målingen av  $D_w$ . Den vil ikke gi noe eksplisitt bidrag til usikkerheten utover dette.

### 9.3.3 Posisjonering av filmen i vannfantomet

I forbindelse med absoluttkalibrering skal filmen posisjoneres i 5 g/cm<sup>2</sup> dyp ved hjelp av en fikseringsapparat bestående av klemmer. Det kan være noe variasjon i denne posisjoneringen samt at filmen kan bøye seg noe som en følge av bevegelse i vannet. Denne posisjoneringsusikkerheten er anslått til å være  $\pm 0.5$  mm, og den resulterende usikkerheten er et eksempel på type B usikkerhet.

Fra tabeller for Co-60 med 80 cm SSD vil en variasjon på 0.5mm i posisjon gi et utslag på  $\pm 0,3$  % for dybbedosen i  $\sim 5$  cm dyp [27]. Denne verdien er tilnærmet ekvivalent for 95 cm SSD [28]. Dersom man antar rektangulær fordeling blir usikkerheten lik

<sup>2</sup> Dette usikkerhetsbudsjetten er en del av det interne kvalitetssystemet for SSDL, og er tilgjengelig på Strålevernets intranett.

$$\sigma_{\text{pos}} = \frac{0,3\%}{\sqrt{3}} \approx 0,2\%$$

### 9.3.4 Kurvetilpasning

Kurvetilpassingen til absoluttkalibreringsmålingene sammenlignes med målepunktene, og residualene finnes. Standardavviket til disse residualene brukes som et mål på usikkerheten til kurvetilpasningen. Denne usikkerheten er målt til  $\sim 0,013$  Gy for kurvene brukt til eksperimentelle målinger, men bør bestemmes for hver enkelt kalibreringskurve da den varierer noe fra batch til batch. Den relative usikkerheten er doseavhengig, og den må normeres til hvert dosenivå.

Eksempel: For en dose på 2,2 Gy vil den relative usikkerheten fra kalibreringskurven bli

$$\sigma_{\text{kurve}} = 100\% \cdot \frac{0,013\text{Gy}}{2,2\text{Gy}} = 0,6\%$$

For en dose på 0,2 Gy vil den relative usikkerheten fra kalibreringskurven være

$$\sigma_{\text{kurve}} = 100\% \cdot \frac{0,013\text{Gy}}{0,2\text{Gy}} = 6,5\%$$

## 9.4 Usikkerhet i filmen

For å bestemme usikkerheten relatert til filmens komposisjon ble det foretatt helfilmsbestrålinger på Strålevernets Co-60 kilde. Ved analyse i Matlab ble det anskaffet informasjon om usikkerheten i ulike elementer av filmens egenskaper. Dette kapitlet inneholder informasjon om prosedyren som ble brukt.

### 9.4.1 Forberedelser

I målingen av denne typen usikkerheter har det vært rapportert at det er hensiktsmessig å beregne usikkerheten over ulike ROI av størrelse 1.4 cm – 2 cm. [13, 23] ROI med størrelse 1.4 x 1.4 cm<sup>2</sup> vil bli brukt som standard i dette kapitlet. Denne størrelsen korresponderer med 40x40 piksler.

24 "halve" (12.7 cm x 20.5 cm) EBT filmer benyttes til måling av alle usikkerheter med unntak av absoluttkalibreringsusikkerheten. Filmene deles opp i 4 grupper à 6 filmer, de 4 gruppene bestråles og behandles identisk.

Fem av filmbitene i hver gruppe bestråles på Co-60 kilden ved SSDL til fem ulike dosenivå, den siste forblir ubestrålt. De fem filmene bestråles med et minimum 20 x 30 cm<sup>2</sup> felt ved

100 cm kilde-film-avstand, posisjonert perpendikulært på stråleaksen. Dosenivåene som benyttes skal være omtrent 0,3, 0,7, 1,5, 2,2 og 3,0 Gy. Det tilsvarer totalt 4 filmer bestrålt for hvert dosenivå.

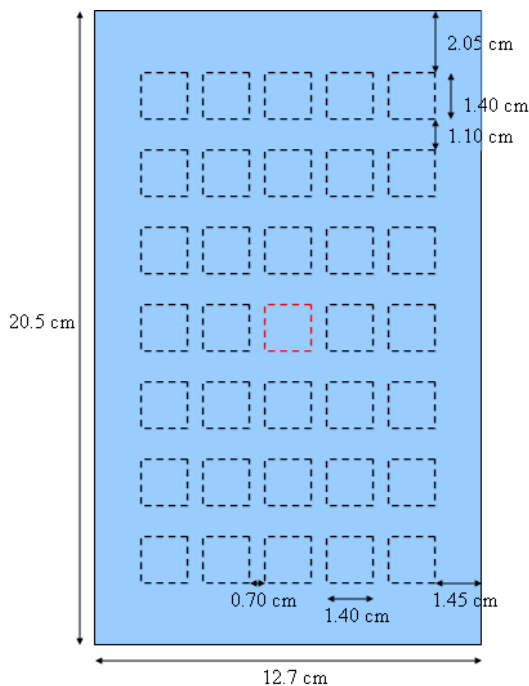
Det er ikke nødvendig å bestemme de eksakte dosene filmene blir bestrålt med. I stedet vil eksisterende kalibreringskurver bli benyttet i siste ledd av usikkerhetsberegningen (kapittel 9.6). Før dette vil usikkerhetene måles i optisk tetthet (OD), som er relatert til pikselverdien ved følgende likhet:

$$OD = \log_{10} \left( \frac{2^{16} - 1}{PV} \right)$$

Etter bestråling lagres filmene over natten og skannes i henhold til protokollen beskrevet i kapittel 7.3. Filmene importeres så til Matlab for analyse og utregning av relativ usikkerhet.

#### 9.4.2 Analyse av enkelt film

**Filmene må prosesseres, absoluttkalibreres og bakgrunnskorrigeres på vanlig måte før analysen kan begynne.**



Figur 33 Definerte ROI på en 20.5 cm x 12.7 cm film for analyse av usikkerhetskilder.

I hver av de 24 filmene defineres følgende 35 ROI på 1.4 cm x 1.4 cm (39x39 piksler). Dette kan sees illustrert i Figur 33. Det røde kvadratet er det sentrale ROI som i enkelte tilfeller

brukes til normering av verdiene. Disse ROI vil defineres automatisk i Matlab.

#### 9.4.3 Filmrespons – uniformitet

**Utføres for 1 av 4 filmgrupper.**

Homogenitet i enkelt film. Uniformt bestrålte filmer ved ulike dosenivåer skannes og bakgrunnskorrigeres. Medianen over et ROI i senter av filmen brukes som normeringsverdi.

Median pikselverdi i hvert ROI regnes ut, og trekkes fra medianverdien til ROI i senter av filmen:

$$\Delta PV_{unif} = PV_{cent} - PV_{i,j} \in \begin{cases} 1 \leq i \leq 5 \\ 1 \leq j \leq 7 \end{cases}$$

Standardavviket  $\sigma_{unif}(d)$  til  $\Delta PV_{unif}$  regnes ut for hvert dosenivå, og brukes videre i usikkerhetsberegningen.

#### 9.4.4 Film-til-film variasjon

**Utføres for alle 4 filmgrupper**

Det kan være noe variasjon i avleste pikselverdier fra filmer som har blitt eksponert for identiske doser.

Filmer fra samme batch eksponert for samme dosenivå sammenliknes. Hver film skannes 5 ganger, hvorav de siste 3 skannene midles og brukes videre.

Median pikselverdi regnes ut for hvert ROI i alle 24 filmer, og korresponderende ROI i filmer med samme dosenivå sammenliknes. Standardavvik  $\sigma_{i,j}^{ff}(d)$  regnes ut for denne sammenligningen, og totalt standardavvik for dette leddet er definert som gjennomsnittsverdien av alle disse standardavvikene:

$$\sigma_{film-film}(d) = \sum_{i,j=1}^{i=5,j=7} \frac{\sigma_{i,j}^{ff}(d)}{N}$$

I formelen over er N antallet ROI definert på filmen, i dette tilfellet 35.

#### 9.4.5 Støy

**Utføres for 1 av 4 filmgrupper**

Standardavviket  $\sigma_{i,j}^{stoy}(d)$  til pikselverdiene i hvert ROI finnes for alle 35 ROI i 6 filmer med ulike dosenivå. Gjennomsnittet av standardav-

vikene for hver film brukes som standardavviket for det dosenivået:

$$\sigma_{støy}(d) = \frac{\sum_{i,j=1}^{i=5,j=7} \sigma_{i,j}^{støy}(d)}{N}$$

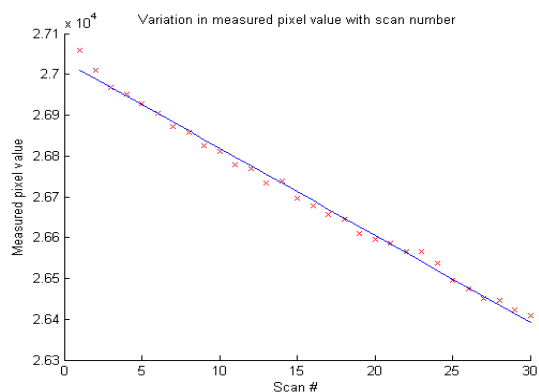
I formelen over er N antallet ROI definert på filmen, i dette tilfellet 35.

## 9.5 Usikkerhet i skanning av filmen

### 9.5.1 Skann-til-skann variasjon

#### Utføres for 1 av 4 filmgrupper

For å sjekke filmens respons etter å ha blitt skannet mange ganger, skal en filmgruppe skannes 32 ganger. De første to skannene forkastes, mens de resterende 30 skannene brukes i videre analyse.



Figur 34 Eksempel på kurvetilpasning ved beregning av skann-til-skann usikkerhet

I denne beregningen skal ikke bildene midles som vanlig, men et 5x5 piksel wienerfilter skal fortsatt brukes. For hvert skann skal medianverdien av ROI'et i senter av filmen tas ut og plottes mot skann nummer. Dette plottet approksimeres med en lineær kurve som i Figur 34, og standardavviket  $\sigma_{s-s}$  til residualene mellom kurven og målepunktene finnes. Siden 3 skann midles for hver film som skal prosesseres, blir det endelige standardavviket lik

$$\sigma_{skann-skann} = \frac{\sigma_{s-s}}{\sqrt{3}}$$

### 9.5.2 Korrigering for skannerflathet

I forbindelse med korrigeringen av skannerflathet vil skannerresponsen approksimeres med et andreordens polynom for hvert enkelt dosenivå:  $k(x)=ax^2+bx+c$  For hver kurve kalkuleres standardavviket av residualene.

Når approksimeringskurver for alle dosenivåer er kalkulert, plottes parametrene a, b og c fra disse kurvene mot dosenivå. Det blir da noen nye kurver som igjen approksimeres med funksjoner avhengig av pikselverdien PV. Den endelige funksjonen er da på formen  $f(PV,j)=a(PV)x^2+b(PV)x+c(PV)$ . Standardavviket av denne funksjonen til målepunktene defineres som usikkerheten i dette leddet.

### 9.5.3 Ventetid etter bestråling

Det er dokumentert en viss endring i fargen til filmen selv mange timer etter bestråling. Det er store praktiske vanskeligheter i å skanne filmen nøyaktig like lang tid etter bestråling hver gang. For å minimere usikkerheten i dette leddet bør den relative endringen som funksjon av tid kvantifiseres for ulike dosenivåer. Dette gjøres ved å skanne filmer ved ulike tidspunkt fra 6 til 48 timer etter bestråling.

Når alle målingene er utført kan man finne en tilpasningsfunksjon for relativ svertning som funksjon av tid etter bestråling. Denne kurven kan brukes til å korrigere alle bildeskann. Standardavviket til residualene til denne kurven brukes som usikkerheten i målingene.

Cheung et al (2005) viser at svertningen endrer seg med ~0.3 % fra 16 til 22 timer etter bestråling for alle målte doser [19]. Før denne kurven er bestemt kan en usikkerhet på 0,3 % brukes som et grovt anslag dersom tiden mellom bestråling og skanning varierer mellom 18 og 24 timer. Ved justering av kalibreringskurven vil denne usikkerheten i praksis bli lavere, da den eneste tidsvariasjonen er maksimumstiden mellom bestråling av justeringsfilm (standardfeltet) og de andre filmene på samme maskin. Denne tidsvariasjonen er antatt å være på maksimum en time. Likevel settes usikkerheten til 0,3 % for å ta høyde for noe mer variasjon i tiden mellom første og siste filmbestråling, for eksempel grunnet service på maskinen midt i en måleserie.



## 9.6 Usikkerhetsutregning

Da usikkerheten har vært vist å variere som funksjon av dosen, må det relative standardavviket i prosent regnes ut for hver enkelt usikkerhetsskilde. I noen tilfeller er det relative standardavviket  $\sigma_{i,norm}(d)$  gitt direkte, for eksempel usikkerheten i målingen av  $D_w$ . I tilfeller der usikkerheten er i enheter Gy, pikselverdi, optisk tetthet eller lignende må den normeres for å kunne brukes videre.

Det totale relative standardavviket i målingene for et bestemt dosenivå er den kvadratiske addisjonen av de normerte standardavvikene:

$$\sigma_{tot}(d) = \sqrt{\sum_i (\sigma_{i,norm}(d))^2}$$

Den relative  $2\sigma$ -usikkerheten til filmmålingene (tilsvarende 95 % konfidensintervall) ved en vilkårlig dose er da lik

$$\Delta D_{rel}^{95\%} = 2 \cdot \sigma_{tot}(d) \cdot 100\%$$

Denne formalismen er delvis basert på artikkelen til Saur og Frengen (2008) [25]. Usikkerhetsberegningen generelt er basert på ISO-standard "Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement" (1995) [29]. For mer detaljert informasjon om utregningene som ble benyttet, se kapittel 9.8.

## 9.7 Beregning av bestrålingstider og filmbestråling

### 9.7.1 Doserate til filmen

For å fastsette hvilke bestrålingstider som skulle til for at filmen skulle motta de ønskede dosene var det nødvendig å foreta en beregning av doseraten til filmen. Det tas utgangspunkt i aktiviteten til Co-60 kilden på den aktuelle bestrålingsdagen, med ulike omregninger for å finne den omtrentlige absorberte dosen til filmen. For å utlede en formel for doseraten til filmen må man ha kjennskap til følgende:

- Kildens aktivitet på den aktuelle dagen
- Måledyp
- Feltstørrelse
- Kilde-hud-avstand (KHA)

Filmene ble bestrålt ved 100 cm SSD med ca. 4 mm perspex build-up og et 25x30 cm<sup>2</sup> felt.

Fra kildens halveringstid ble det først regnet ut at doseraten var 1,647 Gy/min i 5 cm dyp med 95 cm SSD på bestrålingsdagen.

Ved en økning i SSD fra 95 cm til 100 cm får man fra avstandsloven at den doseraten vil bli

$$1,647 \text{ Gy/min} \cdot \left( \frac{95 \text{ cm}}{100 \text{ cm}} \right) = 1,486 \text{ Gy/min}$$

Til slutt regnes doseraten ut i det aktuelle måledypet. Det ble her for enkelhets skyld antatt at filmens dyp samsvarte med dosemaks for Co-60 (5 mm). Omregningen er basert på tabell 4.4 i British Journal of Radiology, Supplement 25 (1996) [30]. Ved bruk av denne tabellen får man da at doseraten blir omtrent 1,75 Gy/min til filmen.

### 9.7.2 Filmbestråling

Tabell 1 Oversikt over ønskede doser, utregnet bestrålingstid og målte doser for usikkerhetsberegning på filmen.

Ønsket dose	Bestrålingstid	Målt dose
0,3 Gy	0,17 min	0,2 Gy
0,7 Gy	0,40 min	0,6 Gy
1,5 Gy	0,86 min	1,3 Gy
2,2 Gy	1,26 min	1,9 Gy
3 Gy	1,71 min	2,5 Gy

Tabell 1 har en oversikt over hvilke bestrålingstider som ble regnet ut på bakgrunn av doseraten beregnet i kapittel 9.7.1. Kolonnen til høyre viser dosene som ble målt fra sentrum av hver film basert på eksisterende kalibreringskurver. Som man kan se ble det målt noe lavere doser enn forventet. Dette er mest sannsynlig grunnet antakelsen om at filmen var plassert i dosemaks, det er sannsynlig at filmen lå i build-up området og derfor blir doseraten en del lavere enn beregnet.

Alle filmer ble oppbevart i en lystett konvolutt over natten, og skannet dagen etter bestråling.

## 9.8 Usikkerhetsberegning fra film

En del av usikkerhetsparametrene ble målt opp ved bruk av uniformt bestrålte filmer. Usikkerhetene ble her tatt ut i pikselverdier og konvertert til optisk tetthet. Det er noe flere usikkerhetsmomenter ved måling av optisk tetthet i forhold til pikselverdi, dette er grunnet sub-

traksjonen av en ubestrålt film. I dette kapitlet vil det bli gått gjennom hvordan den totale usikkerheten i optisk tetthet ble regnet ut. I kapittel 10 finnes usikkerhetsbudsjetter for de 5 ulike dosenivåene fra 0,2 til 2,5 Gy.

### 9.8.1 Usikkerhetskonvertering

Anta at man har funnet et absolutt standardavvik  $\delta_{PV}$  i en usikkerhetsanalyse av filmer med pikselverdi PV. Man ønsker å regne ut det relative standardavviket for den korresponderende optiske tettheten.

Først må man finne midlere pikselverdi av en ubestrålt film,  $PV_0$ , og standardavviket  $\delta_{PV,0}$  til homogenitetsanalysen av ubestrålte filmer.

Optisk tetthet er definert ved den logaritmiske subtraksjonen av pikselverdiene til den bestrålte filmen fra pikselverdiene til den ubestrålte

filmen:  $OD = \log_{10}\left(\frac{PV_0}{PV}\right)$ . For å finne stan-

dardavviket av denne størrelsen må man finne hva det maksimale avviket kan være på bakgrunn av standardavviket til pikselverdiene. Rent praktisk vil dette si:

1. Regne ut den største mulige og lavest mulige verdien den optiske tettheten kan ha:

$$OD_+ = \log_{10}\left(\frac{PV_0 + \delta_{PV,0}}{PV - \delta_{PV}}\right)$$

$$OD_- = \log_{10}\left(\frac{PV_0 - \delta_{PV,0}}{PV + \delta_{PV}}\right)$$

2. Finne ut hvor mye hver av disse verdiene avviker fra OD:

$$\vartheta_+ = \text{abs}\left(1 - \frac{OD_+}{OD}\right)$$

$$\vartheta_- = \text{abs}\left(1 - \frac{OD_-}{OD}\right)$$

3. Standardavviket til den korresponderende optiske tettheten blir da maksimumsverdien av  $\vartheta_+$  og  $\vartheta_-$ :

$$\sigma_x = \max\{\vartheta_-, \vartheta_+\}$$

I denne formelen angir x hvilken usikkerhet som er regnet om.

### 9.8.2 Praktisk eksempel

For å illustrere hvordan usikkerhet i optisk tetthet blir regnet ut kan man ta utgangspunkt i film-til-film variasjon for filmer med dose  $\sim 1,9$  Gy. Følgende verdier brukes til utregningen:

- For filmer som har mottatt 1,9 Gy er det målt en midlere pikselverdi på 27000 med standardavvik 72,8.
- For ubestrålte filmer er det målt en midlere pikselverdi på 52000 med standardavvik 75,6.

Usikkerheten til den optiske tettheten kan regnes ut ved følgende prosedyre

1. Regne ut  $OD_+$ ,  $OD_-$  og OD:

$$OD_+ = \log_{10}\left(\frac{52000 + 72,8}{27000 - 75,7}\right) = 0,2864$$

$$OD_- = \log_{10}\left(\frac{52000 - 72,8}{27000 + 75,7}\right) = 0,2828$$

$$OD = \log_{10}\left(\frac{52000}{27000}\right) = 0,2846$$

2. Finner avvikene av  $OD_+$  og  $OD_-$  fra OD:

$$\vartheta_+ = \text{abs}\left(1 - \frac{0,2864}{0,2846}\right) = 0,0064$$

$$\vartheta_- = \text{abs}\left(1 - \frac{0,2828}{0,2846}\right) = 0,0063$$

3. Den endelige relative usikkerheten i optisk tetthet ved  $\sim 1,9$  Gy er da

$$\sigma_x = \max\{\vartheta_-, \vartheta_+\} = 0,0064 = \underline{\underline{0,64\%}}$$

I kapittel 10.1.4 ser vi at denne utregnede verdien stemmer overens med den som er brukt i usikkerhetsbudsjetten for 1,9 Gy.

## 10 Resultater og usikkerhetsbudsjett

Den relative usikkerheten vil være høyere for lave doser, og det er derfor ikke mulig å lage et standardisert usikkerhetsbudsjett som gjelder for alle dosenivåer. I stedet presenteres usikkerhetsbudsjettet for 5 ulike dosenivåer mellom 0,2 og 2,5 Gy. Ved filmanalyse bør usikkerheten regnes ut fortløpende. Usikkerhetsbudsjettene viser den relative usikkerheten i både pikselverdi (PV) og etter omregning til optisk tetthet (OD).

### 10.1 Usikkerhetsbudsjetter

Dette kapittelet inneholder 5 usikkerhetsbudsjetter for følgende dosenivåer: 0,2 Gy, 0,6 Gy, 1,3 Gy, 1,9 Gy og 2,5 Gy. Diskusjon om usikkerhetens avhengighet av dosenivå og optisk tetthet kan sees i kapittel 10.2.

#### 10.1.1 Usikkerhet ved 0,2 Gy

#	Usikkerhet	Relativ $\sigma$ (%)	
		PV	OD
<b>1</b>	<b>Absoluttkal.</b>	-	<b>6,51</b>
1.1	$D_w$	0,36	0,36
1.2	Kurve	0,013 Gy	6,50
1.3	Posisjonering	0,30	0,20
<b>2</b>	<b>Filmen</b>	<b>0,45</b>	<b>4,70</b>
2.1	Film-film	0,36	3,13
2.2	Homogenitet	0,28	3,49
2.3	Støy	0,03	0,35
<b>3</b>	<b>Skanning</b>	-	<b>0,38</b>
3.1	Skann-skann	0,018	0,24
3.2	Flathetskorrr.	?	-
3.3	Ventetid	0,30	0,30
	<b>Total <math>\sigma</math></b>	-	<b>8,04</b>
	<b>2<math>\sigma</math> Usikkerhet</b>	-	<b>16,1</b>

#### 10.1.2 Usikkerhet ved 0,6 Gy

#	Usikkerhet	Relativ $\sigma$ (%)	
		PV	OD
<b>1</b>	<b>Absoluttkal.</b>	-	<b>2,21</b>
1.1	$D_w$	0,36	0,36
1.2	Kurve	0,013 Gy	2,17
1.3	Posisjonering	0,30	0,20
<b>2</b>	<b>Filmen</b>	<b>0,38</b>	<b>2,11</b>
2.1	Film-film	0,25	1,58
2.2	Homogenitet	0,28	1,39
2.3	Støy	0,03	0,17
<b>3</b>	<b>Skanning</b>	-	<b>0,33</b>
3.1	Skann-skann	0,021	0,14
3.2	Flathetskorrr.	?	-
3.3	Ventetid	0,30	0,30
	<b>Total <math>\sigma</math></b>	-	<b>3,08</b>
	<b>2<math>\sigma</math> Usikkerhet</b>	-	<b>6,16</b>

#### 10.1.3 Usikkerhet ved 1,3 Gy

#	Usikkerhet	Relativ $\sigma$ (%)	
		PV	OD
<b>1</b>	<b>Absoluttkal.</b>	-	<b>1,08</b>
1.1	$D_w$	0,36	0,36
1.2	Kurve	0,013 Gy	1,00
1.3	Posisjonering	0,30	0,20
<b>2</b>	<b>Filmen</b>	<b>0,41</b>	<b>1,22</b>
2.1	Film-film	0,16	0,59
2.2	Homogenitet	0,37	1,06
2.3	Støy	0,04	0,12
<b>3</b>	<b>Skanning</b>	-	<b>0,32</b>
3.1	Skann-skann	0,034	0,11
3.2	Flathetskorrr.	?	-
3.3	Ventetid	0,30	0,30
	<b>Total <math>\sigma</math></b>	-	<b>1,66</b>
	<b>2<math>\sigma</math> Usikkerhet</b>	-	<b>3,34</b>

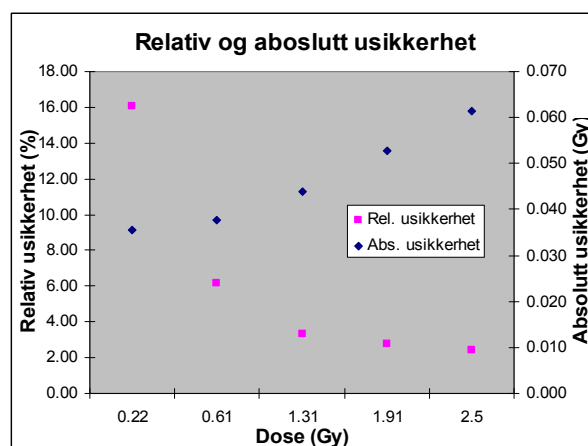
### 10.1.4 Usikkerhet ved 1,9 Gy

#	Usikkerhet	Relativ $\sigma$ (%)	
		PV	OD
<b>1</b>	<b>Absoluttkal.</b>	-	<b>0,80</b>
1.1	$D_w$	0,36	0,36
1.2	Kurve	0,013 Gy	0,68
1.3	Posisjonering	0,30	0,20
<b>2</b>	<b>Filmen</b>	<b>0,46</b>	<b>1,06</b>
2.1	Film-film	0,27	0,64
2.2	Homogenitet	0,37	0,84
2.3	Støy	0,06	0,12
<b>3</b>	<b>Skanning</b>	-	<b>0,32</b>
3.1	Skann-skann	0,039	0,11
3.2	Flathetskorrr.	?	-
3.3	Ventetid	0,30	0,30
	<b>Total <math>\sigma</math></b>	-	<b>1,37</b>
	<b>2<math>\sigma</math> Usikkerhet</b>	-	<b>2,74</b>

### 10.1.5 Usikkerhet ved 2,5 Gy

#	Usikkerhet	Relativ $\sigma$ (%)	
		PV	OD
<b>1</b>	<b>Absoluttkal.</b>	-	<b>0,66</b>
1.1	$D_w$	0,36	0,36
1.2	Kurve	0,013 Gy	0,52
1.3	Posisjonering	0,30	0,20
<b>2</b>	<b>Filmen</b>	<b>0,56</b>	<b>0,96</b>
2.1	Film-film	0,18	0,40
2.2	Homogenitet	0,53	0,87
2.3	Støy	0,06	0,10
<b>3</b>	<b>Skanning</b>	-	<b>0,31</b>
3.1	Skann-skann	0,028	0,08
3.2	Flathetskorrr.	?	-
3.3	Ventetid	0,30	0,30
	<b>Total <math>\sigma</math></b>	-	<b>1,21</b>
	<b>2<math>\sigma</math> Usikkerhet</b>	-	<b>2,42</b>

## 10.2 Doseavhengighet



Figur 35 Relativ og absolutt usikkerhet som funksjon av dose.

Som man kan se av Figur 35 og usikkerhetsbudsjetten i kapittel 10.1 er det klart en høy doseavhengighet i den relative usikkerheten. Den absolutte usikkerheten øker noe for høyere doser, men den relative usikkerheten blir svært høy for lave doser. Det høye relative bidraget for lave doser ligger primært i absoluttkalibreringen, som relativt vil få et høyt bidrag når dosen blir lav. I tillegg er det noe høyere relativ usikkerhet relatert til filmens kjemiske komposisjon ved lave bestrålinger.

Usikkerheten i optisk tetthet vil naturlig nok være noe ulik usikkerheten til pikselverdien som korresponderer til det samme dosenivået. Ved subtraksjon av en ubestrålt film kommer også usikkerheten til den ubestrålte filmen inn i regnestykket. For å se hvordan bidraget praktisk regnes ut, se kapittel 9.8. Usikkerheten relatert til filmens komposisjon er noe høyere for optisk tetthet enn for pikselverdi. Men dersom pikselverdiene skulle blitt konvertert direkte til dose ville usikkerheten fra en skannerkorreksjon komme inn, og denne vil være relativt høy i forhold til de andre usikkerhetsmomentene grunnet kurvetilpassing.

---

## 11 Diskusjon og videre arbeid

Metoden som nå har blitt diskutert gir gode resultater, men er på ingen måte perfekt. Man må innstille seg på å gjøre endringer og forbedringer etter hvert som det gjøres nye fremskritt i filmdosimetri. Derimot kan metoden betraktes som et startpunkt for bruken av radiokromisk film ved Statens Strålevern.

### 11.1 Utfordringer i etablering av protokollen

Mye av utfordringen i etableringen av en protokoll for bruk av radiokromisk film lå i kalibreringen av filmen. Dette er et område hvor metoden kan forbedres og videreutvikles med tanke på tidsbruk og nøyaktighet.

Produsenten hevder at GafChromic® EBT film er energiavhengig i MV-sjiktet. Det er likevel rapportert enkelte steder at det kan være en energiavhengighet som først blir merkbar ved store variasjoner i fotonenergien [31]. Energiavhengigheten til filmen bør derfor undersøkes nøyere, spesielt med tanke på kalibrering på Co-60 og bestråling på lineærakselerator.

Med etterjustering av kalibreringskurven som beskrevet i kapittel 7.5 vil en eventuell energiavhengig effekt mest sannsynlig korrigeres for. Imidlertid er dette noe som bør forskes på videre. For å minimere tidsbruken for å lage kalibrering kan det utvikles en ny prosedyre med enkel kalibreringsfilm.

Et annet område som har krevd en del arbeid har vært skanning av filmen og problemer relatert til skannerrespons og lysspredning. Ved å skanne med en ugjennomsiktig ramme, bruke det samme området på skanneren samt subtrahere signalet fra en ubestrålt film er det sannsynlig at disse utfordringene blir tatt hensyn til. Parametre relatert til skanning kan likevel undersøkes nøyere, spesielt med tanke på oppløsning og orientering av film under skann.

### 11.2 Fremtidig arbeid

Produsenten, International Specialty Products, har nylig lansert andre generasjon av GafChromic® EBT typen film [32]. Denne skal i

følge produsenten ha en rekke forbedringer i forhold til første generasjon av filmen. Blant endringene som det reklameres med er: redusert lyssensitivitet, bedre homogenitet og automatisk kalkulering av signal ved hjelp av innebygde kalibreringsfelt i filmen. Det er naturlig å undersøke denne filmen for å se forskjeller i forhold til nøyaktighet.

Flere sykehus har allerede etablert egne protokoller for bruk av radiokromisk film. Noen bruker det aktivt til kontroll av MLC og IMRT-planer, mens andre kun har protokollen i beredskap så filmen kan brukes om ønskelig. Holdningen til filmdosimetri generelt er at de sykehusene som har erfaring med radiokromisk film stort sett er fornøyd med resultatene. Det er også interessant fra Strålevernet sin side å bruke radiokromisk film videre i flere sammenhenger.

## 12 Sammendrag av prosedyrer

Dette kapitlet er rett og slett et sammendrag av metoden beskrevet i tidligere kapitler. Her står alle stegene i stikkordsform - for mer detaljerte beskrivelser av teori og metoder, se i hovedteksten.

### 12.1 Forberedelser/oppbevaring

- Filmer kuttes til med saks eller papirkutter, mest vanlig til biter med dimensjon 12.7 cm x 20.5 cm.
- Filmer markeres i hjørnet/kanten for å huske filmens orientering og bruksområde.
- Filmen oppbevares i lystett konvolutt, og adskilt med silkepapir.

### 12.2 Klinisk bestråling

#### 12.2.1 Bestråling med kammer

- Bjerkefantomet fylles med vann til senter av kammeret er på 10 g/cm<sup>2</sup> dyp (måles med målepinne).
- Kammeret settes inn og kobles til elektrometer
- Fantomet posisjoneres slik at det aktive volumet i kammeret befinner seg i isosenter (90 cm SSD). Dette verifiseres med sidelasere og isosenterpeker.
- Feltstørrelse settes, og kammeret bestråles med ønsket dose. Første målinger bør alltid forkastes.

#### 12.2.2 Registrering av data

- Temperatur, trykk og ladning fra elektrometer leses av for hver måling.
- Måledata registreres i regneark utviklet av IAEA. 3 målinger per felt bør være minimum!
- $k_Q$  bestemmes ut i fra  $TPR_{20,10}$  for den enkelte linac,  $k_s$  kalkuleres fra målinger av standardfelt ved kammerpenninger 300 V og 100 V.

- Endelig dose kalkuleres automatisk i regnearket.

#### 12.2.3 Bestråling av film

- Et lite fantom fylles opp med vann tilsvarende 10 g/cm<sup>2</sup>.
- Fantomet settes opp på tynne perspexplater som igjen er oppå 5 cm solid water. Det vil nå bli en slisse til å stikke inn film under fantomet.
- Fantomet posisjoneres slik at filmen ligger i 100 cm dyp og lateralt i midten av strålefeltet.
- Filmer markes, stikkes inn i slissen og bestråles en etter en. Kontroller visuelt at feltet er sentrert midt på filmen. **NB! Aldri la andre filmer være i behandlingsrommet under bestråling!**
- Filmer bør oppbevares mørkt i lystett konvolutt når den ikke blir bestrålt.
- Filmer lagres i 18-24 timer før skanning for å fiksure svertningen.

### 12.3 Skanning

#### 12.3.1 Skanneren

- Sjekk at skannervinduet er rent og fritt fra støv. Om nødvendig, tørk av med skjermrens og tørr klut.
- Filmen plasseres på skanneren i egen ramme, og skannes i landskapsmodus. Orienteringen bør være markert på filmen.

#### 12.3.2 Epson Scan

- Følgende innstillinger benyttes: "Profesjonell modus", "Film (med filmområdelinjal)", "Positiv film".
- Bilder lagres i TIFF-format, med en oppløsning på 72 ppt
- Sjekk at alle justeringer samt fargekorreksjon er skrudd av
- Velg filnavn og mappe bildene skal lagres i. Velg informative navn!
- Ta forhåndsvisning for hver film og sjekk at riktig skanneareal er markert.

- Ta 5 skann fortløpende etter hverandre.

## 12.4 Prosessering av filmen

### 12.4.1 Pre-prosessering

- Åpne Matlab og start ProcessEBT ved å skrive "ProcessEBT" i kommandovinduet
- Trykk "Go" og deretter "Average image". Velg hvor mange bilder som skal midles og følg instruksjonene.
- Importer et midlet bilde til ProcessEBT ved å trykke på "Exposed image". Velg også bakgrunnsbilde ved å trykke på "Unexposed image".
- Velg bildefilter (5x5 Wiener filter) og trykk "Show processed image"
- Velg eventuelt en kalibreringskurve for absoluttkalibrering.

### 12.4.2 Prosessering

- Trykk "Rotate to fit" og sjekk at bildet stilles inn korrekt.
- Dra pikselvelgeren til et felt og trykk "Find center". Se til at pikselvelgeren finner feltsenteret.
- Trykk "Get line profiles".

## 12.5 Analyse

### 12.5.1 Linjeprofiler og feltdata mm.

- Linjeprofiler vil automatisk lages horisontalt og vertikalt gjennom pikselvelgerens posisjon.
- Under linjeprofilene vil følgende data om strålefeltet vises:  $D_{ref}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_{min}$ , feltstørrelse, penumbra, feltflathet og symmetri
- Ved å trykke på "Mesh grid" vil en 3d-representasjon av dosen åpne seg i et nytt vindu.
- Ved å trykke på "Contour lines" vil konturlinjer vises i et nytt vindu. Om filmen er absoluttkalibrert er dette isodosekurver i planet.

- Data kan lagres fra ProcessEBT under menyvalget "Save"
- For å lagre figurer etc. som er i eget vindu, velg først menyen "File" og deretter "Save As..."

### 12.5.2 Gammaevaluering

- Et prosessert bilde må først eksporteres fra ProcessEBT ved å velge menyvalget "Go" og deretter "Export image to VerA".
- Åpne VerA enten fra IDL eller ferdig-kompilert versjon
- Last inn DICOM dosematrise fra Eclipse som matrise A.
- Trykk på "Mathematics" og del matrise A på antall planlagte fraksjoner.
- Importer ferdigprosessert dosebilde fra film i TIFF-format som matrise B. Husk riktig pikselstørrelse.
- Trykk på "Mathematics" og gang matrise B med 4/65535.
- Trykk på "Centre" og sentrer matrisene
- Trykk på "Match size" og normer størrelse til matrise B
- Trykk på "Units" og sett enheter for begge matriser til Gy
- Naviger til fanen "Comparison" og hak av for kontinuerlig gamma og diskret gamma.
- Sett grensebetingelser for gammakriteriet
- Trykk "Start" for å gjennomføre sammenligningen
- Lagre skjermbilder av kontinuerlig og diskret gamma i PNG-format.
- I Matlab, skriv "gammacalc" og les inn PNG-bilde av diskret gamma.
- Resultater vil genereres automatisk i programmet.

## 12.6 Absoluttkalibrering

### 12.6.1 Metode

Til absoluttkalibreringen benyttes filmbiter av størrelse 12.7 cm x 3.0 cm. Vannfantomet som benyttes er et 30x30x30 cm<sup>3</sup> PMMA fantom. Kammeret er av typen Wellhöfer FC-65G.

- Vannfantom fylt opp med vann settes slik at kammeret er i isosenter i 5 g/cm<sup>2</sup> dyp.
- Kammeret bestråles slik at doseraten finnes ut. Ønskede filmdoser konverteres til eksponeringstid.
- Kammeret bestråles ved alle eksponeringstider, og dosen regnes ut etter 3 målinger er midlet.
- Kammeret og kammersliren tas ut at fantomet og byttes ut med apparatur for fiksering av film under bestråling.
- Filmene skal bestråles perpendikulært i 5 g/cm<sup>2</sup> dyp.
- Hver film bestråles til et ulikt dosenivå, totalt 10 ulike doser.
- Filmene tørkes av etter bestråling før de lagres over natten.
- Skanning foregår på vanlig metode, men med en ekstra ramme.

### 12.6.2 Prosessering

- Programmet SensiometriCal startes fra Matlab ved å skrive "SensiometriCal" i kommandovinduet.
- Fyll inn batch-nummer og last inn eventuelle bakgrunnsbilder/korreksjon.
- Bruk 5x5 Wiener filter som støyfilter
- Last inn hel bildefil, eller ROI fra første kalibreringsfilm, og skriv inn dosen som korresponderer. Gjenta for alle kalibreringsfilmer.
- Velg tilpasningskurve på formen  $a \cdot x^n + b \cdot x$ , og plott kalibreringskurven ved å trykke "Create sensimetric curve".
- Kurven lagres i fig-format slik at den enkelt kan lastes inn i ProcessEBT.

## 13 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](http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Straleverninfo/2008/StralevernInfo_9_2008.pdf) (22.05.2009)
- [2] Dosimetrlaboratoriet ved Statens Strålevern. Stråleverninfo 4:2003. Østerås: Statens strålevern, 2003. [http://www.nrpa.no/archive/Internett/Publikasjoner/Straleverninfo/2003/StralevernInfo\\_4\\_2003.pdf](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](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](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](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 reports series 398. Wien: International Atomic Energy Agency, 2001. [http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS398\\_scr.pdf](http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS398_scr.pdf) (22.05.2009)
- [8] Muring 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] Lewis DF. New developments in scanning radiochromic film. Wayne NJ: Advanced Materials Group, International Specialty Products, 2007. [http://online1.ispcorp.com/\\_layouts/Gafchromic/content/presentech/pdf/AIFMLucca.pdf](http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/presentech/pdf/AIFMLucca.pdf) (25.05.2009)

[10] 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](http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf) (22.05.2009)

[11] Image processing toolbox TM 6: User's guide. Natick, MA: The Mathworks Inc, 2009. [http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/pdf\\_doc/images/images\\_tb.pdf](http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/pdf_doc/images/images_tb.pdf) (25.05.2009)

[12] Lim JS. Two-dimensional signal and image processing. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1990.

[13] 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(1): 231-242.

[14] 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.

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

[16] Devic S et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Medical Physics* 2005; 32(7): 2245-2253.

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

[18] User's guide to Epson Perfection V700 Photo/V750 Pro scanner. Nagano: Seiko Ep-

son Corporation, 2007. [http://files.support.epson.com/htmldocs/prv7ph/prv7phug/i\\_index.htm](http://files.support.epson.com/htmldocs/prv7ph/prv7phug/i_index.htm) (25.05.2009)

[19] Cheung T, Butson MJ, Yu PKN. Post-irradiation colouration of Gafchromic EBT radiochromic film. *Physics in Medicine and Biology* 2005; 50(20): N281-N285.

[20] 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.

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

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

[23] Martisíková M, Ackermann B, Jäkel O. Analysis of uncertainties in Gafchromic(R) EBT film dosimetry of photon beams. *Physics in Medicine and Biology* 2008; 53(24): 7013-7027.

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

[25] 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.

[26] Kolbjørnsen H. Hvor god er egentlig en måling? - Innføring i metode for beregning av måleusikkerhet. Kjeller: Justervesenet, 2007. <http://www.nlf-lab.no/Client/Uploads/Introduksjon%20i%20maaleusikkerhet.pdf> (25.05.2009)

[27] Johns HE, Cunningham JR. The physics of radiology. 4<sup>th</sup> edition. Springfield, IL: Charles C Thomas, 1983.

[28] Li XA, Peak scatter factors for high energy photon beams. *Medical Physics* 1999; 26(6): 962-966.

[29] Guide to the expression of uncertainty in measurement. Genève: International Organization of Standardization, 1995.

---

[30] Central axis depth dose data for use in radiotherapy: 1996: A survey of depth doses and related data measured in water or equivalent media. *British Journal of Radiology, BJR*. Supplement 25. London: British Journal of Radiology, 1996.

[31] Rink A, Vitkin IA, Jaffray DA. Energy dependence (75 kVp to 18 MV) of radiochromic films assessed using a real-time optical dosimeter. *Medical Physics* 2007; 34(2): 458-463, 2007.

[32] 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=NOikk> (25.05.2009)





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