



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**PENGUKURAN DOSIS KULIT DENGAN MENGGUNAKAN FILM  
GAFCHROMIC (EBT) PADA PASIEN KANKER SERVIKS DENGAN  
MENGGUNAKAN SINAR FOTON 6 MV**

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana**

**Lisa Diana**

**0606068341**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI S1 FISIKA  
PEMINATAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA  
DEPOK  
2010**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**PENGUKURAN DOSIS KULIT DENGAN MENGGUNAKAN FILM  
GAFCHROMIC (EBT) PADA PASIEN KANKER SERVIKS DENGAN  
MENGGUNAKAN SINAR FOTON 6 MV**

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana**

**Lisa Diana**

**0606068341**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI S1 FISIKA  
PEMINATAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA  
DEPOK  
2010**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,  
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk  
telah saya nyatakan dengan benar.**

**Nama : Lisa Diana**

**NPM : 0606068341**

**Tanda Tangan :**

**Bulan : November 2010**

## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Lisa Diana

NPM : 0606068341

Program Studi : Fisika S1 Reguler

Judul Skripsi : Pengukuran Dosis Kulit Menggunakan Film  
Gafchromic (EBT) pada Pasien Kanker Serviks  
dengan Menggunakan Sinar Foton 6MV

**Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika Medis, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.**

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : **Prof. Dr. Djarwani S.** (.....)

Pembimbing II : **Heru Prasetyo, M.Si** (.....)

Penguji I : **Dwi Seno, M.si** (.....)

Penguji II : **Dr. Agung Alfiansyah** (.....)

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : Desember 2010

## KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah SWT, Tuhan semesta alam yang telah memberikan segala kenikmatan dan anugrah terutama nikmat keimanan, kesehatan sehingga penulis dapat menyelesaikan Penelitian Tugas Akhir sesuai rencana. Shalawat dan salam penulis sampaikan kepada teladan sepanjang zaman Rasulullah SAW beserta para keluarga dan sahabatnya.

Begitu banyak kesulitan yang ditemui selama pengerjaan, tetapi berkat jasa orang-orang di sekitar penulis maka skripsi ini dapat diselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis menyampaikan terima kasih yang setulus-tulusnya kepada:

1. Mama, Papah, dan juga adik-adikku tercinta (Ade, Bintang, Elsa, Henry) atas doa, kasih sayang, perhatian, pengertian, serta dorongan semangat yang tak pernah padam, dan semua pengorbanan yang telah diberikan.
2. Bapak Prof. Dr. Djarwani S. selaku Dosen Pembimbing I yang telah memberi kesempatan kepada penulis untuk menambah ilmu dan membimbing penulis dengan penuh kesabaran.
3. Heru Prasetyo, Msi selaku Dosen Pembimbing II yang telah memberi saran dan juga masukan bagi penulis dalam melaksanakan penelitian dengan penuh kesabaran.
4. Bapak Dwi Bondan selaku pembimbing lapangan atas bantuan, saran dan juga masukan selama penulis melakukan eksperimen.
5. Bapak Terry Mart sebagai penasehat akademis serta seluruh dosen dan staf Fisika UI yang telah memberi ilmu yang bermanfaat selama penulis menjadi mahasiswa Fisika UI
6. Ka Reta, Mba Gati yang telah banyak membantu penulis mengatasi setiap kesulitan selama pengerjaan skripsi.

7. Sahabat-sahabatku Vivi, Lisa Rini, Intan Apriliya, Fauzi, Rifki, Andreas yang selalu memberi semangat dan motivasi tiada henti. Terima kasih atas kesediaan waktunya mendengarkan curhat dan juga keluh kesah penulis.
8. Sahabat-sahabat Fisika Medis 2006 Ica, Intan, Puspita, Vivi, Anggita, Mursi, Emi, Lisrin, Ricky, Fauzi, Imam, dan Syahrul, Agus, Dika, Habib untuk semua kenangan dan kebersamaan yang kita lewati bersama-sama.
9. Sahabat-sahabat tercinta Fisika 2006 atas pelajaran berharga dan juga kebersamaan yang tak terlupakan.
10. Teman-teman kosan Wisma Lita (Puji, Dini, Wiwit, Zu, Icha,) atas dukungan yang kalian berikan.
11. Semua pihak yang ikut membantu dalam penyelesaian skripsi ini baik secara langsung maupun tidak langsung.

Penulis hanya dapat berdoa semoga semua kebaikan yang telah diberikan kepada penulis mendapat pahala berlipat dari Allah SWT. Penulis menyadari keterbatasan dan juga kemampuan yang dimiliki penulis dalam menyusun skripsi ini, maka dari itu penulis sangat mengharapkan saran dan juga kritik yang membangun untuk meningkatkan pengetahuan. Semoga skripsi ini bermanfaat dan dapat membantu perkembangan ilmu pengetahuan dalam bidang terapi. Amin

Wassalamu'alaikum Wb.

Depok, November 2010

Penulis

## **HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

---

Sebagai civitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Lisa Diana

NPM : 0606068341

Program Studi : S1 Fisika

Departemen : Fisika

Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Jenis Karya : Skripsi

demikian pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

### **PENGUKURAN DOSIS KULIT DENGAN MENGGUNAKAN FILM GAFCHROMIC (EBT) PADA PASIEN KANKER SERVIKS DENGAN MENGGUNAKAN SINAR FOTON 6 MV**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada Bulan : November 2010

Yang menyatakan

(Lisa Diana)

Nama : Lisa Diana  
Program Studi : S1 Fisika  
Judul Skripsi :

### **ABSTRAK**

Film gafchromic adalah salah satu dosimetri pada radioterapi. Penentuan dosis kulit di pasien kanker serviks dengan foton dapat digunakan film gafchromic. Sebelumnya terlebih dahulu film dikalibrasi. Kalibrasi film ditujukan untuk mencari hubungan antara optikal densitas dengan dosis. Selain itu film juga divariasikan terhadap lapangan dan juga kedalaman target. Ketiga hal tersebut digunakan untuk faktor koreksi pada penentuan dosis kulit pasien kanker serviks. Dengan dibandingkan dengan data dari Treatment Planning System diperoleh hasil yang baik karena penyimpangan kurang dari satu persen.

Kata kunci : film gafchromic, dosis, dosis kulit, dosis target, optikal densitas, lapangan pasien.



Nama : Lisa Diana  
Program Studi : Bachelor Degree of Physics  
Judul Skripsi :

### **ABSTRACT**

Gafchromic film is one of dosimetry in radiotherapy. It can measure skin dose in patient servix cancer with photon beam 6 MV using gafchromic film. First, film must be calibrate with variation dose. It is for know relationship between dose and optical densitas. And then, film with variation field square and depth target. There used correction factor for calculate skin dose in patient servix cancer. The different between data from TPS (Treatment Planning System) and calculate dose from film is good because less than one percent.

Key word: gafchromic film, dose, skin dose, target dose, field square, optical densitas.

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL .....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS .....	ii
HALAMAN PENGESAHAN .....	iii
KATA PENGANTAR .....	iv
ABSTRAK.....	vii
<i>ABSTRACT</i> .....	viii
DAFTAR ISI .....	ix
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR GAMBAR.....	xii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiv
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah .....	2
1.3 Tujuan Penelitian .....	2
1.4 Batasan Masalah .....	2
1.5 Metode Penelitian .....	3
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
BAB II LANDASAN TEORI.....	6
2.1. Interaksi Foton Dengan Materi .....	6
2.1.1 Koefisien Peluruhan.....	6
2.1.2 Efek Fotolistrik .....	6
2.1.3 Hamburan Compton.....	7
2.1.4 <i>Pair Production</i> .....	8
2.2. <i>Fluence</i> , Kerma dan Dosis Serap.....	8
2.2.1. <i>Fluence</i> .....	8
3.2.2. Kerma.....	9
3.2.3. Dosis serap.....	9
2.3. Film Dosimetri di Medis.....	9
3.3.1. Film Gafchromic EBT .....	12
3.3.2. Kimia, fisika dan proses radiasi.....	12
3.3.3. Optikal Densitas dari Tipe Radiochromic.....	14
3.3.4. Uniformitas dalam respon film .....	14
2.4. Dosimetri In Vivo .....	15

2.4.1. Penetrasi dari Sinar Foton dalam Fantom atau Pasien .....	16
2.4.2. Dosis permukaan.....	17
2.4.3. Kedalaman dari dosis maksimum .....	17
2.4.4. Dosis keluaran.....	17
2.5. Parameter dari Perlakuan Radiasi .....	18
2.5.1. Percentage Depth Dose (PDD) .....	19
2.5.2. Off-Axis Ratio dan Profil Sinar .....	19
2.6. Kalibrasi Faktor Keluaran dari Pesawat Linac Untuk Sinar Foton dengan Menggunakan TRS 398Metode.....	20
2.7. Kanker Servik .....	21
2.8. Dosis kulit.....	22
2.9. Densimeter .....	22
BAB III METODOLOGI PENELITIAN .....	23
3.1. Pengukuran Persentase Dosis pada Kedalaman (PDD) .....	23
3.2. Pengukuran Profil dari Sinar Foton .....	23
3.3. Pengukuran Faktor Keluaran Menggunakan TRS 398 .....	24
3.4. Kalibrasi Film .....	26
3.5. Konversi dosis di dmaks dengan di kulit .....	27
3.6. Film dengan variasi lapangan .....	28
3.7. Film dengan Variasi Jarak Film ke Sumber .....	29
3.8. Pengukuran Dosis Kulit pada Pasien .....	29
3.8. Pembacaan Film dengan Densitometer.....	30
BAB IV PENGOLAHAN DATA, ANALISIS DAN DISKUSI .....	31
4.1. Persentase Dosis pada Kedalaman.....	31
4.2. Profil Sinar Foton 6MV .....	33
4.3. Kalibrasi OF Sinar Foton 6MV dengan TRS 398 .....	34
4.4. Kalibrasi Film .....	36
4.5. Faktor Koreksi Film di Permukaan dengan di d maks.....	38
4.6. Koreksi Film dengan Bacaan .....	39
4.7. Film pada Variasi Lapangan .....	40
4.8. Film pada Variasi Ketebalan pasien .....	42
4.9. Film pada Permukaan Pasien dan Analisa .....	43
4.8.1. Pasien A .....	47
4.8.2. Pasien B .....	49
4.8.3. Pasien C .....	51
4.8.4. Dosis kulit pasien akibat dua lapangan .....	53
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....	56
5.1 Kesimpulan .....	56
5.2 Saran .....	56
DAFTAR PUSTAKA .....	58

## DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 hasil pengukuran optikal densitas film pada variasi dosis .....	37
Tabel 4.2 perbandingan film di permukaan dengan $d_{maks}$ .....	38
Tabel 4.3 konversi OD film di $d_{maks}$ ke permukaan dan dosisnya .....	39
Tabel 4.4 Pembacaan film pada variasi lapangan .....	41
Tabel 4.5. Perbandingan OD film di variasi kedalaman target dan permukaan ...	42
Tabel 4.6. Data pasien kanker serviks .....	44
Tabel 4.7. Perhitungan dosis kulit berdasarkan data TPS.....	45
Tabel 4.8.Perbandingan dosis data pasien dengan perhitungan film.....	46
Tabel 4.9. Perhitungan dosis kulit akibat dua lapangan.....	54

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Interaksi fotolistrik.....	7
Gambar 2.2 Proses interaksi Compton.....	7
Gambar 2.3 Proses interaksi <i>pair production</i> .....	8
Gambar 2.4. Proses kimia dalam film saat diberi foton.....	12
Gambar 2.5. Struktur film gafchromic EBT-2.....	13
Gambar 2.6 Karakteristik penyerapan dye light pada EBT-2.....	14
Gambar 2.7 Karakteristik sinar foton dan parameter sangat penting.....	15
Gambar 2.8 Teknik SSD dan SAD .....	18
Gambar 2.9 Geometri kanker serviks .....	21
Gambar 2.10 Posisi target dari kanker serviks.....	21
Gambar 3.1. Skema pengambilan faktor keluaran dari Linac.....	25
Gambar 3.2. Skema pengambilan data untuk kalibrasi film.....	26
Gambar 3.3. Skema pengambilan data untuk perbandingan di permukaan dengan di dmaks.....	27
Gambar 3.4. Skema pengambilan film untuk variasi lapangan .....	28
Gambar 3.5. Skema pengambilan film pada variasi jarak film ke sumber .....	29
Gambar 4.1. Grafik PDD untuk foton 6 MV lapangan 10 x10 cm <sup>2</sup> .....	31
Gambar 4.2. Grafik profil foton 6M lapangan 10x 10 cm <sup>2</sup> di dmaks .....	34
Gambar 4.3. Kurva densitas film terhadap dosis .....	37
Gambar 4.4. Grafik Output Faktor dengan menggunakan film .....	42
Gambar 4.5. Perencanaan terapi dan kurva isodose pasien A .....	47
Gambar 4.6. Perencanaan terapi dan kurva isodose pasien B.....	49
Gambar 4.7. Perencanaan terapi dan kurva isodose pasien C.....	51

## **BAB I**

### **PENDAHULUAN**

#### **I. Latar Belakang**

Berdasarkan World Cancer Report dalam dua dekade mendatang akan terjadi kenaikan kasus kanker, yaitu sebanyak 50 persen. Pada tahun 2000 jumlahnya 10 juta kasus dimana 4,7 juta penderitanya adalah wanita. Tetapi pada tahun 2020 diperkirakan jumlah kasusnya menjadi 15 juta. Pada tahun 1992, di Indonesia, kanker berada di urutan enam sebagai penyakit ganas yang mematikan. Di antara penyakit-penyakit kanker, setiap tahunnya muncul sekitar 500.000 kanker serviks baru di dunia. Sebanyak 80 persen terjadi di negara berkembang dan 200.000 di antara penderita kanker serviks tersebut meninggal setiap tahunnya.

Di Indonesia, sepanjang tahun 1988 – 1994 dari 10 jenis penyakit kanker, kanker serviks paling tinggi kasusnya, mencapai 26.200 kasus. Jenis kanker lainnya setelah kanker serviks adalah kanker payudara, kulit, nasofaring, kelenjar getah bening, ovarium, rektum, tiroid, jaringan lunak, dan kolon.

Salah satu pengobatan dari penyakit kanker serviks adalah dengan menggunakan radioterapi. Radioterapi merupakan terapi kanker dengan menggunakan radiasi. Pada hal tersebut penulis lebih spesifik ke kanker serviks dengan menggunakan radioterapi Linear Accelerator dengan sinar foton. Sinar foton diberikan ke pasien dalam jumlah tertentu yaitu menggunakan satuan monitor unit. Monitor unit dikonversikan dengan beberapa faktor koreksi sehingga menghasilkan dosis. Pemberian dosis ke pasien ditujukan pada target yaitu sel kanker. Sedangkan jaringan lain yang berada di sekitar mendapatkan dosis ambang atau batasan minimal jaringan tersebut sehingga tetap berfungsi dengan baik.

Pada kesempatan kali ini, apakah dosis yang diberikan ke pasien itu sesuai dengan apa yang diterima pasien? Kelebihan dosis dapat memberikan dampak negatif bagi kelangsungan hidup pasien. Ketepatan pemberian dosis sangat diperlukan. Pengujian tersebut penulis lakukan dengan menggunakan dosimeter berupa film gafchromic yang diletakkan pada kulit tepat sinar pada bagian target. Dari pembacaan hasil film tersebut penulis dapat mengetahui dosis yang diterima oleh pasien.

## **II. Perumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang masalah yang dikemukakan di atas maka penelitian Tugas Akhir ini pokok-pokok permasalahannya adalah apakah dosis yang diterima pasien tepat seperti yang direncanakan terutama pada pasien kanker serviks dengan terapi Linac dengan menggunakan foton 6MV . Penyelesaian permasalahan ini yaitu dengan menggunakan film dosimetri gafromic EBT.

## **III. Tujuan Penelitian**

Tujuan penelitian ini adalah:

1. Mendapatkan hubungan antara dosis dengan bacaan film pada kedalaman maksimum untuk kalibrasi film.
2. Mendapatkan faktor koreksi antara bacaan film dengan dosis.
3. Mendapatkan hubungan antara bacaan film di kedalaman maksimum dan film pada kulit.
4. Mendapatkan hubungan antara bacaan film dengan variasi lapangan.
5. Mengetahui dosis permukaan yang diterima pasien kanker serviks dengan film.

#### **IV. Batasan Masalah**

Dalam penelitian ini, masalah yang diteliti dibatasi sesuai dengan judul yang diajukan yaitu “Pengukuran Dosis In Vivo pada Pasien Kanker Serviks Menggunakan Sinar Foton 6MV dengan Film Dosimetri Gafromic EBT”. Penelitian ini difokuskan pada pasien kanker serviks dengan menggunakan radioterapi Linac foton beam 6 MV. Pesawat yang digunakan adalah Linear accelerator dengan sinar foton yang diproduksi oleh Elekta. Film yang digunakan adalah gafromic film EBT sebagai film dosimetri.

#### **V. Metode Penelitian**

Metode penelitian terdiri dari beberapa tahap antara lain:

a. Studi Kepustakaan

Pada tahap ini, penulis mencari dan juga mempelajari kanker serviks, Linear accelerator, film dosimetri, dan literatur. Informasi ini dapat diperoleh dari berbagai literatur baik buku, internet, penjelasan dari dosen pembimbing dan juga diskusi dengan mahasiswa lain

b. Eksperimen

Eksperimen penulis dilakukan dalam beberapa tahapan yaitu kalibrasi film, pengukuran pada dosis permukaan, pengukuran densitas film pengukuran dengan variasi lapangan dan pengukuran dosis terhadap pasien. Pertama, kalibrasi film tersebut dilakukan dengan meletakkan film pada kedalaman maksimum dengan memvariasikan dosis, sehingga didapat faktor kalibrasi film. Kedua, pengukuran dosis permukaan dilakukan dengan mengambil bacaan film dari permukaan, jarak antara film dengan sumber sama dengan jarak antara sumber dengan kulit. Dari dua pengambilan data tersebut diperoleh hubungan antara bacaan film di kedalaman maksimum dan bacaan film di permukaan. Ketiga, pengambilan film dengan variasi lapangan yaitu film diletakkan pada permukaan



dengan memvariasikan lapangan, sehingga didapat hubungan antara bacaan film dengan variasi lapangan. Pengambilan data yang terakhir adalah pengambilan data dengan meletakkan film dipermukaan tubuh pasien kanker serviks. Film dibaca dengan menggunakan densitometer dengan pembacaan sebanyak tiga kali.

## **VI. Sistematika Penulisan**

Sistematika pada penulisan ini dibagi menjadi 5 bab, yang masing-masing terdiri dari beberapa sub-bab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab dilakukan sebagai berikut :

### **BAB I. PENDAHULUAN**

Pada bab ini berisi tentang penjelasan secara umum latar belakang permasalahan, perumusan masalah, pembatasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika.

### **BAB II. LANDASAN TEORI**

Pada bab ini dijelaskan tentang kanker serviks, linac 6MV, film dosimetri, hubungan antara dosis dengan variasi dosis dan variasi lapangan serta kedalaman yang berbeda yaitu di permukaan dan di kedalaman maksimum. Selain itu, penulis juga menguraikan teori-teori dasar yang digunakan pada penulisan skripsi ini.

### **BAB III. METODE PENELITIAN**

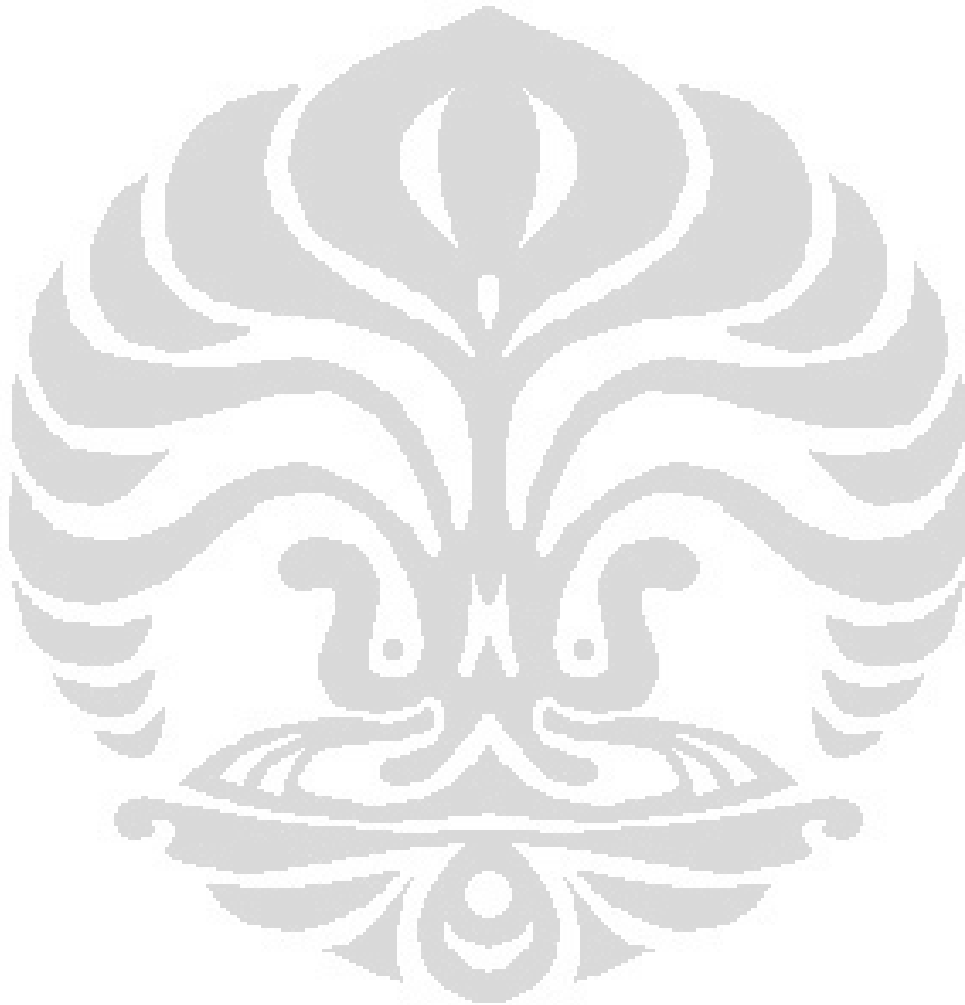
Bab ini berisi penjelasan alat-alat yang digunakan dalam penelitian dan juga metode yang dilakukan untuk memperoleh data.

### **BAB IV. HASIL DAN DISKUSI**

Data eksperimen yang telah diperoleh pada saat eksperimen diolah, kemudian dianalisis dan dibahas.

## BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN

Setelah melakukan pembahasan dan analisis maka pada bab ini penulis menarik kesimpulan terhadap modul yang telah dibuat, ditambahkan saran-saran yang berguna untuk pengembangan lebih lanjut.



## BAB II

### LANDASAN TEORI

#### 2.1. Interaksi Foton Dengan Materi

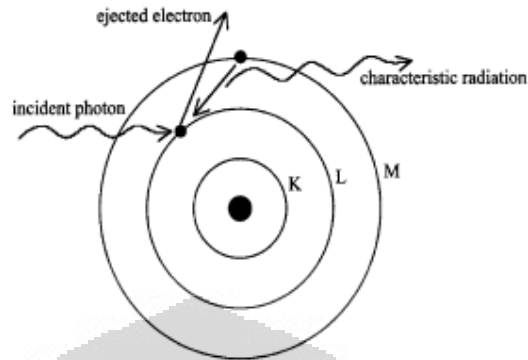
Dosimetri radiasi merupakan proses pembacaan dari rekaman interaksi radiasi dengan materi yang mampu untuk diukur perubahan propertisnya. Hal tersebut dapat dilakukan dengan pengukuran muatan dalam ionisasi chamber, pengukuran cahaya output dengan TLD atau polimetri yang terlihat dari reaksi kimia yaitu film radiochromic. Proses ini disebabkan oleh atomik dan interaksi nuklir yang menjadi penyusun atom [1]. Berikut akan dibahas tentang interaksi foton dengan materi.

##### 2.1.1. Koefisien Peluruhan

Karakteristik interaksi antara foton dengan materi dipengaruhi oleh jumlah foton yang dipindahkan, lintasan dan koefisien peluruhan. Interaksi foton dengan materi terdapat tiga proses penyerapan fotoelektrik, hamburan Compton dan produksi pasangan [7]. Proses tersebut tergantung terhadap energi dan efek dari sinar, sehingga total koefisien peluruhan dapat ditentukan dengan mendekati semua interaksinya. Energi foton untuk terapi terdiri dari penyerapan dan hamburan dari sinar foton.

##### 2.1.2. Efek Fotolistrik

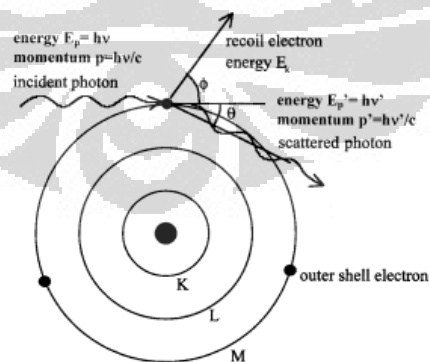
Interaksi fotolistrik yaitu foton mentransfer semua energi foton ke energi ikat dan energi kinetik [1,7]. Energi ikat elektron dinamakan fungsi kerja dan sisa dari energi foton merupakan energi kinetik maksimum keluarnya elektron. Atom meninggalkan dalam keadaan eksitasi dan akan diemisikan menjadi karakteristik radiasi dan elektron auger dan transisi balik ke keadaan dasar (gambar 2.1).



Gambar 2.1 interaksi fotolistrik

### 2.1.3. Hamburan Compton

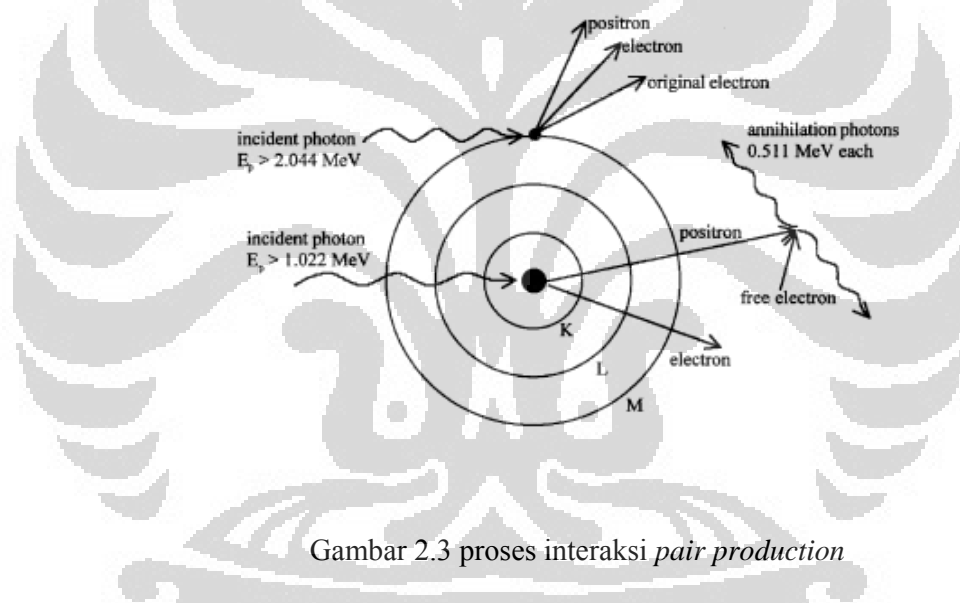
Hamburan Compton adalah foton dengan panjang gelombang awal ( $\lambda$ ) menumbuk elektron sehingga menghasilkan elektron bebas (terinjeksi) dan foton dengan panjang gelombang yang berbeda ( $\lambda'$ ) [1]. Hamburan Compton dapat dilihat pada gambar 2.2. Tumbukan tersebut dari konservasi kekekalan energi dan kekekalan momentum. Hasilnya adalah perbedaan panjang gelombang sebesar  $\Delta\lambda$  dan sudut hamburan yang disebut sudut hamburan Compton.



Gambar 2.2 proses interaksi Compton.

#### 2.1.4. Produksi Pasangan (*Pair Production*)

Produksi pasangan merupakan produk dari pasangan elektron positif dan elektron negatif. Penyerapan dari foton yang meliputi mekanisme dari produksi pasangan pada saat energi dari foton pada saat kejadian lebih besar dari dua kali massa saat elektron diam (rest mass) dari elektron yaitu 1,022 MeV [1,7]. Sepanjang interaksi produksi pasangan foton mempunyai energi yang dikonversikan ke pasangan elektron-positron. Pada titik ini positron berkombinasikan dengan elektron dalam proses anihilasi yang memproduksi 2 foton dengan energi masing-masing 0,511 MeV. Pada gambar 2.3 mempresentasikan proses interaksi pada produksi pasangan.



Gambar 2.3 proses interaksi *pair production*

## 2.2. *Fluence*, Kerma dan Dosis Serap

*Fluence* dari foton, KERMA dan dosis serap didefinisikan oleh *Internasional Commission of Radiation Unit (ICRU)*.

### 2.2.1. *Fluence*

*Fluence* dari foton adalah jumlah foton yang melewati tiap unit (*cross-sectional*) yang tegak lurus area. Energi *fluence* merupakan *fluence* yang dikalikan dengan energi [7].

### 2.2.2. Kerma

Kerma adalah energi kinetik rata-rata yang ditransfer foton ke muatan partikel tiap unit massa pada tiap interaksinya. Kerma dapat dipartisi ke dalam dua komponen yaitu energi yang ditransfer ke partikel bermuatan dan kemudian menghasilkan energi yang terdeposisi oleh energi yang hilang akibat tumbukan. Selain itu, energi telah ditransfer yang menghasilkan energi radiasi yang hilang [7].

### 2.2.3. Dosis serap

Dosis serap adalah energi yang diberikan oleh elektron tiap unit massa pada titik dari energi tumbukan yang hilang. Dosis serap merupakan kuantitas nonstokastik dari radiasi langsung dan tak langsung. Pada tahapan pertam, radiasi ionisasi tidak langsung mentransfer energi sebagai energi kinetik ke muatan partikel sekunder. Tahap selanjutnya, partikel bermuatan mentransfer beberapa energi kinetiknya ke medium dan hilang dalam bentuk bremsstrahlung dan anihilasi [7].

## 2.3. Film Dosimetri di Medis

Radiasi foton, elektron, proton digunakan dunia medis dalam diagnostik dan terapi. Dosimetri dari sumber radiasi ini dapat dibentuk dengan film radiochromic, yang mempunyai kemampuan untuk menghasilkan warna yang terlihat berubah sepanjang diradiasi. Dosimetri film radiochromic mempunyai keakuratan pengukuran dosis pada range 1cGy sampai 2500 Gy. Ideal dari sebuah dosimetri dari segi fisika adalah mampu mengukur dosis serap atau energi serap tiap unit massa dan memiliki satuan gray (Gy) [1].

Dengan memasukan beberapa faktor yang digunakan untuk merubah penyimpanan kuantitas dosis yang serap yang secara normal telah dibentuk standarisasi. Menggunakan energi foton tinggi dengan menggunakan linear accelerator, dengan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  sebagai lapangan radiasinya, 100 cm merupakan jarak sumber ke permukaan dan detektor ditempatkan pada kedalaman 5 cm

dalam water fantom. Kalibrasi berhubungan dalam penyetingan mesin dari monitor unit (beam on time) [6].

Sebagai contoh dari radioterapi dosimetri yang akan dipresentasikan pada pengukuran dosis kedalaman tertentu. Dosis pada kedalaman tersebut direlasibalikkan ke dosis pada titik tertentu yang spesifik dimana dosis dari sinar diukur normal ke arah datangnya sinar [1].

Teknik yang lain seperti semikonduktor, TLD dan film yang membandingkan hasil referensi dengan hasil perhitungan. Dosimetri yang ideal mempunyai sejumlah hal sebagai berikut:

**a. Akurasi**

Akurasi merupakan bagian yang penting dalam dosimetri yaitu kemampuan dalam pengukuran yang tepat dari dosis. Akurasi dibatasi oleh stokastik dan kesalahan sistem. Kesalahan sistem dapat disebutkan seperti penghitaman film (fogged film), kebocoran elektrometer (*electrometer leakage*) atau pengulangan bagian dalam pengukuran dalam satu arah [7].

**b. Presisi**

Presisi adalah pengulangan hasil dari teknik pengukuran dengan kondisi yang sama. Definisi tidak termasuk kesalahan sistematis dan berkaitan dengan konsistensi dari pengukuran. Presisi biasanya didefinisikan pada level 1 atau 2 standar deviasi dari fluktuasi dari pengukuran disekitar rata-rata [7].

**c. Ketepatan hasil**

Ketepatan hasil merupakan sebuah panduan kemampuan mendeteksi dosis terendah dengan tipe dosimeter yang tepat. Pembacaan yang memasukkan diantara fluktuasi *background* dan *noise* diantara detektor yang menentukan ketepatan hasil [2].

#### **d. Respon dosis**

Respon dosis merupakan pembacaan dari dosimeter yang memiliki hubungan proporsional linear terhadap dosis yang diberikan [7]. Respon laju dosis, pada detektor yang ideal mampu untuk tidak bergantung pada laju dosis yang diberikan. Selain itu dapat menjadi bagian penting menggunakan pulsa energi tinggi linear accelerator dimana pulsa dari tingginya dosis dari radiasi yang salurkan dalam waktu yang singkat.

#### **e. Ketergantungan terhadap energi**

Ketergantungan terhadap energi untuk detektor yang ideal tidak membedakan dalam respon energi terhadap dosis untuk membedakan kualitas radiasi [1]. Ketergantungan energi dari dosimeter membedakan dosis yang disalurkan dengan pasti kualitas radiasi, membedakan material dan tipe jaringan [7].

Penerimaan dari perubahan minimal dalam respons dosis dengan energi radiasi menyimplikasikan nomor atom efektif dari dosimeter yang dapat menentukan jenis material yang diinvestigasi [4]. Selain itu dapat juga menentukan jenis jaringan. Resolusi spasial: dosimeter yang ideal harus mampu menentukan dosis dalam volume kecil atau dosis titik. Secara praktis, semua dosimeter mempunyai keterbatasan ukuran dan pengukuran volume dibatasi oleh mekanisme stokastik dari deposisi dosis dalam dimensi mikroskopis [1].

Dosimeter radiochromic mempunyai spasial resolusi yang tinggi dan sensitivitas energi spektral yang rendah. Radiochromic yang relatif tidak sensitif terhadap cahaya yang terlihat (*visible light*) dan mudah dalam penanganan dan persiapan untuk produk tipe film yang dapat ditangani dan disiapkan di bawah cahaya normal. Dosimetri radiochromic warnanya dapat berubah secara langsung dan tidak mengalami proses kimia [2].

Perubahan warna dapat divariasikan bergantung pada material yang digunakan. Radiochromic film dosimeter berubah warna menjadi lebih gelap saat dipapar radiasi [2]. Formasi citra (image) dalam hasil radiochromic berasal



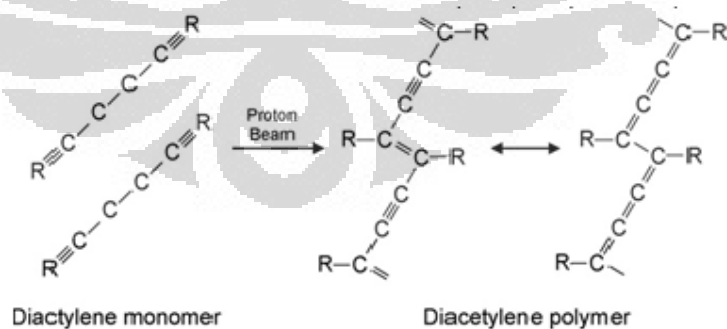
pembentukan dye atau proses polimerasi. Saat energi ditransfer dari foton dengan energi tertentu atau partikel yang respect terhadap bagian dari leuco dye (warna yang semakin berkurang dari foto molekul monomer) yang menginisiasikan pembentukan warna yang diakibatkan karena perubahan kimia (Gambar3.1.1) [2].

### 2.3.1. Film Gafchromic (EBT-2)

Film Gafchromic EBT-2 adalah salah satu dari perkembangan terbaru untuk menganalisis x ray untuk dosimetri radiasi dalam aplikasi radioterapi. Film berhubungan dengan dosis serap yang sangat berguna bagi fraksinasi pada radioterapi.

### 2.3.2. Kimia, fisika dan proses radiasi

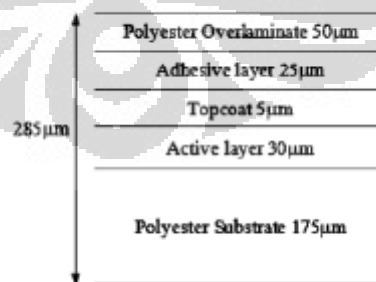
Reaksi pada film gafchromic didefinisikan sebagai pewarnaan langsung dari media oleh penyerapan radiasi yang tidak termasuk latent termal, optis, dan proses kimia atau amplifikasinya [1]. Pembentukan citra (image) dari organic radichromic dapat dimasukkan ke dalam isomerik cis dan trans yang telah disosiasi atau konversi yang dapat menghasilkan ketonik, anilic dan ikatan enolik. Tautomerasi ini dapat ditujukan ikatan double kolorasi dari asam organik anil, stilbenes, komponen polisiklik.



Gambar 2.4. Proses kimia dalam film saat diberi sinar foton

Material yang digunakan pada film gafchromic dalam membentuk citra yang diperlebar fungsinya aplikasi industri dan medis. Film tersebut memiliki warna yang sedikit transparan yang memberikan perubahan warna permanen dan dapat digunakan pada aplikasi dosis. Dosimetri tersebut terdiri dari substitusi *hidrofobia triphenylmethane leucocyanides* yang berada di bawah ikatan heterolityc dari kelompok nitrile yang membentuk pewarnaan yang tinggi dari dye dalam polimeric solid saat diradiasi [1]. Molekul tersebut dari material untuk pengembangan film yang secara normal terdiri dari strylene, vynil, atau nylon dengan dasar polimer [1]. Film gafchromic dengan tipe EBT-2 diberi dasar polydiacyteline dan ekstensif dan dapat digunakan pada medis dan industri. Tipe film ini disuplai dalam variasi bentuk yang lebih spesifik yang dibutuhkan dalam dunia medi yaitu 1 cGy sampai 2500 Gy.

Film gafchromic bagian lapisan aktifnya mendekati 30  $\mu\text{m}$  ketebalannya dan dilapisi 50  $\mu\text{m}$  polyester untuk bagian atas dan 175 $\mu\text{m}$  untuk bagian bawah. Untuk konstruksinya EBT-2 dua lapisan dari konstruksi film ini dilaminasi bersama dengan dual-lapisan *bonding tape*. Lapisan tersebut konstruksinya ketebalannya 285  $\mu\text{m}$ . Sedangkan lapisan adhesive diantara dua lapisan base poliester. Konstruksi ini menyebabkan total lapisan mendekati 25 mm. Lapisan aktif sangat terlihat antara bagian satu dengan yang lainnya yang telah diproduksi di beberapa perusahaan yang memiliki respon yang berbeda tiap lapisannya dan bervariasi, dapat dilihat pada gambar 2.5.

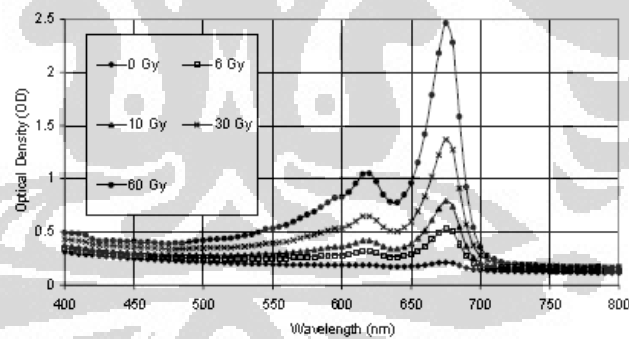


Gambar 2.5 Struktur film gafchromic EBT -2

### 2.3.3. Optikal Densitas dari Tipe Radiochromic

Optikal densitas dari film radiochromic yang mempunyai spektrum penyerapan (*dye light*) setelah diradiasi dengan dosis yang memiliki range dari 0 sampai 60 Gy (gambar 2.6). Film menghasilkan warna yang semakin gelap sebanding dengan peningkatan dosis yang diberikan. Hal tersebut terjadi karena lebarnya spektrum penyerapan dalam area yang terlihat oleh gambar 2.6. Lapisan film gafchromic terdiri dari mikrokristal dari monomer. Lapisan tersebut berada dibawah bagian dari polimerasi oleh radiasi ionisasi yang menjadikannya lebih hitam dengan dosis serap yang bertambah. Puncak penyerapan terlihat pada pita gelombang tampak yaitu pada 617 dan 675 nm.

Respon dosis dari film gafchromic pada panjang gelombang yang telah ditentukan. Variasi dari sensitivitas yang dapat membedakan panjang gelombang untuk spektrum cahaya tampak. Sensitivitas maksimum dihasilkan pada puncak penyerapan .



Gambar 2.6 Karakteristik penyerapan *Dye Light* pada EBT-2.

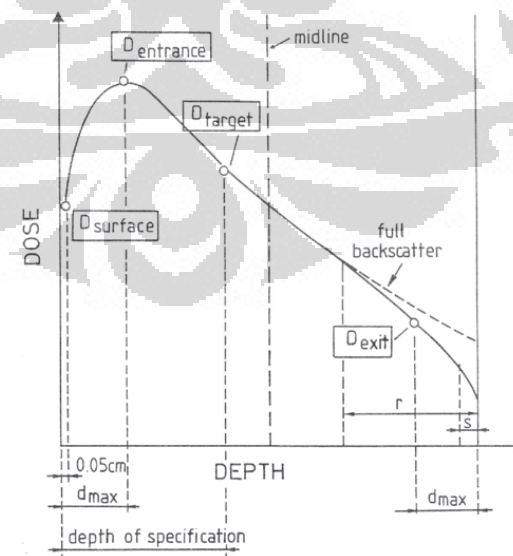
### 2.3.4. Keseragaman dalam respon film

Film dosimeter yang ideal menghasilkan respon saat diradiasi dengan seragam. Kalibrasi dan kecocokan dosis dapat dibentuk tanpa membutuhkan posisi yang komplikasi yang tergantung metode koreksi. Keseragaman dapat

didefinisikan sebagai skala mikroskopis dan makroskopis. Keseragaman sebagai derajat dari fluktuasi dalam optikal densitas pada film pada satu titik yang menarik. Derajat dari fluktuasi dapat disebabkan oleh beberapa faktor termasuk struktur optis dari lapisan aktif dan komponen lainnya, percak dalam struktur film sebagai material lain seperti partikel debu. Selain itu faktor seperti noise elektron dari penscaningan pada densitometer dapat menyebabkan efek keseragaman mikroskopis. variasi dari keseragaman mikroskopis disebabkan fungsi pembacaan resolusi spasial.

#### 2.4. Dosimetri In Vivo

Dosimetri *In-vivo* sebagai langkah untuk mendeteksi dosis secara aktual yang diberikan ke pasien yang telah direkomendasikan untuk mendeteksi kualitas dalam radioterapi [6]. Hal tersebut dapat mendeteksi variasi tipe dari kesalahan sepanjang pemberian dosis tersebut. Verifikasi dosis pada pembelajaran tersebut terdiri dari pengukuran untuk dosis maksimum (ekstrance dose) dan dosis keluaran (exit dose) dengan menggunakan film [5]. Akurasi dari pengukuran tersebut ditentukan oleh kombinasi ketidakpastian dari faktor kalibrasi dan faktor koreksi.



Gambar 2.7. Karakteristik sinar pada fantom dan parameter penting.

Dosimeter in vivo dapat dibagi menjadi tiga kelas yaitu pengukuran dosis ekstrins, pengukuran dosis keluaran, pengukuran dosis intracavitari [5]. Dalam penelitian ini dosimeter yang digunakan adalah pengukuran dosis ekstrins dan dosis keluaran. Pengukuran dosis ekstrins merupakan verifikasi output dan performa dari unit pada tiap perlakuan [6]. Pengukuran dosis ekstrins juga digunakan untuk mengecek akurasi dari set-up pasien. Pengukuran dosis keluaran untuk menverifikasi algoritma kalkulasi dosis dan menentukan parameter pasien, bentuk, ukuran, jaringan yang inhomogenitas pada prosedur perhitungan dosis [6]. Variasi metode tepat untuk dosis target dari pengukuran dosis ekstrins dan dosis keluaran.

#### **2.4.1. Penetrasi dari Sinar Foton dalam Fantom atau Pasien.**

Propagasi sinar foton dalam udara atau ruang vakum ditentukan dengan *invers square law*, sinar foton yang mengalami propagasi dalam fantom atau pasien, tidak hanya disebabkan karena *invers square law* tetapi juga atenuasi, hamburan dari sinar foton saat berinteraksi dengan fantom atau pasien [7]. Hal tersebut menyebabkan dosis terdosisasi dalam fantom atau pasien yang prosesnya dan perhitungan yang kompleks.

Fungsi yang digunakan dengan menyesuaikan detektor radiasi dalam jaringan ekuivalen atau fantom. Dosis dan laju dosis pada titik referensi yang ditentukan dalam fantom air untuk penentuan dari kondisi referensi, kedalaman, variasi lapangan, jarak sumber ke permukaan [7].

Tipe distribusi dosis pada sumbu utama berkas dari sinar foton dapat ditentukan dengan profil untuk arah horizontal dan vertikal dengan PDD (*percentage depth dose*). Beberapa titik penting dan daerah yang dapat diidentifikasi. Sinar yang diterima kulit, yang disebut sebagai dosis permukaan ( $D_s$  atau dosis skin). Dosis yang diterima bagian luar dari pasien dinamakan dosis keluaran ( $D_{ex}$ ). Dosis yang diterima di kedalaman maksimal dinamakan dosis maksimal ( $D_{max}$ ).

#### 2.4.2. Dosis Permukaan

Dosis permukaan dari sinar foton tergantung dengan energi sinar foton dan lapangan. Energi sinar foton untuk lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , dosis permukaan 30% dari dosis maksimum pada cobalt, 15% untuk x ray 6 MV, 10% untuk x ray 18 MV [7]. Dosis permukaan akan meningkat dengan lebarnya lapangan.

Dosis permukaan yang rendah dibandingkan dengan dosis maksimum didefinisikan dengan efek pada kulit (*skin sparing effect*) dan merepresentasikan pentingnya keuntungan dari sinar orthovoltage dan sinar superficial daripada megavoltage dalam perlakuan terapi pada kedalaman tumor [6]. Sinar orthovoltage dan superficial tidak memiliki *skin sparing effect*, karena dosis maksimum sama dengan dosis permukaan.

Dosis permukaan merupakan kontribusi dari tumbukan foton dari kolimator, flattening filter, dan udara, backscattered foton dari pasien dan energi elektron yang tinggi yang dihasilkan oleh interaksi foton dengan udara dan beberapa shielding dan vicinity pasien [7].

#### 2.4.3. Kedalaman dari Dosis Maksimum

Kedalaman dosis maksimum tergantung pada energi sinar dan lapangan. Energi sinar tergantung pada beberapa efek, ukuran lapangan sering diabaikan akan memberikan efek kecil [7]. Kedalaman dosis maksimum dapat diketahui dengan menentukan dosis kedalaman terlebih dahulu. Kedalaman maksimum dari linac elekta 6MV pada lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  adalah 1,5 cm.

#### 2.4.4. Dosis Keluaran

Dosis yang diberikan ke pasien pada titik keluar direferensikan sebagai dosis keluaran. Secara sistematis distribusi dari dosis maksimum sampai dengan dosis keluaran menurun, dapat dilihat dari ekstrapolasi kurva distribusi dosis [7]. Seperti dosis permukaan, dosis keluar dapat diukur dengan detektor yang diorientasikan di bawah sumber (di titik sumbu utama berkas). Selain itu dapat juga menggunakan dosimetri lain seperti film, TLD, MOSFET dan lain-lain.

## 2.5. Parameter dari Perlakuan Radiasi

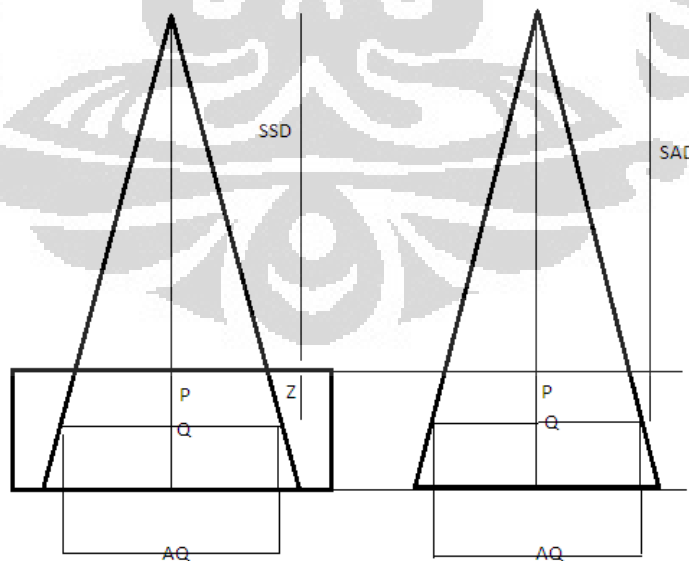
Radioterapi sinar eksternal dengan sinar foton dengan tiga treatment mesin yaitu x ray unit, isotop teleterapi unit  $C_{60}^{60}$  dan linear accelerator. Parameter dari dosis sinar eksternal dengan sinar foton; kedalaman terapi, ukuran lapangan, SSD atau SAD, dan energi sinar foton [7].

Sinar yang digunakan dalam radioterapi mempunyai variasi bentuk yang disesuaikan dengan bentuk target, bentuk yang simple dan efisiensi. Secara umum bentuknya dapat dikategorikan kedalam empat bentuk yaitu square, retangullar, circular, irregular [7].

Perubahan lapangan mempengaruhi dosis yang diterima pasien hal ini karena adanya collimator factor, peak scatter factor, relative dose factor.

$$OF = \frac{D_p(z_{maks}, A, f, h\nu)}{D_p(z_{maks}, 10, f, h\nu)} \quad (1)$$

$D_p(z_{maks}, A, f, h\nu)$  adalah dosis pada kedalaman dosis maksimum, lapangan tertentu, jarak dari permukaan sumber 100 cm, dan energi tertentu. Sedang  $D_p(z_{maks}, 10, f, h\nu)$  sama dengan parameter sebelumnya hanya lapangannya  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .



Gambar 2.8. Teknik SSD dan SAD

### 2.5.1. Persentase Dosis Kedalaman (Percentage Depth Dose /PDD)

Distribusi dosis pada central axis dinormalisasikan dengan  $D_{maks} = 100\%$  pada kedalaman dosis maksimum dan kemudian direferensikan sebagai distribusi PDD, dapat dilihat dari persamaan 2.

$$PDD(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P} \quad (2)$$

Dengan  $D_Q$  adalah dosis pada kedalaman  $Q$  pada kedalaman  $z$  pada sumbu utama berkas dari fantom.  $D_P$  merupakan dosis pada kedalaman maksimum pada sumbu utama berkas dari fantom. Selain hal tersebut dapat juga ditentukan dengan menggunakan *inverse square law*.

### 2.5.2. Off-Axis Ratio (OAR) dan Profil Sinar

Distribusi sinar sepanjang sinar pada central axis memberikan informasi untuk keakuratan deskripsi dosis dalam pasien. Distribusi dosis dengan 2D dan 3D ditentukan dengan sumbu utama berkas hubungannya dengan profil dosis [7].

Dalam bentuk yang sederhana, off-axis dapat diberikan dengan profil sinar yang telah diukur secara tegak lurus ke sinar di sumbu utama berkas yang diberikan pada kedalaman dosis maksimum dalam fantom [5]. Kedalaman dari pengukuran pada kedalaman dosis maksimum dan 10 cm untuk verifikasi dari kepatuhan dengan spesifikasi mesin, dalam penambahannya dapat dilakukan pada kedalaman yang lain.

Kombinasi dosis pada sumbu utama berkas dengan off-axis menghasilkan volume dosis matriks yang didasarkan pada 2D dan 3D pada distribusi dosis. Off-Axis Ratio (OAR) biasanya didefinisikan sebagai perbandingan dosis pada off-axis ke dosis pada sinar central axis pada kedalaman yang sama dalam fantom [9].

Profil sinar x megavoltage mempunyai tiga area yaitu penumbra, umbra, dan sentral [7]. Area central mempresentasikan porsi sentral dari profil yang menyebar dari sinar central axis diantara 1-1,5 cm dari geometri lapangannya. Geometri ukuran lapangan diindikasikan oleh lapangan optikal cahaya yang



didefinisikan sebagai pemisahan antara 50% titik dosis level dari profil sinar. Area sinar dari profil sinar disebabkan oleh energi dari elektro yang menumbuk target.

Daerah penumbra dari profil sinar dosis berubah secara cepat dan tergantung juga pada lapangan yang telah didefinisikan dengan kolimator, ukuran batas dari titik fokal (ukuran sumber) dan lateral elektronik yang tidak seimbang.

Daerah umbra adalah area luar dari lapangan radiasi yang jauh berpindah dari titik lapangan. Dosis pada area tersebut secara umum lemah dan berasal dari transmisi dari kolimator dan pelindung kepala pesawat (*head shielding*).

Profil dosis secara uniform diukur dengan scan sepanjang pusat dari major beam axis untuk variasi kedalaman fantom air. Dua parameter yang kuantitasnya secara uniform ditentukan oleh flatness lapangan dan simetri lapangan.

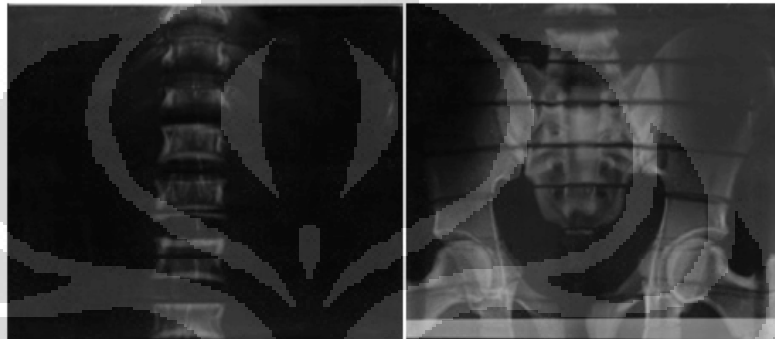
## **2.6. Kalibrasi Faktor Keluaran dari Pesawat Linac Untuk Sinar Foton dengan Menggunakan TRS 398.**

Kalibrasi sinar foton didasari pada faktor kalibrasi dalam dosis serap ke air. Pada penggunaan TRS 398 disebut sebagai  $N_{D,W,Q_0}$  untuk dosimeter pada sinar referensi dari kualitas  $Q_0$ . Sinar foton digenerasikan oleh elektron dengan energy dari 1 sampai 50 MeV. Untuk sinar foton mengikuti referensi kualitas sinar dari Co 60 dengan sinar gamma. Faktor kalibrasi dari sinar foton dengan kualitas Q adalah  $N_{D,W,Q}$ . kalibrasi kualitas dapat menggunakan kode praktis dengan normalisasi variasi  $N_{D,W,Q}$  ke  $N_{D,W,Q_0}$  (9).

Kondisi referensi digambarkan oleh menyetingan kualitas influence dari koefisien kalibrasi chamber. Faktor-faktor tersebut adalah temperature udara, tekanan, dan humidity  $k_{Q,Q_0}$ , aplikasi tegangan chamber dan polaritas ( $k_{elec}$  dan  $k_{pol}$ ), kebocoran arus chamber, dan efek stem dari chamber (7).

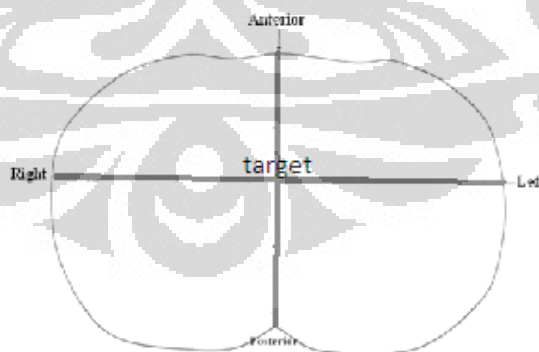
## 2.7. Kanker Servik

Perlakuan kanker menggunakan sinar dengan energi tinggi untuk merusak sel kanker, dan aman untuk jaringan di sekitarnya. Radioterapi untuk kanker diberikan secara eksternal dan internal atau kombinasi dari keduanya. Radioterapi dari cervix carcinoma memiliki organ sekitar yaitu bladder dan rectum yang dapat dilihat pada gambar 6.1. (5)



Gambar 2.9. Geometri kanker serviks.

Target dari kanker servix berada dipertengahan dari tebal tubuh pasien yang dapat dilihat pada gambar 6.2 (5). Kedalaman target yaitu di pertengahan dari kedalaman pasien.



Gambar 2.10. Posisi target dari kanker serviks.

## 2.8. Dosis Kulit

Sensitifitas berbagai organ tubuh terhadap radiasi pengion sangat bervariasi. Dengan demikian berbagai organ dan jaringan tubuh mempunyai dosis ambang yang berbeda. Kulit digolongkan ke dalam kelompok organ yang sangat sensitif terhadap radiasi selain testis dan ovarium. Paparan radiasi pada kulit dapat terjadi selama berlangsungnya prosedur terapi yang berhubungan dengan sumber radasi [10].

Tingkat kerusakan pada kulit akibat paparan radiasi bergantung pada berbagai faktor yang meliputi jenis radiasi, dan karakteristik kualitas kulit seperti tekstur, umur, warna, ketebalan dan lokasi kulit. Bila ditinjau dari besarnya dosis radiasi maka dosis tunggal 10-20 Gy atau dosis terbagi menjadi 2Gy/hari dengan total 20-40 Gy menyebabkan terjadinya eritema sampai dosis tunggal lebih besar dari 27 Gy yang mengakibatkan terjadinya nekrosis pada kulit yang tidak dapat disembuhkan karena kulit kehilangan fungsi proteksi [10].

## 2.9. Densitometer

Densitometer adalah alat untuk mengukur tingkat kehitaman (optikal densitas) dari film. Densitometer didasari oleh membandingkan intensitas cahaya tanpa melalui film dengan melalui film. Hubungan antara optikal densitas (OD) dengan perbandingan adalah sebagai berikut

$$OD = \log \frac{I_0}{I} \quad (3)$$

$I_0$  adalah intensitas cahaya tanpa melalui film,  $I$  adalah intensitas cahaya yang melalui film.

## BAB III

### METODOLOGI PENELITIAN

#### 3.1. Pengukuran Persentasi Dosis Kedalaman (PDD/ *Percentage Depth Dose*)

PDD merupakan salah satu hal yang penting dalam perlakuan foton. Hal tersebut dikarenakan PDD merupakan faktor penentu dari dosis yang diterima pasien sepanjang perlakuan. Dari grafik PDD dapat ditentukan dosis pasien pada kedalaman yang ingin diketahui. Nilai maksimum PDD adalah 100 % yaitu pada kedalaman dosis maksimum. Untuk perlakuan foton dengan energy 6MV kedalaman dosis maksimumnya adalah 1,5 cm.

Dari fantom yang sudah disiapkan seperti pada metodologi percobaan yang pertama. Detektor dalam fantom dipindahkan dari permukaan ke bagian bawah fantom. Detektor dipindahkan dari satu titik ke titik yang lainnya secara random. Pembacaan dilakukan sebanyak tiga kali. Dari data tersebut dibuat grafik antara kedalaman dengan bacaan elektrometer yang dikonversikan ke dosis. Kemudian dosis yang didapat dibandingkan dengan dosis pada kedalaman maksimum yang bernilai 100%.

#### 3.2. Pengukuran Profil dari Sinar Foton

Profil foton merupakan bacaan detektor pada kedalaman maksimum yang bergerak secara horizontal. Pada percobaan yang penulis lakukan bacaan detektor dilakukan dengan jarak antara satu dengan yang lainnya dilakukan secara acak (random). Pemindahan dari satu titik dengan titik lainnya diberi jarak yang tidak teratur sehingga untuk mendapatkan pada titik tertentu dapat dilakukan dengan interpolasi. Bacaan dilakukan sebanyak tiga kali. Bacaan dari detektor dikonversikan kedalam dosis. Ketentuan dari pembuatan profil adalah bacaan pada titik sentral bernilai 100 sedangkan yang lainnya dapat ditentukan dengan

perbandingan. Sehingga didapat kurva hubungan antara axis pada kedalaman maksimum dengan perbandingan yang dihasilkan.

### 3.3. Pengukuran Faktor Keluaran Pesawat LINAC dengan Menggunakan TRS 398 Sinar Foton.

Pengukuran faktor keluaran dari linac menggunakan TRS 398. Hal tersebut ditujukan agar keluaran dari Linac sesuai dengan yang diinginkan. Jika terdapat ketidakpastian maka dicari faktor koreksi digunakan untuk mendapatkan hasil yang sesuai dengan yang direncanakan.

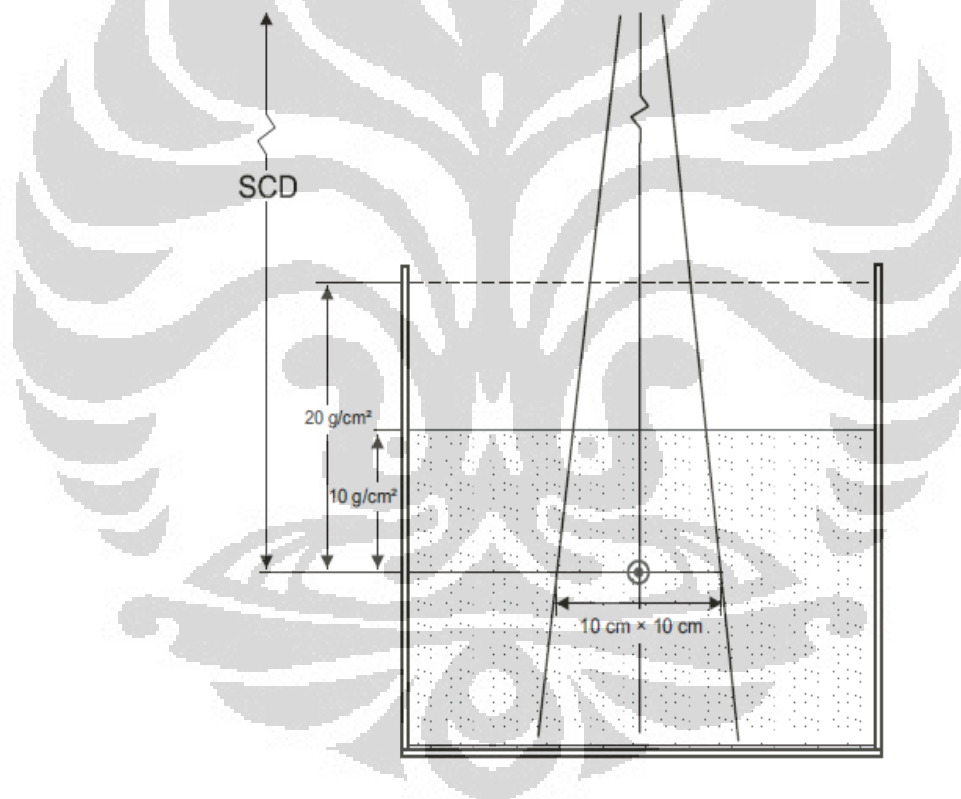
TRS 398 untuk pesawat Linac pada energi 6 MV diawali dengan penyusunan detektor dan elektrometer. Detektor diletakkan di dalam ruang perlakuan, sedangkan elektrometer diletakkan di ruang operator. Detektor yang digunakan tersebut menggunakan PTW serial 30001/30010, dengan material *chamber wall* adalah PMA dan ketebalannya  $0,045/0,057 \text{ g/cm}^2$ . Penyerapan dosis ke air memiliki faktor kalibrasi  $N_{D,w,Q_0} = 4,96 \times 10^{-2} \text{ Gy/nC}$ . Kualitas kalibrasi yang digunakan  $Q_0$   $C_{60}$  dengan kedalaman kalibrasi  $5 \text{ g/cm}^2$  dan  $Q_0$  yang merupakan foton yang disesuaikan dengan  $TPR_{20,10}$  (lihat gambar 3.1). Kondisi referensi untuk kalibrasi  $P_0 = 101,3 \text{ kPa}$ ,  $T_0 = 20,0 \text{ }^\circ\text{C}$ . Model elektrometer yang digunakan adalah TANDEM T41013 dengan tanggal 18-11-09 nomor serial 804.

Unit perlakuan radiasi dan penentuan kondisi referensi untuk  $D_{w,Q}$ , accelerator yang digunakan pada perlakuan kali ini adalah E 1350 RSGS, dengan laju dosis  $200 \text{ MU/min}$ , fantom referensi yang digunakan adalah fantom air dengan ukuran lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , kedalaman referensi  $5,0 \text{ g cm}^{-2}$ , potensial  $6\text{MV}$ ,  $TPR_{20,10}$  dengan beam quality  $0,675$ , set up yang digunakan adalah SSD dengan jarak referensi  $100 \text{ cm}$ .

Sebelum langkah selanjutnya, dilakukan pemeriksaan operasional dosimetri sehingga dapat digunakan untuk pengukuran. Fantom di meja pasien, dengan menambahkan air sesuai dengan ketentuan. Kemudian detektor dilakukan di tempat yang telah disediakan. Mengatur luas lapangan berkas radiasi  $10 \times 10 \text{ cm}^2$

pada permukaan air dengan jarak sumber dengan permukaan 100 cm (SSD), menempatkan detektor pada kedalaman 5 cm pada titik efektif pengukuran yang tepat. Kemudian mencatat temperatur dan tekanan ruang yang akan digunakan sebagai  $k_{TP}$ .

Penyinaran pada pesawat Linac dilakukan dengan mengikuti petunjuk layar panel untuk jenis treatment yaitu dengan menggunakan foton 6 MV dan menyesuaikan input dengan aksesoris yang digunakan. Menetapkan monitor unit pada pesawat Linac, dalam hal tersebut menggunakan 200 MU, setelah itu dilakukan paparan.

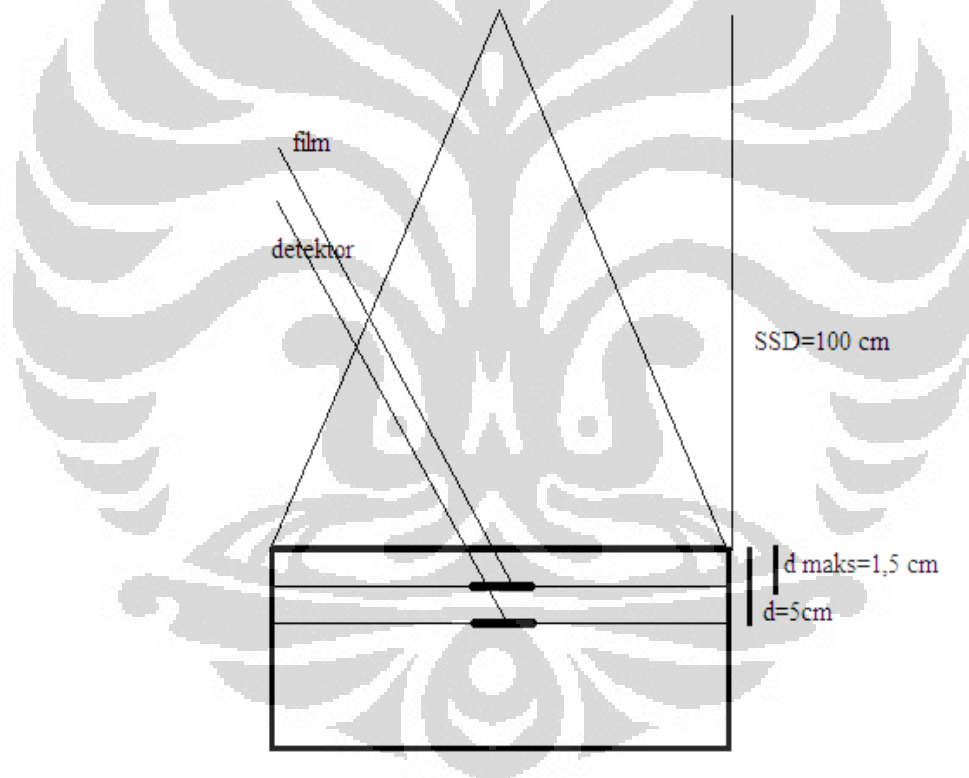


Gambar 3.1. Skema pengambilan faktor keluaran pesawat Linac

### 3.4. Kalibrasi Film

Kalibrasi film dilakukan untuk menentukan hubungan antara dosis dengan bacaan film. Hal tersebut dapat menggunakan dua metode yaitu dengan menggunakan densitometer atau dengan bacaan *pixel value* dari film.

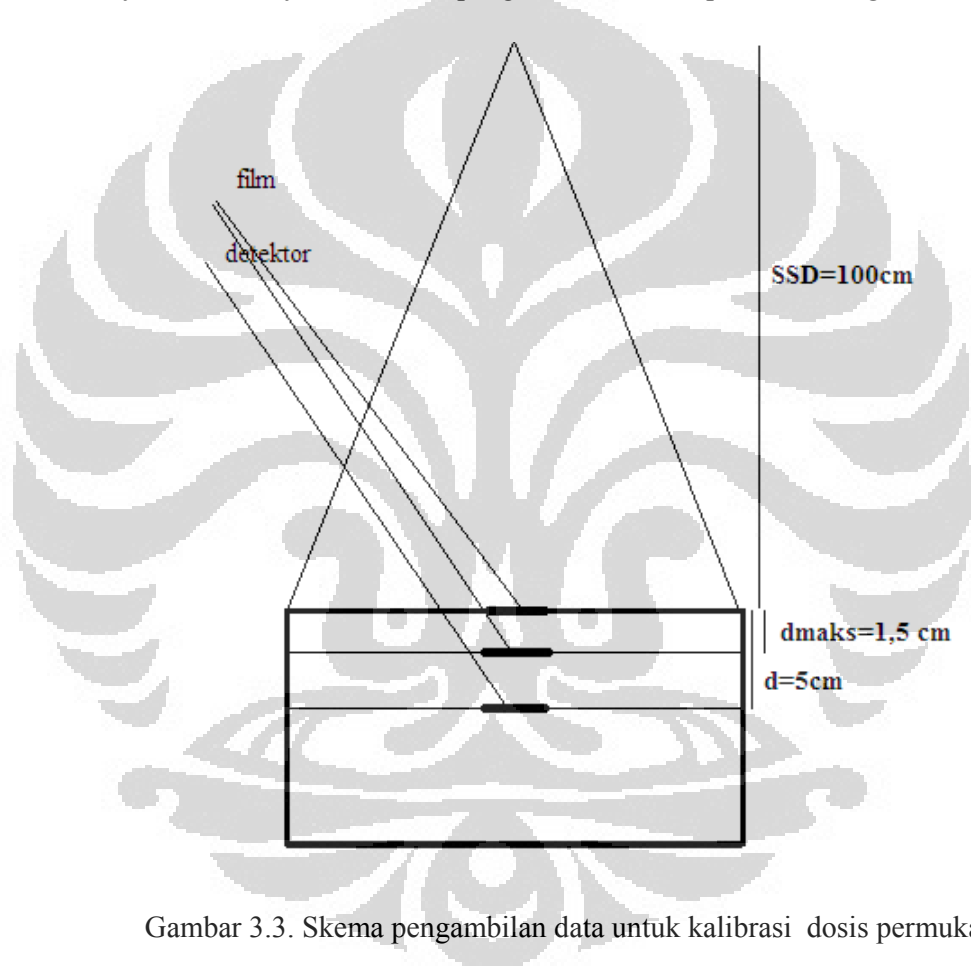
Film gafchromic diletakkan pada kedalaman 1,5 cm dengan lapangan 10 x 10 cm<sup>2</sup> SSD 100 cm. film diberi sinar 10, 30, 50, 80, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 500, 700, 800, 900, 1000 cGy. Dengan berdasarkan hasil TRS 398 yang dilakukan pada metodologi yang pertama didapat konversi bahwa 1 cGy = 1 MU.



Gambar 3.2. Skema Pengambilan data untuk kalibrasi film.

### 3.5. Konversi antara dosis di kedalaman dosis maksimum dengan di kulit

Konversi dilakukan untuk mendapatkan faktor koreksi antara di kedalaman maksimum dan di kulit atau di permukaan. Film tidak hanya diletakkan di kedalaman maksimum tetapi juga di permukaan. Yang dilakukan pada dosis 200 cGy yang sering digunakan pada perlakuan terapi ke pasien. Untuk mendapatkan data yang lebih akurat penulis juga melakukan hal yang sama pada 100 cGy dan 300 cGy. Skema dari pengambilan data dapat dilihat di gambar 3.3.



Gambar 3.3. Skema pengambilan data untuk kalibrasi dosis permukaan dengan kedalaman dosis maksimum

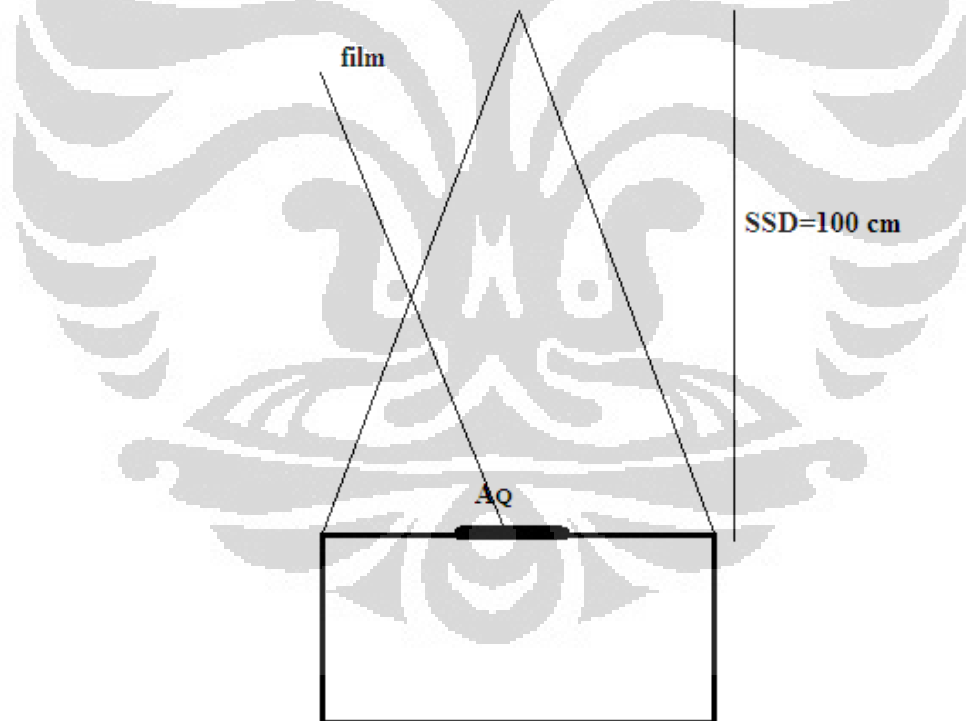
Persiapan yang dilakukan adalah mempersiapkan meja pasien dan solid fantom dengan ketebalan 1,5 cm film diletakkan di meja pasien di titik axis. Agar film tidak berubah posisi maka dilekatkan sedikit plester di tepi. Setelah hal tersebut, dilakukan pengaturan jarak antara sumber dan fantom 100 cm.



Penyinaran dengan range 10, 30, 50, 80, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 500, 700, 800, 900, 1000 cGy. Pada treatment 200, 250, 300 cGy di permukaan di beri film. Dengan 1 MU = 1cGy. Setelah selesai penyinaran film disimpan di empat aman untuk dibaca densitas dan *pixel value* nya.

### 3.6. Film dengan variasi lapangan

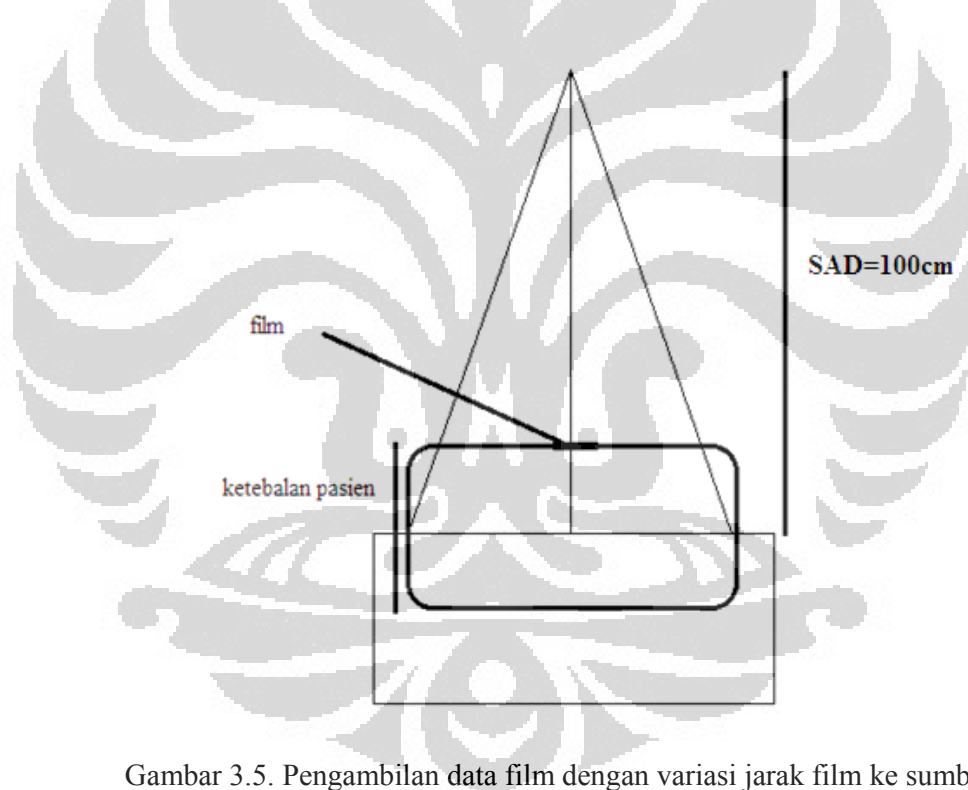
Pada tahapan ini, variasi lapangan yang diambil adalah  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $13 \times 13 \text{ cm}^2$ ,  $14 \times 14 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $18 \times 18 \text{ cm}^2$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ ,  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ,  $35 \times 35 \text{ cm}^2$  dan  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . Penentuan lapangan pada jarak antara sumber dengan film 100 cm. Monitor unit yang diberikan 200 MU. Film diletakkan pada kedalaman maksimum kemudian disinari dengan variasi lapangan tersebut. Selain hal tersebut, film juga diletakkan pada kedalaman target. penyinaran film dilakukan dengan dosis sama yaitu 200 cGy.



Gambar 3.4. Mekanisme pengambilan film untuk variasi lapangan

### 3.7. Film dengan Variasi Jarak Film ke Sumber

Pada pasien kanker serviks teknik yang digunakan adalah SAD. SAD merupakan teknik yang menetapkan lapangan pada target dengan jarak antara target dengan sumber tetap yaitu 100 cm. Sedangkan ketebalan pasien berkisar antara 18 cm sampai 22 cm. Sehingga kedalaman target 9 cm sampai 11 cm. Jarak antara film dengan sumber 91 cm sampai 89 cm (lihat gambar 3.5). Lapangan yang digunakan adalah lapangan referensi yaitu 10 x 10 cm<sup>2</sup>. Monitor unitnya 200 MU.



Gambar 3.5. Pengambilan data film dengan variasi jarak film ke sumber.

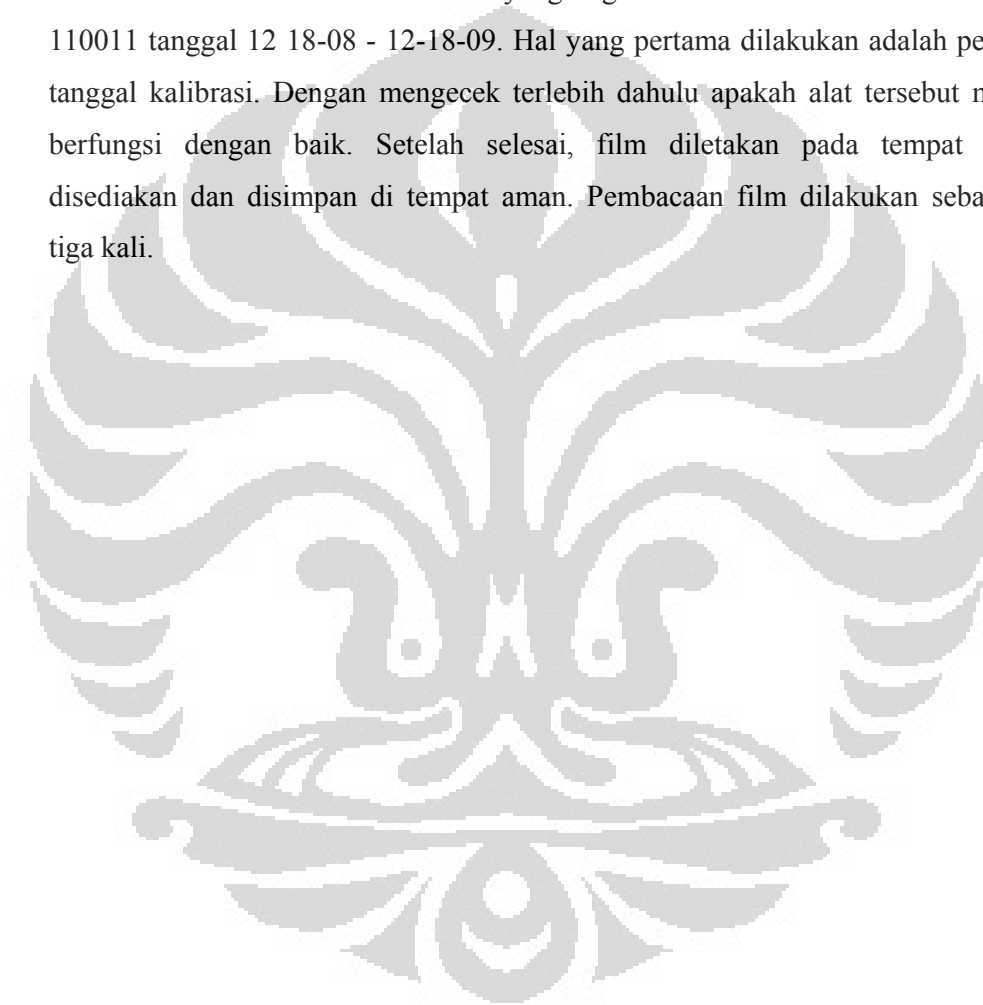
### 3.8. Pengukuran Dosis Kulit pada Pasien

Pengukuran dosis pada pasien kanker serviks dilakukan dengan meletakkan film di titik central pada perlakuan. Film diletakan di permukaan kulit pasien. Agar posisi film tidak berubah maka diberi sedikit plester. Tiap kali selesai

treatment untuk satu lapangan, film segera diambil. Hal tersebut ditujukan sebagai contoh dan verifikasi dosis pada kulit pasien.

### **3.9. Pembacaan Film dengan Densitometer**

Densitometer merupakan peralatan yang digunakan untuk mengukur tingkat kehitaman sebuah film. Semakin hitam film tersebut maka nilai densitanya akan semakin besar. Densitometer yang digunakan adalah mode 07-443 seri 110011 tanggal 12 18-08 - 12-18-09. Hal yang pertama dilakukan adalah periksa tanggal kalibrasi. Dengan mengecek terlebih dahulu apakah alat tersebut masih berfungsi dengan baik. Setelah selesai, film diletakan pada tempat yang disediakan dan disimpan di tempat aman. Pembacaan film dilakukan sebanyak tiga kali.

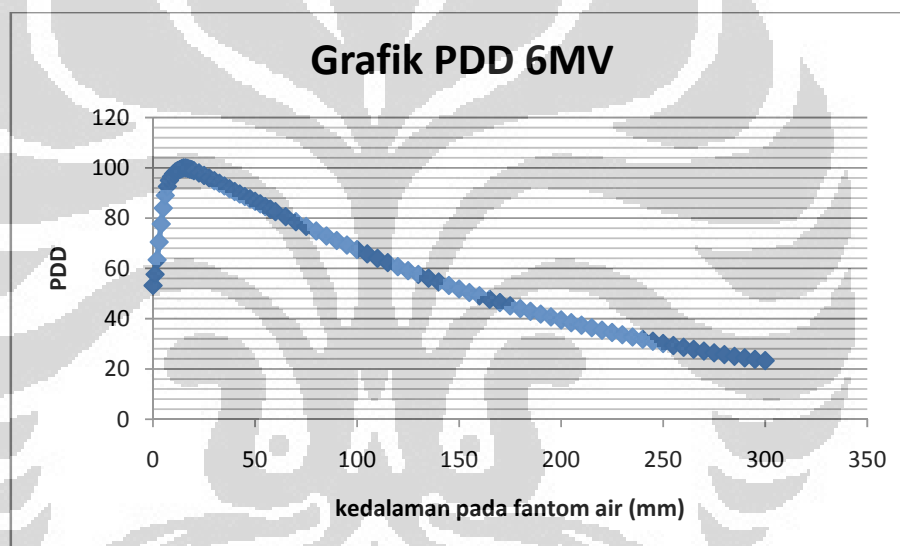


## BAB IV

### PENGOLAHAN DATA, ANALISIS DAN DISKUSI

#### 4.1. Persentase Dosis pada Kedalaman

Pembacaan dosis pada sumbu utama berkas yang diambil secara vertikal diperlihatkan pada hasil grafik 4.1.



Grafik 4.1. PDD untuk energi 6 MV lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$

PDD merupakan presentase dosis yang membandingkan dosis pada kedalaman tertentu dengan kedalaman dosis maksimum dengan nilai normalisasi kedalaman dosis maksimum bernilai 100%. PDD digunakan untuk menentukan dosis pada kedalaman tertentu. PDD bergantung pada energi, lapangan, jarak sumber ke permukaan dan kedalaman. Pengambilan kurva PDD pada grafik 4.1 dilakukan pada jarak antara sumber ke permukaan 100 cm sampai kedalaman 30 cm, lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , dan foton 6MV.

Pada pengukuran PDD, nilai bacaan dipengaruhi oleh penyerapan dan hamburan dari sinar foton dalam fantom. Grafik 4.1 menggambarkan penyerapan dan hamburan yang ada dalam tubuh pasien dan fantom dengan variasi kedalaman pada sinar foton 6MV, lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Monitor unit yang diberikan adalah 200 MU. Dosis didapat dengan konversi faktor keluaran yang akan didapatkan dengan TRS 398, akan dibahas pada sub bab 4.

Dengan grafik tersebut dapat ditentukan dosis pada kedalaman tertentu. Pada permukaan, presentasi dosis yang diterima sebesar 53,4 %. Sedangkan nilai 100% berada pada 1,5 cm, karena pada kedalaman tersebut bacaan memiliki nilai paling besar. Kedalaman tersebut merupakan  $d_{\text{maks}}$  atau kedalaman dosis maksimum. Jika monitor unit yang diberikan adalah 200 MU maka pada 1,5 cm nilai monitor unitnya adalah 200 MU. Kedalaman maksimum (30 cm) pada PDD yang terlihat pada grafik 4.1 adalah 23 %. Pada kedalaman tersebut dapat ditentukan nilai dari dosis keluaran. Dosis keluaran disesuaikan dengan ketebalan pasien atau ketebalan fantom.

Pada pasien kanker serviks, letak target berada disekitar pertengahan ketebalan pasien. Jika pasien memiliki ketebalan 30 cm maka letak target ada pada kedalaman 15 cm. Jika teknik yang digunakan SSD maka pada kedalaman tersebut PDD nya bernilai 51,8 %. Dosis pada kedalaman tersebut dinamakan dosis midline.

Pada grafik PDD terdapat beberapa hal penting yaitu dosis permukaan atau dosis kulit yang dipengaruhi oleh hamburan foton dari kolimator, *flattening filter*, udara, dan hamburan balik dari pasien. Daerah build up yang berada pada  $Z=0$  dan  $Z=Z_{\text{maks}}$ . Pada grafik PDD yaitu pada kedalaman 0 cm (permukaan) dan kedalaman 1,5 cm.

Sedangkan pada kedalaman 1,5 cm sampai dengan kedalaman 30 cm adalah daerah penetrasi. Pada daerah tersebut dosis mengalami penurunan. Hal tersebut dikarenakan penetrasi energi kinetik foton akibat interaksi dengan pasien atau fantom.

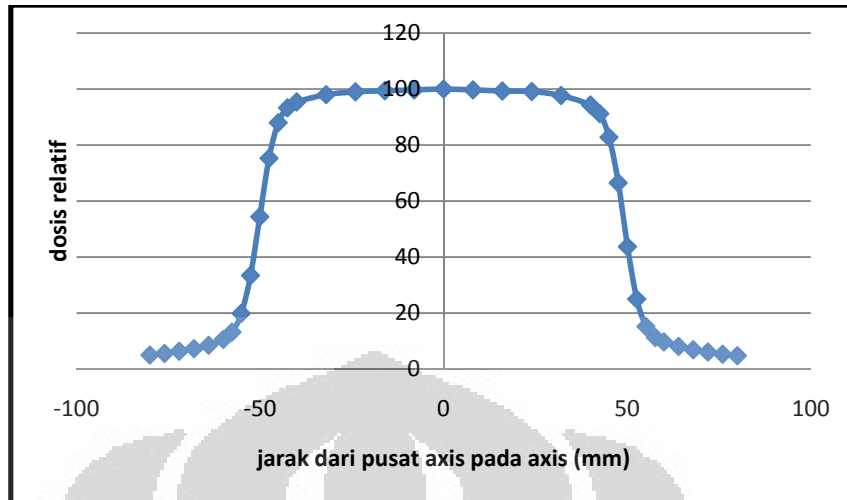
#### 4.2. Profil Sinar Foton 6MV

Profil adalah pengambilan dosis pada kedalaman dosis maksimum yang diambil dari kanan ke kiri. Profil merupakan grafik yang digunakan untuk menentukan kesimetrisan lapangan. Hubungan yang dicari adalah dosis relatif dengan jarak dari pusat axis ke axis.

Profil diambil dari bagian kiri yaitu 8 cm sampai 8 cm dari pusat axis ke kanan. Dari grafik dapat dilihat bahwa pada titik pusat axis 5 cm ke kiri dan 5 cm ke kanan memiliki nilai dosis relatif 100. Kemudian dari -5 cm ke kiri dan 5 cm ke kanan mengalami penurunan tajam. Daerah yang bernilai 100 diambil sebagai lapangan pasien. Daerah tersebut dinyatakan sebagai daerah sentral. Dari grafik 4.2. dapat dilihat antara central ke kiri dan central ke kanan simetri. Sedangkan -5 ke kiri dan 5 ke kanan adalah daerah penumbra.

Grafik profil dapat dilihat kesimetrisan dari sinar foton. Simetris berarti daerah kanan axis pusat dengan daerah kiri axis pusat adalah sama. Kesimetrian dari profil sangat penting untuk homogenitas. Hal tersebut dapat berarti bahwa dosis pasien tersebar secara homogen pada daerah target. Dapat dilihat pada grafik, lapangan yang dapat diambil adalah  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  sebagai lapangan target, dengan dosis relatif 100. Diluar lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  adalah daerah dengan penurunan nilai dosis relatif yang menurun tajam. Dengan karakter tersebut, maka daerah di luar lapangan target memiliki nilai dosis relatif yang menurun. Hal tersebut sangat baik untuk daerah diluar lapangan target yang berupa daerah dengan banyak jaringan sehat, yang harus dilindungi dari radiasi.

Profil menggambarkan penyebaran dosis secara horizontal. Profil dipengaruhi oleh hamburan, energi, kedalaman. Energi yang berbeda memiliki grafik profil yang berbeda. Demikian juga untuk kedalaman. Oleh karena itu pada saat pengambilan profil haruslah dengan energi tetap dan kedalaman tetap.



Grafik 4.2. profil sinar foton 6MV pada lapangan 10x10 cm<sup>2</sup> di kedalaman dosis maksimum

#### 4.3. Kalibrasi Faktor Keluaran Sinar Foton 6MV dengan TRS 398

Kalibrasi faktor keluaran dari pesawat Linac, dilakukan agar dosis yang dikeluarkan sesuai dengan yang direncanakan. Besaran dari kalibrasi faktor keluaran memiliki satuan cGy/MU. Nilainya sangat dipengaruhi oleh koreksi temperatur dan tekanan ruangan, faktor kalibrasi polaritas, faktor kalibrasi elektrometer dan faktor rekombinasi. Selain itu, bergantung juga pada bacaan elektrometer dan faktor kalibrasi dosis serap ke air yang bernilai  $4.96 \times 10^{-2}$  Gy/nC.

Faktor kalibrasi temperatur ruangan dan tekanan dipengaruhi oleh tekanan dan temperatur ruangan yang dibandingkan dengan tekanan dan temperatur standar. Temperatur ruangan 20 °C dan tekanannya 101,3 kPa. Temperatur ruang 22°C dan tekanan 1010 kPa. Faktor kalibrasi temperatur dan tekanan

$$K_{TP} = \frac{P_0(273,2 + T)}{P(273,2 + T_0)} = \frac{101 (273,2 + 22)}{101,3(273,2 + 20)} = 1,00682. \quad (4)$$

Faktor koreksi polaritas dipengaruhi oleh bacaan pada polaritas positif (M+) yang dijumlahkan bacaan polaritas negatif (M-) dibagi dengan dua kali bacaan polaritas negatif (M-). Bacaan pada polaritas positif adalah 35,55 dan bacaan pada polaritas negatif 35,55. Sehingga hasil dari faktor koreksi polaritas adalah

$$K_{pol} = \frac{|M_-| + |M_+|}{|2M_-|} = \frac{35,55 + 35,55}{2 \times 35,55} = 1,000. \quad (5)$$

Faktor koreksi rekombinasi (metode dua tegangan) dipengaruhi oleh tegangan normal dan tegangan reduksi. Hasil bacaan elektrometer pada V1 (400V) adalah M1=35.55, sedang pada bacaan elektrometer pada tegangan reduksi (100V) adalah M2=35,23. Perbandingan tegangan 4,00, perbandingan M1/M2 =1,009. Dengan perbandingan tegangan maka dapat ditentukan nilai  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$ . Dari hubungan

$$K_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (6)$$

Maka didapat nilai  $K_s = 1,003$ .

Dengan hasil faktor koreksi tersebut maka didapat bacaan dosimeter yang telah dikoreksi yaitu

$$M_Q = M \cdot K_{TP} \cdot K_{elec} \cdot K_{pol} \cdot K_s = 1,7829 \times 10^{-1} \text{ nC/Mu} \quad (7)$$

Kemudian dapat ditentukan laju dosis serap di air pada kedalaman referensi yaitu 5 cm. Dengan menggunakan persamaan di bawah ini didapat

$$N_{w,Q}(z \text{ ref}) = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0} = 8,8780 \times 10^{-3} \text{ Gy/MU} \quad (8)$$

Dengan menggunakan nilai PDD pada kedalaman 5 cm, maka dapat ditentukan nilai keluaran dari kedalaman dosis maksimum. Sehingga didapat nilai faktor keluaran pada kedalaman maksimum dengan lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD =100 cm pada energi sinar foton 6MV sebesar  $1,0147 \times 10^{-2} \text{ Gy/MU}$ .



#### 4.4. Kalibrasi Film

Kalibrasi film dimulai dengan pengambilan film di kedalaman dosis maksimum, pada foton dengan energi 6MV yang berada di 1,5 cm. Nilai dosis pada kedalaman dosis maksimum sama dengan nilai dosis yang diberikan. Pengaruh film pada pemberian dosis yang bervariasi dapat dilihat pada tabel 4.1. Film diletakan pada kedalaman dosis maksimum ditujukan mencari faktor kalibrasi antara pembacaan dengan densitometer dengan dosis yang diberikan.

Film tersebut diperlakukan dengan dosis yang berbeda. Tingkat kehitaman film bertambah sebanding dengan penambahan dosis yang diberikan. Hal tersebut disebabkan film yang diberikan dosis terjadi interaksi pada lapisan aktif film. Lapisan aktif film akan berubah warna saat berinteraksi dengan foton yang diberikan. Semakin besar dosis berarti semakin banyak foton yang diberikan maka akan semakin banyak interaksi yang terjadi. Interaksi antara foton dengan materi film menyebabkan proses kimia yang menyebabkan materi berubah warna. Dapat diamati bahwa kehitaman film bertambah saat diberi dosis bertambah.

Dari data pada tabel 4.1 dapat dilihat perlakuan dosis yang semakin meningkat, optikal densitas dari film juga meningkat karena tingkat kehitaman film juga meningkat. Dengan fitting dapat dipelihatkan grafik hubungan antara dosis dan optikal densitas seperti yang terlihat pada gambar 4.3.

Persamaan yang didapat dari grafik tersebut adalah

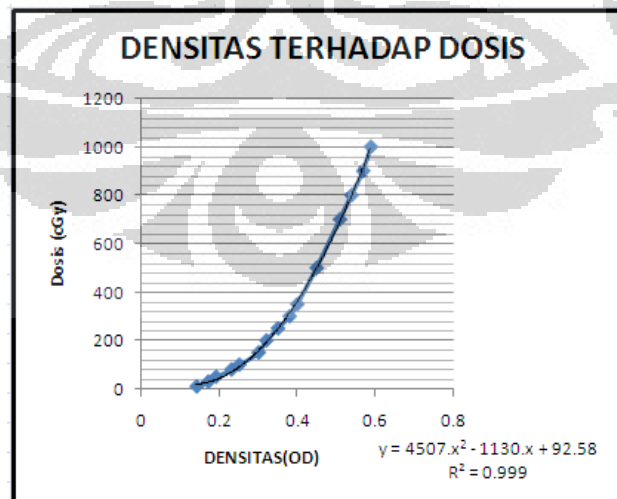
$$y = 4507.x^2 - 1130.x + 92.58 \quad (9)$$

$$R^2 = 0.999$$

dengan y adalah optikal densitas sedang x adalah cGy.

Tabel 4.1. hasil pengukuran optikal densitas film pada perlakuan MU yang berbeda

No	Dosis(cGy)	OD1	OD2	OD3	ODrata-rata
1	10	0.14	0.14	0.14	0.14
2	30	0.17	0.17	0.17	0.17
3	50	0.19	0.19	0.19	0.19
4	80	0.23	0.23	0.23	0.23
5	100	0.25	0.25	0.25	0.25
6	150	0.3	0.3	0.3	0.3
7	200	0.32	0.32	0.32	0.32
8	250	0.35	0.35	0.35	0.35
9	300	0.38	0.38	0.38	0.38
10	350	0.4	0.4	0.4	0.4
11	500	0.45	0.45	0.45	0.45
12	700	0.51	0.51	0.51	0.51
13	800	0.54	0.54	0.54	0.54
14	900	0.57	0.57	0.57	0.57
15	1000	0.59	0.59	0.59	0.59



Grafik 4.3. Densitas film terhadap Dosis

#### 4.5. Faktor Koreksi Film di Permukaan dengan di Kedalaman Dosis Maksimum

Pembacaan film pada permukaan ditujukan untuk mendapatkan faktor koreksi antara pembacaan film pada permukaan dengan pada kedalaman dosis maksimum. Hasil pembacaan optikal densitas pada permukaan untuk 200 cGy adalah 0,22 sedang pada kedalaman dosis maksimum 0,32 (tabel 4.2). Dari data tersebut maka didapat faktor koreksi dari densitas optik pada permukaan dengan dosis pada kedalaman maksimum

Tabel 4.2. Perbandingan pembacaan film di d maks dengan permukaan

Letak Film	OD1	OD2	OD3	OD rata-rata
Permukaan	0,22	0,22	0,22	0,22
Kedalaman dosis maksimum	0,32	0,32	0,32	0,32

$$\text{Koreksi film} = \frac{\text{pembacaan film di d maks}}{\text{pembacaan film di permukaan}} = \frac{0,32}{0,22} = 1,454 \quad (10)$$

Faktor koreksi tersebut memperlihatkan bahwa dengan mengetahui dosis maksimum maka dapat diketahui dosis permukaan. Faktor koreksi didapat dengan membandingkan dosis pada kedalaman maksimum dengan MU permukaan yaitu 1,454. Sehingga dapat dicari nilai dosis pada permukaan yaitu  $200 \text{ MU} / 1,454 = 137,55 \text{ MU}$ . Jika dikonversikan dengan hasil kalibrasi output maka didapat nilai dosis pada permukaan yaitu  $137,55 \text{ MU} \times 1,0147 \text{ cGy/MU} = 139,52 \text{ cGy}$ .

Untuk nilai MU lainnya yang dikonversikan ke dosis dapat dilihat pada tabel 4.3. optikal densitas di permukaan ditentukan dengan dibagi faktor koreksi film. Kemudian dengan menggunakan persamaan yang didapat dari grafik 4.3, dapat ditentukan nilai dosisnya.

Tabel 4.3 konversi optikal densitas (OD) film pada dmaks ke permukaan dan dosisnya

Dosis (cGy)	OD di zmaks	OD di permukaan	Dosis permukaan(cGy)
10	0.14	0.096	6.97
30	0.17	0.117	20.93
50	0.19	0.130	34.88
80	0.23	0.15	55.80
100	0.25	0.173	69.76
150	0.3	0.206	104.64
200	0.32	0.22	139.52
250	0.35	0.240	174.4
300	0.38	0.26	209.28
350	0.4	0.277	244.16
500	0.45	0.31	348.80
700	0.51	0.35	488.32
800	0.54	0.371	558.09
900	0.57	0.393	627.85
1000	0.59	0.407	697.60

#### 4.6. Koreksi Film dengan Bacaan Detektor

Bacaan detektor sebanding dengan monitor unit yang diberikan, laju dosis, PDD pada kedalaman 5 cm yang dibagi dengan  $N_{D,W}$ , koreksi temperature dan tekanan serta  $K_{Q,Q_0}$ . Hasil perhitungan untuk 200 MU adalah 35,23.

$$M_{det}^{corr} = \frac{MU \times D \times OF \times PDD \times CF}{N_{D,W} \times K_{T,P} \times K_{Q,Q_0}} \quad (11)$$

$$= \frac{200 \text{ MU} \times 1,0147 \frac{\text{cGy}}{\text{MU}} \times 1 \times 86,7\% \times 1}{4,96 \times 10^{-2} \frac{\text{cGy}}{\text{nCx}} \times 1,0068 \times 1,008} = 35,23$$

### Estimasi dosis

Dosis yang diberikan dipengaruhi oleh monitor unit, laju dosis, lapangan dan faktor koreksi. Untuk 200 MU, lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , PDD pada 5 cm dan faktor koreksi 1, maka didapat dosis yang diberikan 175,95 cGy

$$\text{MU} = \frac{\text{Given Dose}}{\dot{D} \times \text{OF} \times \text{PDD} \times \text{Corection Factor}} \quad (12)$$

$$\text{GD (Given Dose)} = \text{MU} \times \dot{D} \times \text{OF} \times \text{PDD} \times \text{CF} \quad (13)$$

$$= 200 \text{ MU} \times 1,0147 \text{ cGy} \times 1 \times 86,7 \%$$

$$= 175,95 \text{ cGy}$$

$$\text{GD} = M_{det}^{corr} \times N_{D, W} \times k_{T, P} \times k_{Q, Q_0} \quad (14)$$

$$\text{Dosis (d)} = \frac{\text{dosis film (d maks)}}{\text{PDD (detektor)} \times \text{OF} \times \text{CF}} \quad (15)$$

$$= \frac{200 \text{ MU} \times 1,0147 \frac{\text{cGy}}{\text{MU}}}{86,7 \% \times 1 \times 1} = 175,95 \text{ cGy}$$

Koreksi film pada kedalaman 5 cm yaitu kedalaman detektor yaitu dengan membandingkan hasil bacaan film dengan bacaan detektor. Dosis di kedalaman 5 cm sebanding dengan bacaan dosis film pada kedalaman maksimum yang dibagi dengan percentage depth dose (PDD) dan faktor koreksi lapangan dan accessories. Dari hasil perhitungan dosis kedalaman detektor adalah 175,95 cGy

#### 4.7. Film pada Variasi Lapangan

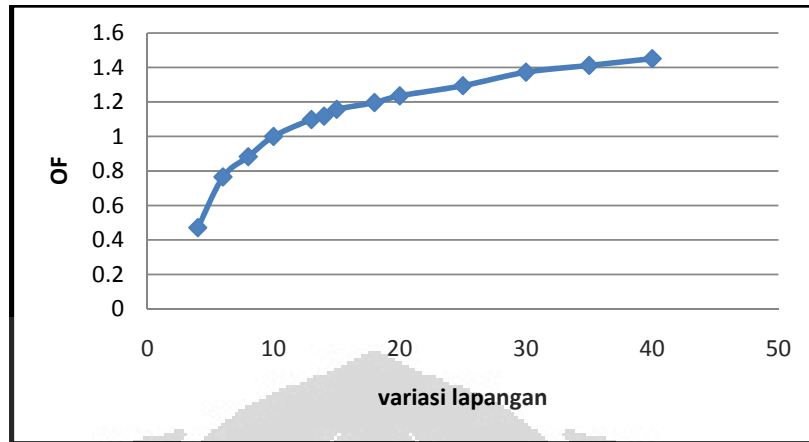
Film diberikan perlakuan monitor unit 200 MU atau setara dengan 200 cGy dengan lapangan yang bervariasi. Hal tersebut ditujukan untuk mengetahui faktor pengaruh lapangan terhadap pembacaan film. Grafik 4.4 adalah grafik hubungan antara variasi lapangan terhadap faktor keluaran atau output faktor

(OF). OF adalah hasil perbandingan antara hasil bacaan film pada variasi lapangan terhadap lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Hasil bacaan film dengan MU sebesar 200 MU dengan lapangan yang bervariasi dapat dilihat pada tabel 4.2. Nilai dari bacaan meningkat saat lapangan meningkat. Seperti yang terlihat pada grafik.4.4. Hal tersebut dikarenakan semakin besar lapangan maka nilai hamburan bertambah. Hamburan bertambah menyebabkan bacaan film semakin bertambah dan dosis juga bertambah. Dari lapangan  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  sampai lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  nilai OF meningkat lebih tajam dibanding dengan lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  sampai  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  (dapat di lihat pada grafik 4.4).

Tabel 4.3. Pembacaan film pada variasi lapangan

lapangan	OD1	OD2	OD3	OD rata-rata	OF
4	0.08	0.08	0.08	0.08	0.47
6	0.13	0.13	0.13	0.13	0.76
8	0.15	0.15	0.15	0.15	0.88
10	0.17	0.17	0.17	0.17	1
13	0.18	0.19	0.19	0.187	1.1
14	0.19	0.19	0.19	0.19	1.12
15	0.2	0.19	0.2	0.197	1.16
18	0.2	0.2	0.21	0.203	1.2
20	0.21	0.21	0.21	0.21	1.24
25	0.22	0.22	0.22	0.22	1.3
30	0.23	0.24	0.23	0.233	1.37
35	0.24	0.24	0.24	0.24	1.41
40	0.24	0.25	0.25	0.247	1.45



Gambar 4.4 Grafik OSF pada sinar foton 6 MV

#### 4.8. Pengambilan film pada Variasi Kedalaman Target

Variasi kedalaman target didasari variasi ketebalan pasien. Ketebalan pasien serviks di RSPAD yaitu antara 19 cm sampai 22 cm. Sedangkan target berada pada kedalaman 9 cm sampai 12 cm. Lapangan ditentukan pada jarak 100 cm dari sumber yaitu lapangan target yaitu  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Film diletakan pada kulit sehingga jarak antara film dengan sumber adalah 100 cm dikurangi kedalaman target. Hasil film tersebut dibandingkan dengan bacaan pada kedalaman dosis maksimum. Hasil pengambilan film dapat dilihat pada tabel 4.3.

Tabel 4.4 perbandingan OD pada jarak film ke sumber dengan OD pada dmaks

Jarak film ke sumber (cm)	OD film	OD film pada dmaks	Perbandingan
91	0.19	0.226	1.196
90.5	0.186	0.226	1.209
90	0.185	0.226	1.223
89.5	0.183	0.226	1.237
89	0.18	0.226	1.251

Berdasarkan data pada tabel 4.3 pembacaan film pada jarak yang mendekati sumber mengalami penurunan OD. Hal tersebut dapat juga dilihat dari perbandingan dengan OD pada kedalaman dosis maksimum yang semakin besar. Semakin besar jarak antara kulit dengan kedalaman target, semakin banyak interaksi yang terjadi. Interaksi yang terjadi menyebabkan pembacaan film pada kedalaman target dengan kulit semakin besar perbandingan.

Variasi kedalaman target didasari variasi ketebalan pasien dan penentuan lapangan pada kedalaman target. Ketebalan pasien berada pada 19 cm sampai 22 cm. Sedangkan rata-rata target berada pada kedalaman 9 cm sampai 12 cm. Lapangan ditentukan pada jarak 100 cm dari sumber yaitu lapangan target. Film diletakan pada kulit sehingga jarak antara film dengan sumber adalah 100 cm dikurangi kedalaman target. Hasil pengambilan film dapat dilihat pada tabel 4.3.

#### 4.9. Film pada Permukaan Pasien dan Analisa

Kanker serviks secara geometris terletak di tengah-tengah ketebalan pasien. Jika ketebalan pasien adalah 20 cm maka letak target 10 cm. Di sekitar kanker serviks terdapat organ yang penting di antaranya bladder dan rektum yang harus dilindungi. Adapun jika menerima dosis, nilainya di bawah dosis ambang. Beberapa hal yang harus diperhatikan dalam panyinaran kanker serviks yaitu, lapangan target, dosis target, kedalaman target, dan penggunaan kolimator, *wedge* dan *tray*.

Lapangan pasien tergantung pada besar ukuran target, karena lapangan ditentukan pada kedalaman target. Ukuran lapangan target berkembang sebanding dengan tingkat perkembangan kanker serviks yang diderita pasien. Lapangan pasien tidaklah berbentuk persegi. Untuk itu perlu adanya konversi dari lapangan pasien ke lapangan ekuivalen. Jika lapangan pasien berupa  $a \times b$  maka lapangan ekuivalen didapat dari

$$a_{\text{ekuivalen}} = \frac{2 \times a \times b}{a+b} \quad (16)$$



Tabel 4.6 Data pasien kanker serviks

		ukuran lap	ekuivalen lap	kedalaman target (cm)	MU target	Koreksi		
						kolimator	Wedge	tray
pasien A	lap 1	20.5x25.1	22.6x22.6	9.33	121	1.032	1.000	0.990
	lap 2	20.8x25.1	22.7x22.7	11.75	106	1.032	1.000	0.987
pasien B	lap 1	18.0x19.0	18.5x18.5	9.49	113	1.026	No	no
	lap 2	18.0x19.0	18.5x18.5	10.07	115	1.026	No	no
pasien C	lap 1	15.5x16	15.7x15.7	8.15	110	1.019	1.000	1.000
	lap2	15.5x16	15.7x15.7	10.37	118	1.019	1.000	1.000

Sehingga lapangan ekuivalennya adalah  $(a \times a)_{\text{ekuivalen}}$ . Penentuan lapangan pada jarak sumber ke target 100 cm. Hasil lapangan tersebut dikonversikan ke faktor keluaran atau output factor (OF). Yang merupakan hasil bagi antara lapangan pasien dengan lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Pasien kanker serviks direncanakan dengan dua lapangan yaitu AP dan PA. AP adalah lapangan yang diambil dari sudut gantri  $0^\circ$ . Sedangkan PA diambil dari sudut gantri  $180^\circ$ . Dengan masing-masing lapangan memiliki kedalaman target yang berbeda. Pasien menerima dosis dari dua lapangan penyinaran dengan jumlah dosis per fraksi kurang lebih 200 cGy. Adapun jika nilainya lebih harus mendapat persetujuan dokter onkologi.

Lokasi serviks berada diantara organ riskan yang harus dilindungi. Oleh karena itu dalam penyinaran dibutuhkan kolimator, wedge, tray. Hal tersebut dapat dilihat pada faktor koreksi. Nilai koreksi didapat dengan membandingkan penyinaran tanpa kolimator, wedge dan tray dengan penyinaran dengan menggunakannya.

Penelitian dilakukan dengan menggunakan film yang diletakan pada pusat di kulit pasien. Agar film tidak bergerak maka diberikan sedikit plester pada ujung film. Film diletakan pada bagian AP dan PA. Nilai dari hasil film akan dibandingkan dengan hasil perhitungan berdasarkan dosis yang diberikan.

Tabel 4.7 Perhitungan dosis kulit berdasarkan dosis target (Data TPS)

	$\frac{MU \text{ target } \times \text{Laju dosis}}{\left(\frac{100}{(100 - \text{depth target})}\right)^2} \times F \text{ coll } \times F \text{ wedge } \times F \text{ tray}$	Dosis kulit / dosis permukaan (cGy)
A lap 1	$\frac{121 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{90.67}\right)^2} \times 1.032 \times 1.000 \times 0.990$	98.8
Alap 2	$\frac{106 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{88.25}\right)^2} \times 1.032 \times 1.000 \times 1.000$	81.2
B lap 1	$\frac{113 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{90.51}\right)^2} \times 1.026$	91.6
B lap 2	$\frac{115 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{89.93}\right)^2} \times 1.026$	91.9
C lap 1	$\frac{110 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{91.85}\right)^2} \times 1.019 \times 1.000 \times 1.000$	84.0
C lap 2	$\frac{118 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{89.63}\right)^2} \times 1.019 \times 1.000 \times 1.000$	94.4

Pada tabel 4.7 dapat dilihat perhitungan data TPS (treatment planning system). Dapat dilihat perhitungan dosis sangat dipengaruhi oleh jarak (dengan menggunakan invers square law), laju dosis, dosis target dan faktor koreksi yang digunakan seperti wedge, tray, dan kolimator.

Sedangkan dari data film yang diletakan di permukaan pasien juga dapat ditentukan nilai dosisnya. Terlebih dahulu ditentukan koreksi lapangan yang diperoleh dengan membandingkan lapangan pasien dengan lapangan referensi (10 x 10 cm<sup>2</sup>). Kemudian ditentukan juga jarak film ke sumber akibat dari variasi ketebalan pasien. Ketentuan tersebut dinamakan koreksi jarak yang diperoleh dari data 4.8. Dengan hasil dari keterangan sebelumnya didapat optikal densitas film pada kedalaman target dan lapangan 10 x 10 cm<sup>2</sup>. Grafik 4.3 yang menyatakan

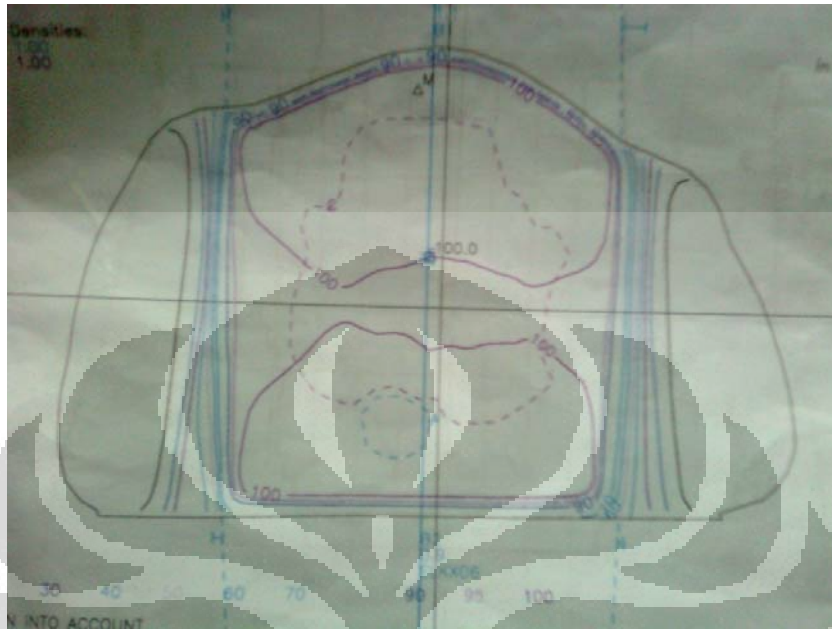
hubungan antara optikal densitas dengan dosis. Dari grafik tersebut dapat ditentukan dosis kulit pasien. Selain itu dapat juga ditentukan dengan persamaan 9.

Dari uraian di atas dapat dibandingkan dosis kulit pasien hasil bacaan film dengan data TPS. Pada tabel 4.8 dapat dilihat bahwa perbedaan antara keduanya rata-rata 0,937 %. Perbedaan dicari dengan menentukan selisih dan normalisasi data TPS 100%. Nilai rata-rata yang di bawah 1 % menunjukkan bahwa film dapat digunakan sebagai detektor selain TLD, MOSFET dan lain-lain. Dengan nilai maksimum yaitu 0,946 % dan minimal 0,929%. Nilai deviasi atau sebarannya adalah  $5,94 \times 10^{-3}$ . Tingkat sebaran tersebut menyatakan bahwa data film memiliki presisi yang tinggi.

Tabel 4.8 Pengolahan film hasil pengambilan pada kulit pasien

Pasien	Film (OD)	Koreksi lapangan	Koreksi jarak	Dosis kulit dari film (cGy)	Dosis kulit dari data (cGy)	Selisih (cGy)	Presetase (%)
A lap1	0,24	1,26	1,19	99,72	98,8	0,925	0,936
A lap2	0,203	1,27	1,29	81,96	81,2	0,759	0,935
B lap 1	0,227	1,25	1,21	92,45	91,6	0,852	0,929
B lap 2	0,217	1,25	1,27	92,77	91,9	0,869	0,945
C lap 1	0,21	1,16	1,21	84,79	84	0,795	0,946
C lap 2	0,217	1,16	1,23	95,28	94,4	0,882	0,935

a. **Pasien A**



Gambar 4.5. Perencanaan terapi kanker serviks dan kurva isodose pasien A

Pasien A diperlakukan dua lapangan yaitu lapangan 1 dan lapangan 2. Lapangan 1 memiliki ukuran lapangan  $20,5 \times 25,1 \text{ cm}^2$  yang memiliki lapangan ekuivalen  $22,6 \times 22,6 \text{ cm}^2$ . Sehingga faktor koreksi lapangan 1,26. Kedalaman target 9.33 yang diukur kulit pasien. Jika diukur dari sumber maka jarak sumber ke permukaan adalah 90.67 cm karena jarak sumber ke target (SAD) adalah 100 cm. Dengan menggunakan inverse square law sehingga didapat nilai perbandingan dengan dosis target. Monitor unit yang diberikan untuk lapangan target adalah 121 MU. Dengan faktor koreksi kolimator, wedge dan tray yang masing-masing nilainya adalah 1.032, 1.000 dan 0,990. Hal tersebut dapat diperhitungkan sehingga didapat nilai dosis permukaan (tabel 4.5) yaitu 98,8 cGy.

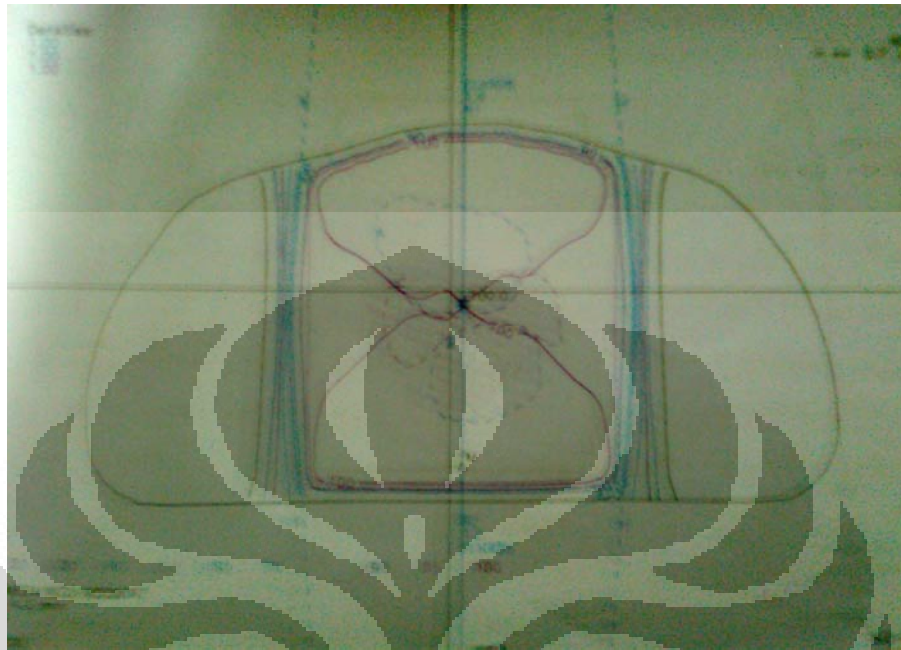
Sedang untuk lapangan 2 memiliki ukuran  $20,8 \times 25,1 \text{ cm}^2$  dengan ekuivalen lapangan  $22,7 \times 22,7 \text{ cm}^2$ . Sehingga koreksi lapangan 1,26. Kedalaman target 11,75 cm sehingga jarak dari sumber dengan kulit (  $100-11,75$ ) cm adalah

88,25 cm. Dengan menggunakan inverse square law didapat perbandingan dengan dosis target. Monitor unit yang diberikan ke target untuk lapangan 2 yaitu 106 MU. Jumlah MU yang diberikan ke target dari lapangan 1 dan 2 yaitu  $106 \text{ MU} + 121 \text{ MU} = 227 \text{ MU}$ . Faktor koreksi untuk kolimator, wedge, dan tray adalah 1.032, 1,000, dan 0,987. Hal tersebut menentukan nilai dosis permukaan, yang dapat dilihat perhitungannya pada tabel 4.5 yaitu 81,2 cGy.

Hasil dari pembacaan film yang diletakan di kulit pasien dapat dilihat pada tabel 4.6. Hasil pembacaan film terlebih dahulu dikoreksi terhadap lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  yang besarnya 1.26 untuk lapangan 1 dan 1.27 untuk lapangan 2. Karena jarak antara film dengan sumber yang diambil di pasien berbeda dengan jarak antara film dengan variasi dosis (lihat sub bab 4) untuk itu perlu dikoreksi. Nilai koreksi diambil dengan interpolasi membandingkan bacaan film pada jarak antara sumber dengan permukaan pasien dengan film pada jarak kedalaman dosis maksimum. Dari hasil tersebut diperoleh 1,19 untuk lapangan 1 dan 1,29 untuk lapangan 2. Densitas optik dari hasil tersebut melalui grafik 4.3. dapat dicari monitor unit yang diberikan yaitu 78 MU pada lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  yang setara dengan dosis 99,72 cGy pada kulit pasien.

Dari kedua data diatas dapat dicari perbedaannya. Yaitu perbedaan antara data yang dihasilkan dari pembacaan film dan koreksi film pada kedalaman dosis maksimum dengan dosis yang dihasilkan berdasarkan perencanaan yang diberikan ke pasien. Perbedaannya adalah 0,936 % untuk lapangan 1 dan 0,935% untuk lapangan 2.

**b. Pasien B**



Gambar 4.6. Perencanaan terapi kanker serviks dan kurva isodose pasien B

Pasien B diperlakukan dua lapangan yaitu lapangan 1 dan lapangan 2. Lapangan 1 memiliki ukuran lapangan  $18 \times 19 \text{ cm}^2$  yang memiliki lapangan ekuivalen  $18,5 \times 18,5 \text{ cm}^2$ . Kedalaman target  $9,49 \text{ cm}$  yang diukur kulit pasien. Jika diukur dari sumber maka jarak sumber ke permukaan adalah  $90,51 \text{ cm}$  karena jarak sumber ke target (SAD) adalah  $100 \text{ cm}$ . Dengan menggunakan inverse square law sehingga didapat nilai perbandingan dengan dosis target, yaitu target pada kedalaman  $100$  dan kulit  $90,51 \text{ cm}$ . Monitor unit yang diberikan untuk lapangan target adalah  $113 \text{ MU}$ . Dengan faktor koreksi kolimator  $1.026$ . Hal tersebut diatas dapat dikalkulasikan sehingga di dapat nilai dosis pada permukaan seperti yang terlihat pada tabel 4.5 yaitu  $91,6 \text{ cGy}$ .

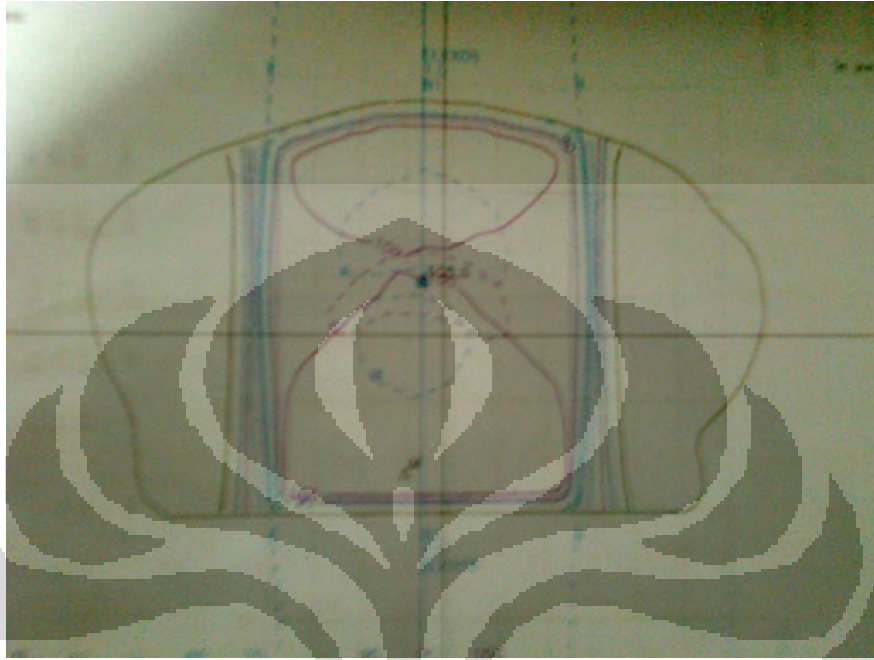
Sedang untuk lapangan 2 memiliki ukuran  $18 \times 19 \text{ cm}^2$  dengan ekuivalen lapangan  $18,5 \times 18,5 \text{ cm}^2$ . Lapangan 1 dan 2 pada pasien B sama. Sehingga koreksi lapangan  $1,25$ . Kedalaman target  $10,07 \text{ cm}$  sehingga jarak dari sumber dengan kulit ( $100-10,07$ )  $\text{cm}$  adalah  $89,93 \text{ cm}$ . Dengan menggunakan inverse

square law didapat hubungan dengan dosis pada kedalaman target. Monitor unit yang diberikan ke target untuk lapangan 2 yaitu 115 MU. Jumlah MU yang diberikan ke target dari lapangan 1 dan 2 yaitu  $113 \text{ MU} + 115 \text{ MU} = 228 \text{ MU}$ . Faktor koreksi untuk kolimator adalah 1.026. Hal tersebut menentukan nilai dosis permukaan, yang dapat dilihat perhitungannya pada tabel 4.5 yaitu 91,9 cGy.

Hasil dari pembacaan film yang diletakan di kulit pasien dapat dilihat pada tabel 4.6. Hasil pembacaan film terlebih dahulu dikoreksi terhadap lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  yang besarnya 1.25 untuk lapangan 1 dan 1.25 untuk lapangan 2. Karena jarak antara film dengan sumber yang diambil di pasien berbeda dengan jarak antara film dengan variasi dosis (lihat sub bab 4) maka harus dikoreksi. Nilai koreksi diambil dengan interpolasi membandingkan bacaan film pada jarak antara sumber dengan permukaan pasien dengan film pada jarak kedalaman dosis maksimum. Dari hasil tersebut diperoleh 1,21 untuk lapangan 1 dan 1,27 untuk lapangan 2. Densitas optik dari hasil tersebut melalui grafik 4.3 dapat dicari monitor unit yang diberikan yaitu 72,89 MU untuk lapangan 1 dan 73,14 MU untuk lapangan 2.

Dari kedua data diatas dapat dicari perbedaannya. Yaitu perbedaan antara data yang dihasilkan dari pembacaan film dan koreksi film pada kedalaman dosis maksimum dengan dosis yang dihasilkan berdasarkan perencanaan yang diberikan ke pasien. Perbedaannya adalah 0,929 % untuk lapangan 1 dan 0,945 % untuk lapangan 2.

c. **Pasien C**



Gambar 4.7. Perencanaan terapi kanker serviks dan kurva isodose pasien C

Pasien C diperlakukan dua lapangan yaitu lapangan 1 dan lapangan 2. Lapangan 1 memiliki ukuran lapangan  $15,5 \times 16 \text{ cm}^2$  yang memiliki lapangan ekuivalen  $15,7 \times 15,7 \text{ cm}^2$ . Sehingga faktor koreksi lapangan 1,16. Kedalaman target 8,15 cm yang diukur kulit pasien. Jika diukur dari sumber maka jarak sumber ke permukaan adalah 91,85 cm karena jarak sumber ke target (SAD) adalah 100 cm. Dengan menggunakan inverse square law sehingga didapat nilai perbandingan dengan dosis target. Monitor unit yang diberikan untuk lapangan target adalah 110 MU. Dengan faktor koreksi kolimator, wedge, dan tray masing-masing adalah 1.019, 1,000, 1,000. Hal tersebut diatas dapat dikalkulasikan sehingga di dapat nilai dosis pada permukaan seperti yang terlihat pada tabel 4.5 yaitu 84 cGy.

Sedang untuk lapangan 2 memiliki ukuran  $15,5 \times 16 \text{ cm}^2$  dengan ekuivalen lapangan  $15,7 \times 15,7 \text{ cm}^2$ . Sehingga koreksi lapangan 1,16. Kedalaman



target 10,37 cm sehingga jarak dari sumber dengan kulit ( 100-10,37) cm adalah 89,63 cm. Dengan menggunakan inverse square law didapat hubungan dengan dosis pada kedalaman target. Monitor unit yang diberikan ke target untuk lapangan 2 yaitu 118 MU. Jumlah MU yang diberikan ke target dari lapangan 1 dan 2 yaitu  $110 \text{ MU} + 118 \text{ MU} = 228 \text{ MU}$ . Faktor

koreksi untuk kolimator , wedge, dan tray masing-masing adalah 1,019, 1,000, 1,000. Hal tersebut menentukan nilai dosis permukaan, yang dapat dilihat perhitungannya pada tabel 4.5 yaitu 94,4 cGy.

Hasil dari pembacaan film yang diletakan di kulit pasien dapat dilihat pada tabel 4.6. Hasil pembacaan film terlebih dahulu dikoreksi terhadap lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  yang besarnya 1.16 untuk lapangan 1 dan 1.16 untuk lapangan 2. Karena jarak antara film dengan sumber yang diambil di pasien berbeda dengan jarak antara film dengan variasi dosis (lihat sub bab 4) maka perlu dikoreksi. Nilai koreksi diambil dengan interpolasi membandingkan bacaan film pada jarak antara sumber dengan permukaan pasien dengan film pada jarak kedalaman dosis maksimum. Dari hasil tersebut diperoleh 1,22 untuk lapangan 1 dan 1,28 untuk lapangan 2. Densitas optik dari hasil tersebut melalui grafik 4.3 dapat dicari monitor unit yang diterima kulit yaitu 72,04 MU untuk lapangan 1 dan 80,95 MU untuk lapangan 2. Jika dikonversikan dalam dosis didapat 85,79 untuk lapangan 1 dan 95,28 untuk lapangan 2.

**d. Dosis kulit pasien akibat dua lapangan**

Dosis kulit merupakan dosis yang diterima oleh kulit akibat adanya penyinaran pada lapangan kanker serviks. Kulit memiliki nilai dosis ambang. Dalam hal tersebut dosis ambang sangat berperan pada proses perencanaan pasien. Dari rata-rata data di atas pasien menerima dosis kulit 83,72 % dari dosis target. Hal tersebut dipengaruhi oleh beberapa hal seperti besarnya target dan penyebarannya.

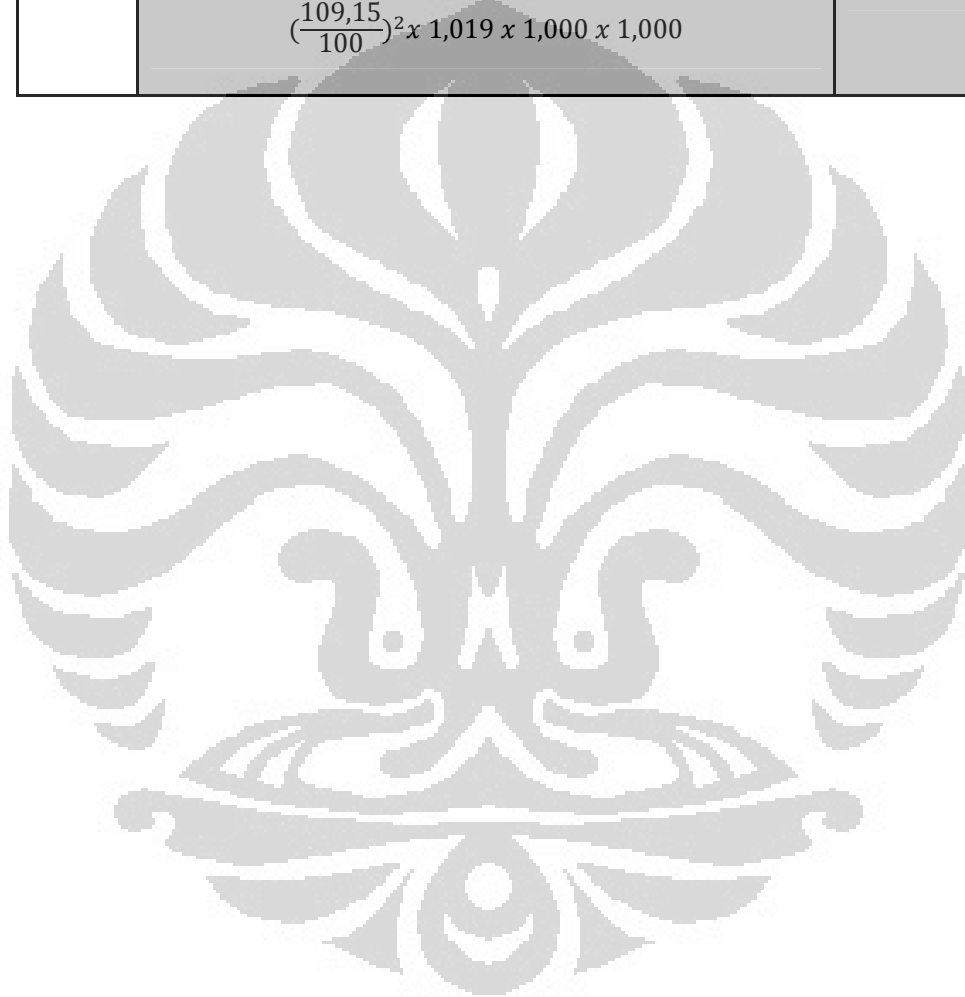
Dapat dilihat pada lampiran data pasien. Lapangan 1 dan 2 saling memberikan pengaruh. Lapangan 1 memberikan dosis ekstrans untuk kulit pada bagian PA. Begitu pula untuk lapangan 2 yang memberikan dosis ekstrans pada kulit bagian AP. Dari hal tersebut terdapat penjumlahan antara dosis kulit dengan dosis keluaran dari lapangan yang lain.

Tingginya nilai dosis kulit disebabkan pula karena sel target sudah menyebar sehingga lapangan target besar. Lapangan yang besar menyebabkan dosis hambur yang besar. Sehingga dosis yang diterima semakin besar. Lapangan target diberi dosis tiap fraksi kurang lebih 200 MU yang nilainya sama dengan 200 cGy. Dosis ambang untuk kulit adalah 2 Gy tiap fraksi. Pasien menerima dosis kulit 83,72% dari dosis target senilai 167,44 cGy kurang dari 2 Gy.

Tabel 4.7 Dosis kulit dari lapangan 1 dan lapangan2

Pasien	$\frac{MU \text{ target} \times \text{Laju dosis}}{\left(\frac{100}{(100 - \text{depth target})}\right)^2} \times F \text{ coll} \times F \text{ wedge} \times F \text{ tray}$	Dosis kulit / dosis permukaan (cGy)
A lap 1	$\frac{121 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{90.67}\right)^2 \times 1.032 \times 1.000 \times 0.990}$	98.8
	$\frac{121 \times 1,0147}{\left(\frac{111,75}{100}\right)^2 \times 1,032 \times 1,00 \times 1,00}$	86,23
A lap 2	$\frac{106 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{88.25}\right)^2 \times 1.032 \times 1.000 \times 1.000}$	81.2
	$\frac{106 \times 1,0147}{\left(\frac{109,33}{100}\right)^2 \times 1,032 \times 1,00 \times 0,99}$	88,07
B lap 1	$\frac{113 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{90.51}\right)^2 \times 1.026}$	91.6
	$\frac{113 \times 1,0147}{\left(\frac{109,49}{100}\right)^2 \times 1,026}$	93,22
B lap 2	$\frac{115 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{89.93}\right)^2 \times 1.026}$	91.9
	$\frac{115 \times 1,0147}{\left(\frac{110,07}{100}\right)^2 \times 1,026}$	93,87
C lap 1	$\frac{110 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{91.85}\right)^2 \times 1.019 \times 1.000 \times 1.000}$	84.0
	$\frac{110 \times 1,0147}{\left(\frac{110,37}{100}\right)^2 \times 1,019 \times 1,000 \times 1,000}$	89,91

Pasien	$\frac{MU \text{ target} \times \text{Laju dosis}}{\left(\frac{100}{(100 - \text{depth target})}\right)^2 \times F \text{ coll} \times F \text{ wedge} \times F \text{ tray}}$	Dosis kulit / dosis permukaan (cGy)
C lap 2	$\frac{118 \times 1.0147}{\left(\frac{100}{89.63}\right)^2 \times 1.019 \times 1.000 \times 1.000}$	94.4
	$\frac{118 \times 1,0147}{\left(\frac{109,15}{100}\right)^2 \times 1,019 \times 1,000 \times 1,000}$	98,63



## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

Pengukuran dosis kulit dengan menggunakan film gafchromic merupakan salah satu verifikasi pasien. Dalam hal tersebut dapat ditentukan dosis permukaan pasien, bahkan dosis target. Beberapa tahapan sebelum penentuan tersebut adalah kalibrasi film terhadap dosis, variasi lapangan, variasi jarak sumber ke film kemudian pengukuran langsung di kulit pasien.

Untuk kalibrasi film, hasil kalibrasi menunjukkan hubungan antara optikal densitas terhadap dosis berupa kurva polinomial. Dari dosis 10 cGy sampai dengan dosis 1000 cGy, tingkat kehitaman film dapat dibedakan dan ditentukan dengan persamaan

$$y = 4507.x^2 - 1130.x + 92.58$$

dengan y adalah dosis dan x adalah optikal densitas.

Dari hasil membandingkan antara dosis kulit hasil film dibandingkan dengan hasil TPS (treatment planning system) didapat presentase penyimpangan sebesar 0.935 %. Hal tersebut menunjukkan film dapat dijadikan sebagai alternatif selain TLD, dioda, MOSFET, dan lain-lain dalam verifikasi dosis pasien, baik dosis permukaan dan dapat dilanjutkan ke dosis target.

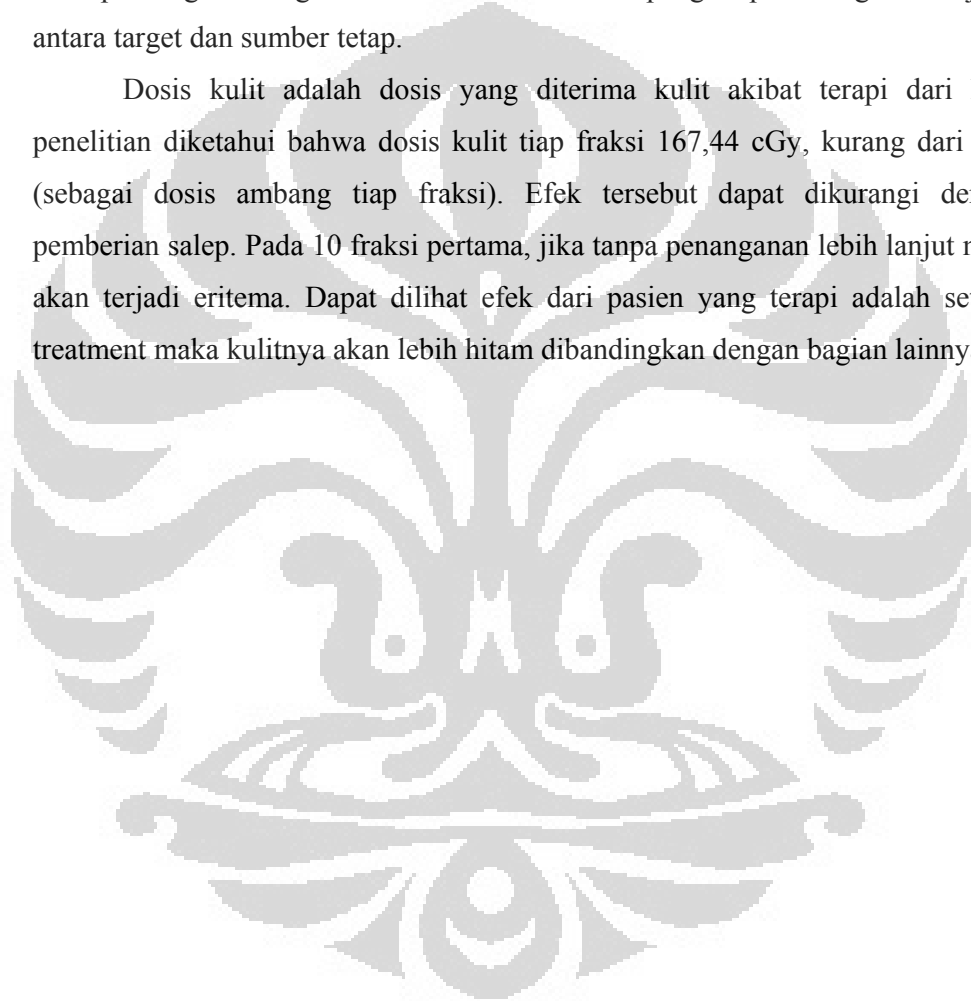
#### Saran

Penelitian yang dilakukan dapat dilanjutkan untuk penentuan dosis target. Jika hasil pada pengukuran dosis kulit dengan menggunakan film menunjukkan penyimpangan 0,935%, maka dimungkinkan dosis target dapat ditentukan dengan cukup akurat. Akurat karena penyimpangan yang bernilai di bawah batas yang ditentukan sebagai dosimetri.

Film dapat dijadikan verifikasi dosis pasien. Dari hasil verifikasi tersebut dapat ditentukan apakah yang direncanakan sudah sesuai atau perlu dikoreksi. Verifikasi sangat penting dilakukan sebagai pembanding antara hasil TPS dengan kenyataan.

Untuk lebih menyakinkan lagi, dapat juga dilakukan penelitian tentang konversi dari SSD dengan SAD. Hal tersebut sangat penting mengingat pasien diterapi dengan menggunakan SAD. Penentuan lapangan pada target dan jarak antara target dan sumber tetap.

Dosis kulit adalah dosis yang diterima kulit akibat terapi dari hasil penelitian diketahui bahwa dosis kulit tiap fraksi 167,44 cGy, kurang dari 2Gy (sebagai dosis ambang tiap fraksi). Efek tersebut dapat dikurangi dengan pemberian salep. Pada 10 fraksi pertama, jika tanpa penanganan lebih lanjut maka akan terjadi eritema. Dapat dilihat efek dari pasien yang terapi adalah setelah treatment maka kulitnya akan lebih hitam dibandingkan dengan bagian lainnya.



## Daftar Pustaka

1. Butson, Martin J. Yu, Peter K.N. Cheung, Tsang, dan Metcalfe, Peter . *Radiochromic film for medical radiation dosimetry*. Material Science and Engineering R (2003), 41: 61-120.
2. Chair, Azam Niroomand-Rad. *Radiochromic Film Dosimetry*. Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee task Group No.55. American Association of Physicists in Medicine. 1998.
3. Richley, L., John, A.C., Coomber, H., dan Fletcher, S. *Evaluation and optimization of the new EBT2 radiochromic film dosimetry system for patient dose verification in radiotherapy*. Phys. Med. Biol. 55 (2010) 2601-2617.
4. Butson, M. J., Cheung, T., dan Yu, P.K. N. *Absorption spectra variations EBT radiochromic film from radiation exposure*. Phys. Med. Biol. 50 (2006).N135-N140.
5. Tazehmahalleh, F. Ebrahimi. Et.al. *Determining rectal dose through cervical cancer radiotherapy by 9 MV photon beam using TLD and XR type T Gafchromic film*. Iran. J. radiat. Res., 2008; 6(3): 129-134.
6. Van Dam, Jan. 2006. *Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy*. University hospital Gasthuisberg, leuven , Belgium.
7. Podgorsak, E.B. 2005. *Radiation oncology physics*. IAEA. Austria.
8. A. Niroomand-Rad, C.R. Blackwell, B.M. Coursey, K.P. Gall, J.M. Galvin, W.L. McLaughlin, A.S. Meigooni, R.Nath, J.E. Rodgers, C.G. Soares, Med. Phys. 25 (1998) 2093.
9. Technical Report Series No. 398. 2000. *absorbed dose determination in external beam radiotherapy*, International Atomic Energy Agency, Vienna.
10. Zubaidah, Alatas. *Efek Radiasi pada Kulit*. Buletin ALARA 2(1),27-31(1998)