



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**DISTRIBUSI DOSIS DAN FUNGSI DOSIS RADIAL IRIDIUM-  
192 HDR BRAKITERAPI PADA MEDIUM AIR DAN UDARA  
DENGAN MENGGUNAKAN FILM GAFCHROMIC EBT 2**

**SKRIPSI**

**MUHAMAD FADLI**

**0305020632**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA  
DEPOK  
JUNI 2010**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**DISTRIBUSI DOSIS DAN FUNGSI DOSIS RADIAL IRIDIUM-  
192 HDR BRAKITERAPI PADA MEDIUM AIR DAN UDARA  
DENGAN MENGGUNAKAN FILM GAFCHROMIC EBT 2**

**SKRIPSI**

**Diajukan Untuk Melengkapi Persyaratan Memperoleh  
Gelar Sarjana Sains**

**MUHAMAD FADLI  
0305020632**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA  
PEMINATAN FISIKA MEDIS  
DEPOK  
JUNI 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 : Muhamad Fadli

NPM : 0305020632

Tanda Tangan :

Tanggal :

## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Muhamad Fadli  
NPM : 0305020632  
Program Studi : Fisika Medis  
Judul Skripsi : Distribusi Dosis dan Fungsi Dosis Radial Iridium-192  
HDR Brakiterapi Pada Medium Air dan Udara dengan  
Menggunakan Film Gafchromic EBT-2

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

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dwi Seno Kuncoro, Msi

Pembimbing II : Sugiyantari, Msi

Penguji I : Prof.Dr. Djarwani S.

Penguji II : Dr.Musaddiq Musbach

Ditetapkan Di : Depok

Tanggal : 14 Juni 2010

## KATA PENGANTAR

Segala puji hanya bagi ALLAH atas segala nikmat dan karunianya, sehingga penulis bisa menyelesaikan skripsi ini. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Ayah dan Ibu tercinta, kakakku yang cantik-cantik yang selalu mendoakan yang terbaik buat didoy. Keponakanku yang lucu-lucu buat hiburan om didoy, semoga kalian tumbuh menjadi anak yang bermanfaat. Ika Yuniarti atas support dan doanya.
2. Heru Prasetio, Msi yang telah dengan sabar membimbing penulis dalam eksperimen, penulisan, dan pengolahan data...makasih banyak pak!!!
3. Dwi Seno Kuncoro, Msi sebagai pembimbing I atas koreksi dan diskusi dalam penulisan dan pengolahan data.
4. Sugiyantari, Msi sebagai pembimbing II atas masukan dalam penulisan dan pengolahan data.
5. Prof.Dr.Djarwani sebagai penguji I atas saran, koreksi, dan nasehat kepada penulis dalam menyelesaikan skripsi ini.
6. Dr.Musaddiq Musbach sebagai penguji II atas diskusi dan koreksi yang diberikan kepada penulis dalam penyempurnaan skripsi ini.
7. Kelompok Bimbingan Pak Heru (Rifki, Koko, Ira, Dika, Ica, Lia, Hari, Margo, dan 'APA kABar') sebagai teman penyemangat dan diskusi. The best team.thanks a lot!!!
8. Almushfi S.si dan Mukhlisin S.si makasih banyak sudah mengajarkan penulis program MATLAB, programer2x terbaik..thank you!
9. Teman-teman fisika 04,05,06 khususnya fisika medis 05, *apapun makanannya, kita harus bersyukur dipertemukan di fisika!!!*. Sukses buat kalian semua, be yourself, always positive thinking!!

10. Instalasi Radioterapi RS. Persahabatan dan PTKMR BATAN, Pasar Jumat yang telah memberikan izin penulis untuk melakukan penelitian
11. Keluarga Besar Bimbingan Tes Alumni. Physics Teacher : Kuncoro, Daus, Ka Hamzah, Ka Nanang, Ka Anom, Ka Ichwan. “☺ternyata ngajar itu menyenangkan☺”.
12. Pak Lingga sebagai penasehat akademis
13. Staf pengajar dan administrasi (*mba ratna*) yang telah memberikan banyak dukungan dan kemudahan kepada penulis.
14. *My memory (ryu) and love you (howl), and all corean’s song...* yang telah menemani penulis dalam merangkai kata dan mencari ide dalam penulisan.....***gomaphseumnida...aza-aza fighting!!!***
15. Semua pihak yang telah membantu, semua pihak yang telah mengajarkan kepada penulis, untuk terus menuntut ilmu dan melakukan sesuatu yang bermanfaat dalam hidup ini.

Penulis menyadari banyak sekali kekurangan dalam penelitian ini. Saran dan kritik yang membangun sangat diperlukan sekali dalam perbaikan penelitian ini. Semoga penelitian dalam skripsi ini bisa membawa manfaat bagi penelitian selanjutnya.

Depok, 25 Juni 2010

Penulis

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

---

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah

ini:

Nama : Muhamad Fadli  
NPM : 0305020632  
Program Studi : S1 Fisika  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis karya : Skripsi

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

Distribusi Dosis dan Fungsi Dosis Radial Iridium-192 HDR Brakiterapi Pada Medium Air dan Udara dengan Menggunakan Film Gafchromic Tipe EBT-2

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 memublikasikan 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 : .....

Pada tanggal : .....

Yang menyatakan

( Muhamad Fadli )

## ABSTRAK

Nama : Muhamad Fadli  
Program Studi : Fisika  
Judul : Distribusi Dosis dan Fungsi Dosis Radial Iridium-192 HDR Brakiterapi Pada Medium Air dan Udara dengan Menggunakan Film Gafchromic EBT-2

Telah dilakukan pengukuran distribusi dosis dan fungsi dosis radial pada medium air dan udara dari sumber Iridium 192 HDR Brakiterapi, dengan menggunakan film Gafchromic tipe EBT 2. Proses radiasi dilakukan dengan menempelkan film ke aplikator selama 30 detik pada medium udara, dan 35 detik pada medium air. Film Gafchromic kemudian discan untuk mendapatkan nilai pixel value. Nilai pixel value akan dikalibrasi ke dalam dosis. Distribusi dosis yang telah didapatkan, dapat digunakan untuk mencari nilai fungsi dosis radial. Perhitungan fungsi dosis radial berdasarkan parameter dosimetri AAPM-TG 43.

Kata Kunci :  
Brakiterapi, film gafchromic EBT2, fungsi dosis radial, distribusi dosis, dosimetri AAPM-TG 43



## ABSTRACT

Name : Muhamad Fadli  
Program Studi : Physics  
Judul : Dose Distribution and Radial Dose Function Iridium- 192 HDR Brachytherapy On Medium Water and Air Using Gafchromic Film EBT-2

Measurement dose distribution and radial dose function in the medium of water and air from the source of Iridium 192 HDR brachytherapy, using EBT film Gafchromic type 2. Radiation processes carried out by gluing the film to the applicator for 30 seconds in the air medium, and 35 seconds in the water medium. Gafchromic film then scanned to obtain the value of pixel value. Pixel value will be calibrated to the dose. Dose distribution has been obtained, can be used to search for radial dose function values. Radial dose function calculation based dosimetry parameters AAPM TG-43.

Keywords :

Brachytherapy, gafchromic film EBT2, radial dose function, dose distribution, AAPM TG-43 dosimetri

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN SAMPUL</b> .....	<b>i</b>
<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	<b>ii</b>
<b>HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS</b> .....	<b>iii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN</b> .....	<b>iv</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>v</b>
<b>HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI</b> .....	<b>vii</b>
<b>ABSTRAK</b> .....	<b>viii</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ix</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>x</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>xii</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>xiii</b>
<b>BAB 1 PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang Penelitian .....	1
1.2 Tujuan Penelitian.....	2
1.3 Batasan Masalah Penelitian.....	3
1.4 Sistematika Penulisan .....	3
<b>BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>4</b>
2.1 Pendahuluan Brakiterapi.....	4
2.2 Sumber Radionuklida .....	5
2.3 Interaksi Radiasi Dengan Materi.....	6
2.3.1 KERMA ( <i>Kinetic Energy Released in Matter</i> ) .....	7
2.3.2 Dosis Serap (D) .....	7
2.4 Kurva Isodosis .....	8
2.5 Dosimetri Sumber Brakhiterapi.....	8
2.6 Parameter Dosimetri AAPM TG 43 .....	10
2.7 Dosimeter Radiasi.....	12
2.8 Film Gafchromic EBT 2 .....	13
<b>BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN</b> .....	<b>15</b>
3.1 Bahan dan Alat .....	15
3.1.1 Film Gafchromic EBT 2 .....	15
3.1.2 Pesawat Brakiterapi .....	15
3.1.3 Phantom Air .....	15
3.1.4 Scanner Microtek 1000 xl .....	15
3.1.5 Perangkat Lunak .....	15
3.2 Metode Eksperimen .....	16
3.2.1 Kalibrasi .....	16
3.2.2 Quality Assurance Alat Ukur .....	16
3.2.3 Pemberian Tanda Pada Film Gafchromic .....	17

3.2.4 Radiasi Film Dengan Sumber Ir-192.....	17
3.2.5 Proses Pemindaian ( <i>scan</i> ) Film .....	18
3.2.6 Konversi Image (dalam format TIFF) ke Pixel Value.....	18
3.2.7 Konversi DPI ( <i>dots per inchi</i> ) ke dalam millimeter (mm).....	18
3.2.8 Metode Interpolasi .....	19
3.2.9 Mencari Persamaan Fungsi Geometri dan Fungsi Dosis Radial Berdasarkan Dosimetri AAPM TG-43 .....	20
3.2.10 Fungsi Geometri $G(r,\theta)$ .....	20
3.2.11 Fungsi Dosis Radial $g(r)$ .....	21
<b>BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>	<b>22</b>
4.1 Konversi <i>Pixel Value</i> ke Dosis.....	22
4.2 Perhitungan Nilai Dosis Dengan Metode Interpolasi .....	23
4.3 Kurva Isodosis .....	23
4.4 Perhitungan distribusi dosis pada sumbu vertikal dan horizontal ...	24
4.5 Perhitungan fungsi geometri $G(r,\theta)$ dan fungsi dosis radial $g(r)$ berdasarkan parameter dosimetri AAPM-TG 43.....	28
4.5.1 Perhitungan fungsi geometri $G(r,\theta)$ .....	28
4.5.2 Perhitungan fungsi dosis radial $g(r)$ .....	30
<b>BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>35</b>
5.1 Kesimpulan .....	35
5.2 Saran .....	36
<b>DAFTAR PUSTAKA.....</b>	<b>37</b>
<b>LAMPIRAN 1.....</b>	<b>38</b>
<b>LAMPIRAN 2.....</b>	<b>45</b>
<b>LAMPIRAN 3.....</b>	<b>52</b>
<b>LAMPIRAN 4.....</b>	<b>56</b>
<b>LAMPIRAN 5.....</b>	<b>60</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Dimensi Microselectron-V2 HDR Ir-192 <sup>[5]</sup> .....	6
Gambar 2. 2 Proses transfer energi dari photon ke medium <sup>[7]</sup> .....	7
Gambar 2. 3 Contoh dari kurva isodosis <sup>[8]</sup> .....	8
Gambar 2. 4 Skema perhitungan dosis pada sumber garis.....	9
Gambar 2. 5 Sistem kordinat yang digunakan pada perhitungan dosimetri brakiterapi <sup>[8]</sup> .....	10
Gambar 2. 6 Lapisan Penyusun Film Gafchromic Tipe EBT 2. <sup>[10]</sup> .....	13
Gambar 3. 1 Kalibrasi Jarak Sumber.....	16
Gambar 3. 2 Pemberian Tanda Pada Film Gafchromic .....	17
Gambar 3. 3 Radiasi Film Pada Medium Udara(a) dan Air(b) .....	17
Gambar 3. 4 Film Discan dengan <i>Scanner Microtek 1000 xl</i> .....	18
Gambar 3. 5 Penentuan Koordinat Kartesian.....	19
Gambar 3. 6 Sistem kordinat yang digunakan pada perhitungan dosimetri brakiterapi menurut AAPM TG-43 <sup>[4]</sup> .....	20
Gambar 4. 1 Kurva Isodosis Ir-192 HDR Brakiterapi Pada Medium Udara dan Air Air.....	25
Gambar 4. 2 Distribusi Dosis Pada Sumbu Horizontal.....	26
Gambar 4. 3 Distribusi Dosis Pada Sumbu Vertikal.....	27
Gambar 4. 4 Grafik Fungsi Geometri $G(r,90)$ terhadap jarak .....	28
Gambar 4. 5 Grafik $\dot{D}(r,\pi/2)/\dot{D}(1,\pi/2)$ Terhadap Jarak (mm).(a) Pada Medium Udara (b) Pada Medium Air.....	30
Gambar 4. 6 Grafik $G(1,90)/G(r,90)$ terhadap jarak (mm) .....	31
Gambar 4. 7 Grafik Fungsi Dosis Radial $g(r)$ terhadap jarak (mm) .....	32

## DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Karakteristik Sumber Iridium-192.....	5
Tabel 2. 2 Jenis- jenis detektor radiasi. <sup>[9]</sup> .....	12
Tabel 2. 3 Komposisi dari film Gafchromic EBT 2. <sup>[11]</sup> .....	14
Tabel 4. 1 Kalibrasi <i>Pixel Value</i> ke Dosis.....	22
Tabel 4. 2 Fungsi geometri $G(r,90^0)$ pada jarak 1-25 mm dengan sudut tetap $90^0$ .....	29
Tabel 4. 3 Perbedaan Fungsi Dosis Radial $g(r)$ pada Medium Air dan Udara .....	33
Tabel 4. 4 Nilai Fungsi Dosis Radial $g(r)$ pada Medium Air dan Udara, dan penelitian oleh $g(r)^5 R.E.P. Taylor dan D.W O. Rogers$ .....	34

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang Penelitian

Penemuan sinar X oleh Wilhem Conrad Roentgen pada tahun 1895 dan penemuan radium oleh Marie Curie pada tahun 1898, telah membuka suatu teknik pengobatan terbaru dalam dunia kedokteran yang dikenal dengan radioterapi. Pengertian radioterapi adalah suatu teknik pengobatan menggunakan radiasi pengion atau radionuklida yang biasanya digunakan untuk terapi kanker. Sinar pengion dapat berupa isotop sinar gamma yang diperoleh dari unsur radium, kobalt, sesium, iridium atau sinar yang dibangkitkan seperti sinar-X, elektron, atau berupa partikel proton dan neutron. Pada awal pemakaiannya, radioterapi belum didukung pengetahuan patologi onkologi serta radiobiologi yang memadai pada saat itu.<sup>[1]</sup> Pada sebagian besar pasien terjadi kematian jaringan kanker, namun jaringan sehat juga terkena dampak yang sama.

Berdasarkan permasalahan tersebut, ilmuwan terus melakukan penelitian dalam radioterapi. Semua ini bertujuan untuk memperoleh hasil pengobatan yang optimal berupa penghancuran jaringan kanker semaksimal mungkin dan kerusakan jaringan sehat seminimal mungkin. Penelitian radioterapi terus berkembang dalam hal teknik penyinaran, alat, dan dosimetri. Perkembangan metode radiasi banyak dipengaruhi oleh kemajuan teknologi, baik dari segi mekanik, elektronik dan terutama komputer<sup>[1]</sup>.

Salah satu metode radioterapi yang digunakan adalah dengan menggunakan sumber radionuklida tertutup pada jarak dekat yang lebih dikenal dengan brakiterapi. Pada awal penggunaannya, brakiterapi menggunakan sumber radionuklida radium. Kenyataan bahwa radium menghasilkan gas radon yang berbahaya dan sejak ditemukannya unsur-unsur baru membuat penggunaan radium semakin lama ditinggalkan. Namun demikian, unsur-unsur radionuklida buatan seperti Co-60, Cs-137 dan Ir-192 yang sekarang banyak digunakan dalam brakiterapi dalam dosimetrinya hampir selalu dikaitkan dengan radium, terutama dalam mengkonversi laju paparan<sup>[2]</sup>.

Penelitian tentang brakiterapi terus mengalami perbaikan. Perkembangan brakiterapi dalam menangani pasienpun banyak menggunakan teknik-teknik sesuai dengan kebutuhannya. Brakiterapi juga dapat dikombinasikan dengan terapi eksternal, seperti terapi tumor ginekologi. Penggunaan *remote after loading therapy* memungkinkan pemberian laju dosis tinggi pada organ yang terkena kanker. Sisi dosimetrinyapun berkembang, karena mengikuti perkembangan peralatannya dan sumber yang digunakan<sup>[2]</sup>.

Dosimeter film radioterapi yang digunakan pada penelitian ini adalah Film Gafchromic EBT 2. Keuntungan menggunakan Film Gafchromic dapat digunakan pada daerah gradient dosis yang tinggi untuk dosimetri, bersifat *self develope*, dan respon dari film gafchromic tidak dipengaruhi oleh energi.<sup>[3]</sup>Film Gafchromic EBT 2 memiliki nomor atom 6,98 yang nilainya hampir mendekati nomor atom air yaitu sekitar 7,3.

Parameter dosimetri yang digunakan pada penelitian ini berdasarkan pada *American Association of Physicist Medicine Task Group No.43 (AAPM TG-43)*. Dosimetri sumber brakiterapi menurut AAPM TG 43 meliputi air kerma strength, laju dosis konstan, fungsi geometri, fungsi dosis radial dan fungsi anisotropi. Protokol dosimetri brakiterapi AAPM TG 43 memberikan koreksi sumber secara geometri, radial, dan anisotropi.

Penelitian ini bertujuan untuk membandingkan distribusi dosis dan faktor koreksi pendukung, diantaranya fungsi dosis radial dan fungsi geometri pada medium air dan udara. Hal ini penting dilakukan, untuk didapatkan distribusi dosis yang lebih baik dan spesifikasi dari sumber yang digunakan.

## 1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini untuk :

1. Membandingkan distribusi dosis Ir-192 HDR Brakiterapi dengan menggunakan Film Gafchromic Tipe EBT 2 pada medium air dan udara.
2. Membandingkan nilai dosis radial pada medium air dan udara dengan menggunakan parameter dosimetri AAPM TG-43.

### 1.3 Batasan Masalah Penelitian

Batasan masalah pada penelitian ini adalah perbandingan distribusi dosis dari HDR Ir-192 brakiterapi dengan menggunakan film gafchromic tipe EBT 2 dan membandingkan fungsi dosis radial pada medium air dan udara berdasarkan parameter dosimetri dari AAPM TG-43.

### 1.4 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan penelitian ini merupakan penjelasan dari beberapa pokok pembahasan yang dibagi menjadi lima bab :

1. Bab 1 Pendahuluan

Menjelaskan latar belakang penelitian , tujuan penelitian, batasan masalah penelitian, dan sistematika penulisan.

2. Bab II Tinjauan Pustaka

Menjelaskan prinsip dasar dari brakiterapi, proses interaksi radiasi dengan materi, parameter dosimetri AAPM TG-43, dan dosimeter film Gafchromic tipe EBT 2.

3. Bab III Metodologi Penelitian

Menjelaskan prosedur pengambilan dan pengolahan data dari penelitian ini beserta alat dan bahan yang digunakan.

4. Bab IV Hasil dan Pembahasan

Menjelaskan hasil dan pembahasan dari data pada penelitian ini.

5. Bab V Kesimpulan dan Saran

Menjelaskan kesimpulan dan saran-saran dari hasil dan pembahasan yang telah diuraikan.



## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Pendahuluan Brakiterapi

Radium terapi atau disebut dengan brakiterapi, atau disebut juga dengan terapi Curie, adalah suatu metode pengobatan terapi dengan radiasi tertutup pada jarak dekat. Dalam brakiterapi sumber radioaktif dimasukkan ke dalam tubuh yang mengadakan kontak langsung dengan jaringan kanker, sehingga dosis radiasi sangat tinggi dapat dihantarkan ke tempat yang dibutuhkan.

Pada perkembangannya, teknik-teknik dalam brakiterapi banyak menggunakan teknik-teknik sesuai dengan kebutuhannya, misalnya Terapi Superfisial, Terapi Interstisial, dan Terapi Intrakaviter. Terapi superfisial, merupakan terapi yang ada di permukaan, seperti, kanker kulit, kepala, leher atau kaki, yaitu dengan cara sumber-sumber radionuklida disusun di luar permukaan. Terapi Interstisial dilakukan dengan mencangkokkan (*implanted*) sumber radioterapi secara langsung pada suatu volume rongga tubuh yang diobati seperti pada kanker payudara ataupun kanker leher. Sedangkan Terapi Intrakavitari ialah metode brakiterapi dengan memasukkan sumber radionuklida tertutup pada suatu jaringan atau rongga yang terdapat kanker, seperti kanker uterus, cervix, ataupun rektum.

Selain itu, dalam brakiterapi juga dikenal dengan istilah *hot loading* dan *after-loading*. Kedua istilah tersebut sebenarnya berasal dari penggunaan dari aplikator dan sumber. Pada metode *hot loading*, sumber dan aplikator diletakkan secara bersamaan. Sedangkan metode *manual after loading*, aplikator diletakkan terlebih dahulu ke tubuh pasien, kemudian sumber dimasukkan dengan menggunakan tangan. Perkembangan brakiterapi terus berlanjut, dengan penggunaan *Remote Afterloading (RAL)*. Prinsipnya sama dengan manual after loading, namun pada *remote after loading*, sumber dimasukkan dengan menggunakan mesin.

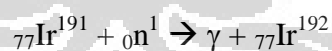
Pada *manual after loading* memiliki resiko paparan radiasi tidak hanya terhadap pasien, namun juga terhadap petugas medis. Penggunaan *remote after loading therapy* memungkinkan pemberian laju dosis tinggi pada volume target. Keuntungan lain adalah meminimalisir dari bahaya radiasi terhadap petugas yang melaksanakan brakiterapi.

Brakiterapi diklasifikasikan berdasarkan besarnya laju dosis yang diterima oleh pasien menjadi tiga bagian. Untuk pemberian dosis 0,4-2 Gy/hari disebut dengan *low dose rate* (LDR), dosis 2-12 Gy/hari disebut dengan *medium dose rate* (MDR), dan untuk dosis lebih besar dari 12 Gy/hari disebut dengan *high dose rate* (HDR).<sup>[4]</sup>

## 2.2 Sumber Radionuklida

Pada awal pemakaiannya sumber radionuklida yang digunakan oleh brakiterapi adalah radium. Perkembangan reaktor nuklir serta didukung dengan berkembangnya ilmu fisika kedokteran, mendorong dihasilkannya isotop baru. Pada saat ini banyak digunakan sumber radionuklida buatan seperti Cs-137, Au-182, I-125, Co-60 dan Ir-192.

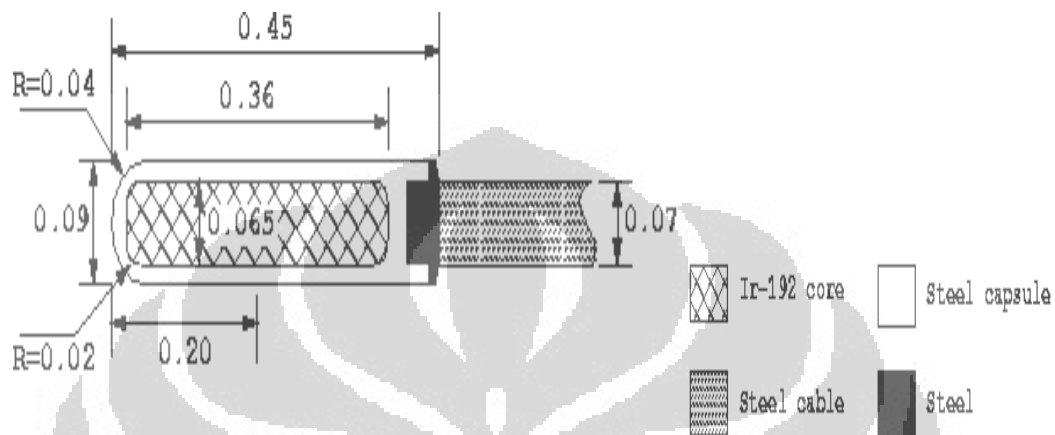
Pada penelitian ini menggunakan sumber Ir-192. Radionuklida Iridium-192 dihasilkan dari reaksi penyerapan neutron pada Iridium 191.



**Tabel 2. 1 Karakteristik Sumber Iridium-192**

Waktu Paruh	74 hari
Energi Sinar Gamma (MeV)	0,208 - 0,612
Energi Beta (MeV)	0,24 (8%); 0,536(41%);0,672(46%)
<i>Exposure Rate</i> (R/h)	0,48
<i>Air Kerma Rate</i> (mGy/s)	1,164
Output pada jarak 1m (GBq)	37
Reaksi Inti	191 Ir (n, $\gamma$ ) 192 Ir

Radionuklida yang digunakan pada penelitian ini adalah sumber Microselectron-v2 HDR Ir-192. Sumber mempunyai panjang aktif 0,36 cm dengan diameter 0,065 cm. Sumber dibungkus dengan bahan *stainless steel* (kerapatan 8,06 g/cm<sup>3</sup>) dengan diameter 0,09 cm dan panjang 0,45 cm.



Gambar 2. 1 Dimensi Microselectron-V2 HDR Ir-192<sup>[5]</sup>

### 2.3 Interaksi Radiasi Dengan Materi

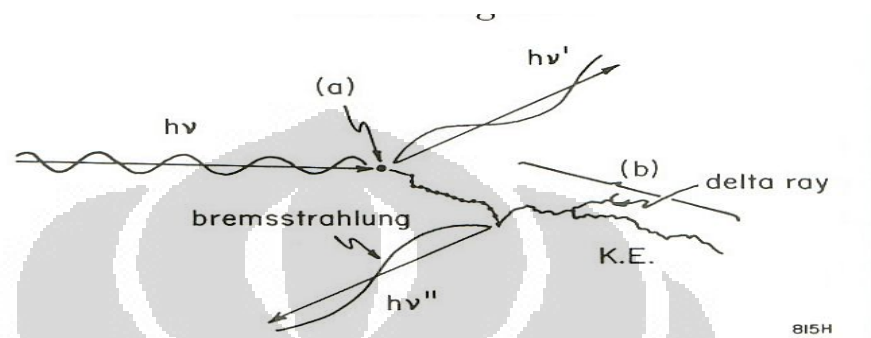
Energi radiasi dapat mengeluarkan elektron dari inti atom, sisa atom ini menjadi muatan positif dan disebut ion positif. Elektron yang dikeluarkan itu dapat tinggal bebas atau mengikat atom netral lainnya dan membentuk ion negatif. Peristiwa pembentukan ion positif dan ion negatif dinamakan ionisasi. Ionisasi ini penting sekali untuk diketahui, karena melalui proses ini jaringan tubuh akan mengalami kelainan atau kerusakan pada sel-sel tubuh. Ionisasi di udara dapat dipakai sebagai dasar sistem pengukuran dosis radiasi. <sup>[6]</sup>

Pada dasarnya, transfer energi dari foton ke medium berlangsung dalam dua tahap yaitu :

1. Interaksi radiasi dengan atom, yang akan mengakibatkan elektron bergerak dan mempunyai energi kinetik
2. Transfer energi elektron kepada medium melalui ionisasi dan eksitasi

### 2.3.1 KERMA (*Kinetic Energy Released in Matter*)

Ketika photon berinteraksi dengan materi, maka sebagian atau seluruh energinya akan ditransfer kepada partikel bermuatan yang ada pada materi tersebut sebagai energi kinetik. Energi tersebut kita kenal dengan nama KERMA (*Kinetic Energy Released in Matter*).



Gambar 2. 2 Proses transfer energi dari photon ke medium<sup>[7]</sup>

Kerma didefinisikan sebagai jumlah energi yang ditransfer dari foton ke suatu medium sebagai energi kinetik partikel bermuatan. Kerma dinyatakan dengan persamaan (2. 1).

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \left[ \frac{\text{energi}}{\text{massa}} \right] \quad (2.1)$$

### 2.3.2 Dosis Serap (D)

Radiasi dapat mengakibatkan ionisasi pada jaringan atau medium yang dilaluinya. Untuk mengukur besarnya energi radiasi yang diserap oleh medium maka diperlukan suatu besaran yang tidak tergantung pada jenis radiasi, energi radiasi, maupun sifat bahan penyerap, tetapi hanya bergantung pada jumlah energi radiasi yang diserap persatuan massa bahan yang menerima radiasi.

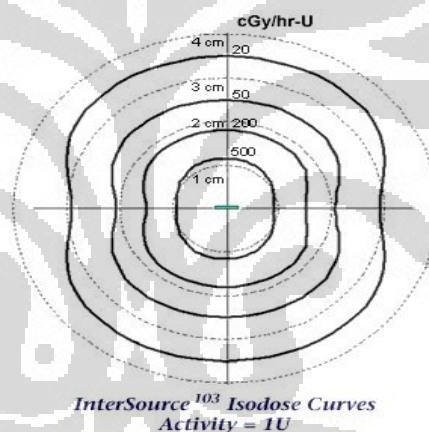
Dosis serap adalah banyaknya energi yang diserap oleh medium per satuan massa medium akibat interaksi radiasi. Dosis absorpsi adalah energi yang diberikan kepada medium, digunakan untuk ionisasi dan eksitasi sepanjang

lintasan elektron. Karena lintasan elektron cukup panjang, maka kerma dan dosis absorpsi tidak terjadi pada tempat yang sama.

$$D = \frac{d\bar{E}_{\text{abs}}}{dm} \left[ \frac{\text{energi}}{\text{massa}} \right] \quad (2.2)$$

## 2.4 Kurva Isodosis

Kurva isodosis adalah kurva atau garis yang menghubungkan titik dengan dosis radiasi yang sama besar. Kurva isodosis menggambarkan besarnya dosis yang disimpan dalam medium dan biasanya ditampilkan sebagai persentase. Kurva isodosis dapat juga digunakan untuk menentukan besar kecilnya lapangan yang harus dipakai.



Gambar 2.3 Contoh dari kurva isodosis<sup>[8]</sup>

## 2.5 Dosimetri Sumber Brakhiterapi

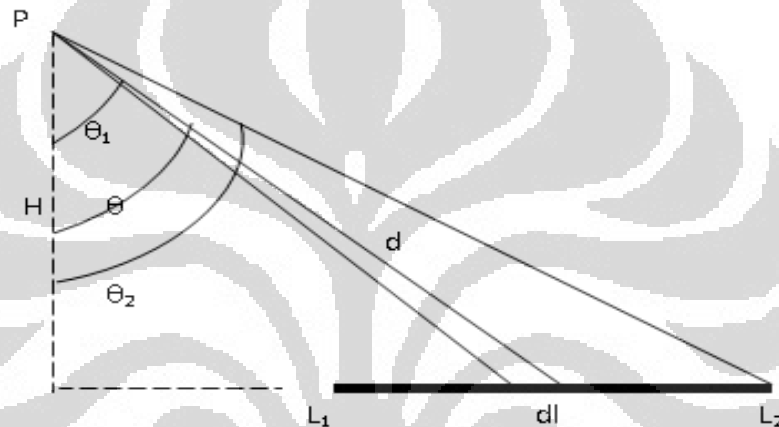
Perhitungan laju dosis secara konvensional berawal dari penentuan laju paparan untuk sumber titik. Laju paparan pada jarak  $d$  untuk sumber titik ditentukan dengan persamaan (2.3) :

$$\frac{dX}{dt} = \dot{X} = \frac{A\Gamma}{d^2} \quad (2.3)$$

dimana  $A$  merupakan aktivitas sumber dalam Ci,  $\Gamma$  adalah konstanta laju paparan ( $R \cdot h^{-1} Ci^{-1} m^2$ ) dan  $d$  jarak dari sumber terhadap titik tertentu.

Persamaan (2.3) merupakan dasar dosimetri brakhiterapi. Pada perlakuannya banyak sumber brakiterapi yang berbentuk garis. Sehingga disusunlah perumusan laju paparan untuk sumber garis. Perumusan ini merupakan asumsi bahwa sumber garis tersusun dari banyak sumber titik. Jika sumber memiliki aktivitas total A dengan panjang L, maka aktivitas linier A' diberikan oleh  $A = A' \times L$ . Jika sebuah elemen sumber dengan panjang dl, maka laju paparan di titik P karena elemen dl diberikan oleh :

$$d \dot{X}_p = \frac{A' \Gamma dl}{d^2} \quad (2.4)$$



Gambar 2. 4 Skema perhitungan dosis pada sumber garis

Kemudian dengan mengintegrasikan untuk seluruh panjang sumber dari L1 ke L2 sesuai pada gambar 2.4, maka laju paparan di titik P untuk seluruh panjang sumber diberikan dengan perumusan :

$$\dot{X} = \int_{l_1}^{l_2} A' \Gamma \frac{dl}{d^2} \quad (2.5)$$

Karena  $d = H \sec \theta$  dan  $L = H \tan \theta$  maka :  $dl = H \sec^2 \theta d\theta$ . Dengan substitusi untuk d, L dan dl pada persamaan (2.5) maka diperoleh :

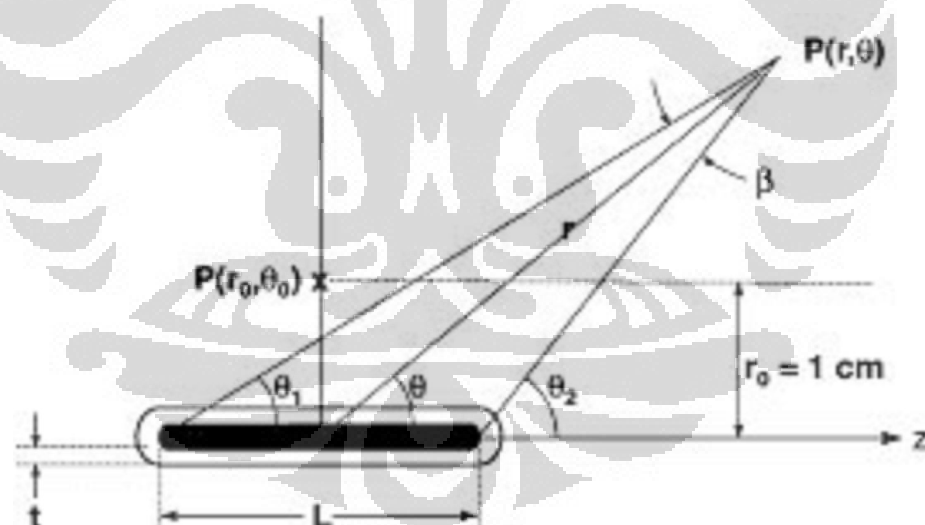
$$\dot{X} = A' \Gamma \int_{\theta_1}^{\theta_2} \frac{d\theta}{H} \quad \text{sehingga} \quad \dot{X} = A' \Gamma [(\theta_2 - \theta_1) / L] H \quad (2.6)$$

H adalah jarak tegak lurus dari titik P ke sumber garis dengan satuan cm dan  $\theta$  merupakan sudut dalam radian antara garis tegak lurus yang menghubungkan titik P dengan sumber dan garis yang menghubungkan P dengan elemen sumber, dl.

Terlihat bahwa data input sumber brakhiterapi sangat bergantung pada konstanta laju paparan. Sementara itu, aplikasi klinis membutuhkan data input distribusi dosis pada medium yang dapat diterapkan pada tubuh pasien. Sedangkan untuk sumber brakhiterapi sesungguhnya harus mempertimbangkan masalah geometri, koreksi radial, dan anisotropi. Maka disusunlah suatu parameter dosimetri brakiterapi untuk mengatasi masalah ini.

## 2.6 Parameter Dosimetri AAPM TG 43

Menurut AAPM TG-43 dosimetri sumber brakiterapi meliputi air kerma strength, konstanta laju dosis, faktor geometri, fungsi dosis radial dan fungsi anisotropi.<sup>[8]</sup>



Gambar 2. 5 Sistem kordinat yang digunakan pada perhitungan dosimetri brakiterapi <sup>[8]</sup>

### 1. Air kerma Strength

*Air Kerma Strength* ( $S_k$ ), adalah ukuran kuat sumber brakhiterapi yang ditentukan dalam bentuk laju kerma udara pada sebuah titik sepanjang sumbu tegak lurus dari sumber, didalam ruang bebas udara.

*Air kerma strength* didefinisikan sebagai perkalian laju kerma-udara yang diukur sepanjang dua arah dari sumber radiasi. *Air kerma strength*, dinyatakan dalam persamaan.

$$S_k = \dot{K}_{udara}(d) \cdot d^2 \quad (2.7)$$

$S_k$  = Kuat Kerma ( $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}=\text{U}$ )

## 2. Konstanta Laju Dosis

Konstanta laju dosis ( $\Lambda$ ) didefinisikan sebagai laju dosis di air pada jarak 1 cm dari sumbu tegak per satuan *air kerma strength* sumber. Konstanta laju dosis ditunjukkan pada persamaan (2.8) :

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(1, \pi/2)}{S_k} \quad (2.8)$$

$\dot{D}(1, \pi/2)$  = laju dosis pada jarak 1 cm, sudut  $90^\circ$  (cGy/jam)

$\Lambda$  = laju dosis konstan (cGy/jam/U)

## 3. Faktor Geometri

Faktor geometri menyatakan variasi distribusi sumber spasial akibat pengaruh ukuran sumber dan distribusi sumber aktif di dalam sumber tersebut. Faktor geometri ditunjukkan pada persamaan. Sudut beta ( $\beta$ ), adalah sudut yang terbentuk dari proyeksi garis dari ujung-ujung sumber radiasi yang dihubungkan ke titik yang dituju  $P(r, \theta)$  (gambar 2.5). Untuk mencari faktor geometri dibedakan berdasarkan bentuk sumbernya. Fungsi geometri diberikan pada persamaan (2.9) :

$$G(r, \theta) = r^{-2} \text{ (untuk sumber titik)}$$

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \text{ (untuk sumber garis)} \quad (2.9)$$



#### 4. Fungsi Dosis Radial

Fungsi dosis radial merupakan faktor koreksi sumber, untuk menghitung efek serapan dan hamburan dalam medium sepanjang sumbu tegak lurus. Fungsi dosis radial ditunjukkan pada persamaan :

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi / 2) \bullet G(1, \pi / 2)}{\dot{D}(1, \pi / 2) \bullet G(r, \pi / 2)} \quad (2.10)$$

#### 5. Fungsi Anisotropi

Fungsi anisotropi faktor koreksi sumber, untuk menentukan anisotropi distribusi dosis di sekitar sumber, efek yang ditimbulkan dari serapan dan hamburan dalam medium. Fungsi anisotropi ditunjukkan pada persamaan :

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) \bullet G(r, \pi / 2)}{\dot{D}(r, \pi / 2) \bullet G(r, \theta)} \quad (2.11)$$

### 2.7 Dosimeter Radiasi

Sistem tubuh manusia tidak dapat mendeteksi kehadiran sinar-sinar radioaktif, sehingga diperlukan alat untuk mengenalinya. Alat untuk mengetahui besar sinar radioaktif dinamakan detektor radiasi.

Tabel 2. 2 Jenis- jenis detektor radiasi.<sup>[9]</sup>

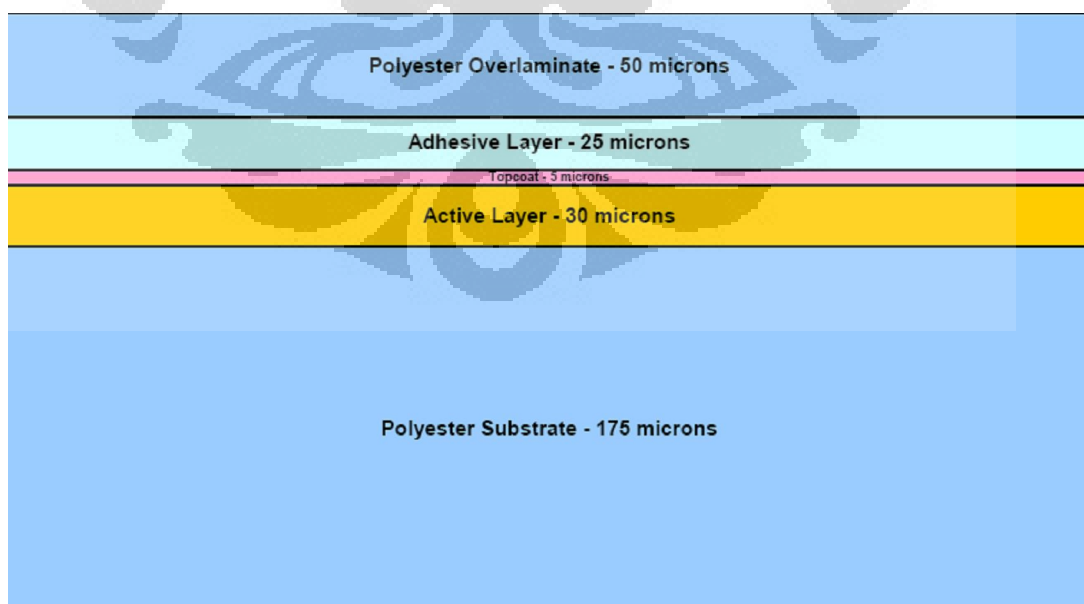
Efek	Jenis Alat	Detektor
Listrik	1. Ionization Chamber	1. Gas
	2. Proportional Counter	2. Gas
	3. Geiger Counter	3. Gas
	4. Solid State	4. Semiconductor
Kimia	1. Film	1. Photographic Emulsion
	2. Chemical Dosimeter	2. Solid, liquid
Cahaya	1. Scintillation Counter	1. Crystal, liquid
	2. Cerenkov Counter	2. Crystal, liquid
Thermoluminescence	Thermoluminescence dosimeter	Crystal
Heat	Calorimeter	Solid, liquid

## 2.8 Film Gafchromic EBT 2

Salah satu cara untuk mengukur dosis radiasi adalah dengan menggunakan film. Kelebihan menggunakan film sebagai dosimeter, karena film dapat terpendar pada energi tinggi. Sehingga film baik digunakan untuk menentukan distribusi dosis dari sumber radiasi.

Film gafchromic memiliki beberapa tipe, salah satunya adalah film gafchromic tipe EBT2. Struktur bahan film gafchromic tipe EBT2 terdiri dari *polyester overlamine* yang memiliki ketebalan 50  $\mu\text{m}$ . Kemudian bagian struktur yang lain adalah *Polyester substrate* yang memiliki tebal 175  $\mu\text{m}$  yang melapisi *active layer* dengan ketebalan 30  $\mu\text{m}$  dan lapisan pelindung *top coat* dengan ketebalan 5  $\mu\text{m}$ . Selain itu terdapat bahan *Adhesive layer* dengan ketebalan 25  $\mu\text{m}$ <sup>[11]</sup>.

Lapisan terluar dari film Gafchromic adalah poliester (gambar 2.6). Poliester adalah suatu kategori polimer yang mengandung gugus fungsional ester dalam rantai utamanya. Walau mudah terbakar di suhu tinggi, poliester cenderung berkerut menjauhi api dan memadamkan diri sendiri saat terjadi pembakaran. Serat poliester mempunyai kekuatan yang tinggi dan serta penyerapan air yang rendah, sehingga film gafchromic dapat digunakan di dalam air.



Gambar 2. 6 Lapisan Penyusun Film Gafchromic Tipe EBT 2.<sup>[10]</sup>

Film gafchromic tipe EBT2 ini memiliki beberapa karakteristik, diantaranya memiliki sensitifitas pada rentang dosis dari 1 cGy sampai dengan 1000 cGy, memiliki jangkauan sensitifitas yang lebih tinggi dari film gafchromic tipe sebelumnya, rentang respon energi dari keV hingga MeV, memiliki serapan maksimum pada panjang gelombang sekitar 636 nm dan 585 nm, memiliki waktu *post-irradiation* yang lebih cepat dan dapat bekerja pada temperatur yang cukup tinggi.

Tabel 2.3 menunjukkan detail dari komposisi atom yang menyusun dosimetri film Gafchromic EBT 2. Nomor atom efektif telah dihitung menurut McCullough dan Holmes. Nomor atom efektifnya ( $Z_{\text{eff}}$ ) bernilai 6,98. Nilai ini mendekati dari nilai  $Z_{\text{eff}}$  dari air 7,3.<sup>[10]</sup>

Tabel 2. 3 Komposisi dari film Gafchromic EBT 2.<sup>[11]</sup>

Layer	Thickness (microns)	Aproximate density g/cm <sup>2</sup>	Composition Atom (%)									
			H	Li	C	N	O	Na	S	Cl	K	Br
Polyster film base	50	1.35	38.4	0	45.5	0	18.2	0	0	0	0	0
Adhesive Surface layer	25	1.2	57.1	0	33.3	0	9.5	0	0	0	0	0
Active Layer	5	1.2	58.9	0.9	25.7	0	15.6	0	0	0.9	0	0
Polyster film base	30	1.2	58.3	0.8	29.6	0.1	10.7	0	0	0.3	0.1	0.1
Overall Composition	175	1.35	38.4	0	45.5	0	18.2	0	0	0	0	0
			40.85	0.01	42.37	0.01	16.6	0	0	0.04	0.01	0.01

Film gafchromic tipe sebelumnya seperti MD-55 dan HD810 hanyaterdiri dari elemen-elemen Z : C, H, N dan O saja.<sup>10,11</sup> Film gafchromic tipe MD-55 dan HD 810 hanya memiliki respon energi foton yang rendah saja, yaitu pada energi kisaran keV. Dengan melihat tabel diatas, terdapat elemen *chlorine* (Cl) didalam komposisi atom film gafchromic tipe EBT2. Elemen *chlorine* ini diketahui dapat menyebabkan perubahan serapan energi rendah kisaran keV, sehingga film gafchromic tipe EBT2 tidak hanya dikhususkan pada respon sumber energi yang memiliki rentang energi yang tinggi (MeV) saja.<sup>10,11</sup>

## **BAB 3**

### **METODOLOGI PENELITIAN**

#### **3.1 Bahan dan Alat**

Untuk melakukan eksperimen diperlukannya alat dan bahan yang mendukung penelitian ini. Bahan dan alat yang digunakan pada penelitian ini adalah :

##### **3.1.1 Film Gafchromic EBT 2**

Dosimeter film yang digunakan pada penelitian ini adalah film gafchromic tipe EBT2. Film dipotong dengan ukuran 10x10 cm untuk diberikan radiasi dengan sumber Ir-192 pada medium air dan udara.

##### **3.1.2 Pesawat Brakiterapi**

Pesawat brakiterapi dengan metode *remote after loading* digunakan untuk mengeluarkan sumber menuju aplikator.

##### **3.1.3 Phantom Air**

Phantom air berukuran 30x30x30 cm digunakan sebagai medium untuk film. Film diradiasi pada dua medium berbeda yaitu air dan udara. Fungsi dari phantom air adalah sebagai medium film ketika berada di dalam air.

##### **3.1.4 Scanner Microtek 1000 xl**

Scanner yang digunakan dalam penelitian ini adalah *Microtek 1000 XL* tipe *Flat-Bed*. Scanner ini dihubungkan dengan sebuah komputer yang telah dilengkapi dengan perangkat lunak, untuk memudahkan dalam proses pembacaan dosis.

##### **3.1.5 Perangkat Lunak**

Perangkat lunak pendukung yang digunakan adalah *Image-J*, *Matlab R2009a*. *Image-J* digunakan untuk mengkonversi format *image* dalam bentuk TIFF ke dalam *pixel value*. *Matlab* digunakan untuk metode interpolasi.

## 3.2 Metode Eksperimen

Metode eksperimen pada penelitian ini adalah sebagai berikut :

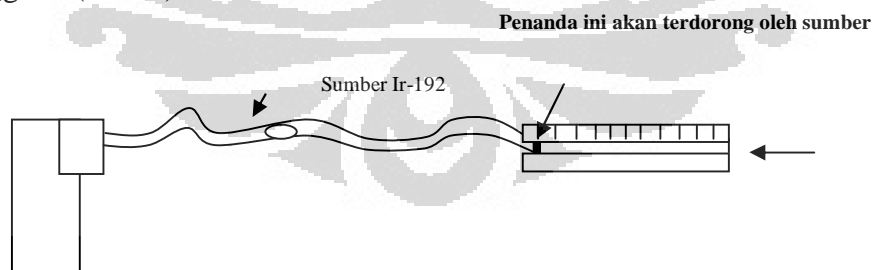
### 3.2.1 Kalibrasi

Proses kalibrasi dilakukan oleh penelitian yang dilakukan oleh *Harry Kurniawan* dengan judul skripsi : *Kalibrasi Film Gafchromic Tipe EBT2 dengan Menggunakan Sumber Cobalt-60 dan Linier Accelerator.2009*. Proses kalibrasi menggunakan detektor bilik ionisasi dan elektrometer untuk mendapatkan dosis serap. Dosis yang sudah diukur kemudian dicocokkan dengan hasil scan dari film yang berupa *pixel value*.

### 3.2.2 Quality Assurance Alat Ukur

Untuk menjamin bahwa alat berfungsi dengan baik, terlebih dahulu dilakukan kalibrasi alat ukur. Tujuan prosedur ini adalah untuk mengetahui apakah jarak sumber yang diatur melalui ruang kontrol sesuai dengan dibaca dengan penggaris (mistar). Oleh karena itu digunakan *checkruler* untuk mengetahui posisi sumber yang keluar.

Gambar 3.1 menjelaskan dari pengaturan jarak tersebut. Sumber dikeluarkan, sehingga sumber akan mendorong penanda jarak, besar jaraknya akan disesuaikan dengan yang diatur pada ruang kontrol dengan yang terbaca pada penggaris (mistar).



Gambar 3. 1 Kalibrasi Jarak Sumber

### 3.2.3 Pemberian Tanda Pada Film Gafchromic

Film Gafchromic yang telah dipotong-potong dengan ukuran 10x10 cm, kemudiani tanda dengan menggunakan spidol. Pada gambar 3.2, film diberi tanda pada bagian pojok kiri atas (terlihat dari bulatan pada gambar 3.2).

Seperti diketahui bahwa film Gafchromic terdiri dari polimer yang mempunyai ketebalan yang berbeda. Pemberian tanda ini dimaksudkan untuk kekonsistenan ketika proses *scan* berlangsung.



Gambar 3. 2 Pemberian Tanda Pada Film Gafchromic

### 3.2.4 Radiasi Film Dengan Sumber Ir-192

Film diradiasi dengan sumber Ir-192 pada medium udara dan air. Pada gambar 3.3a, proses radiasi terjadi di phantom air, film ditempelkan pada aplikator selama 35 detik, sedangkan pada gambar 3.3b proses radiasi terjadi di udara, film ditempelkan pada aplikator selama 30 detik.



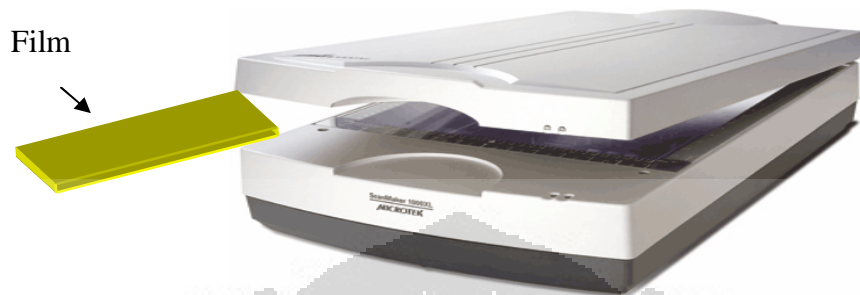
(a)

(b)

Gambar 3. 3 Radiasi Film Pada Medium Udara(a) dan Air(b)

### 3.2.5 Proses Pemindaian (*scan*) Film

Setelah film dipapar radiasi, film discan dengan *scanner Microtek 1000 xl*, untuk mendapatkan citra digital dalam bentuk TIFF.



Gambar 3. 4 Film Discan dengan *Scanner Microtek 1000 xl*

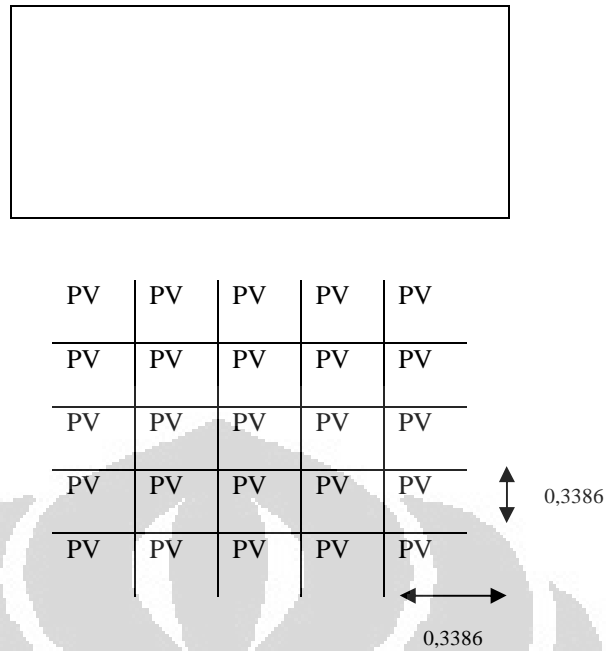
### 3.2.6 Konversi Image (dalam format TIFF) ke Pixel Value

Format image dalam bentuk TIFF diubah ke dalam pixel value dengan menggunakan *software image-J*. Pixel value yang sudah didapat akan diubah ke dalam bentuk dosis dengan menggunakan data kalibrasi.

### 3.2.7 Konversi DPI (*dots per inchi*) ke dalam millimeter (mm)

Tujuan dari konversi DPI ke dalam millimeter adalah untuk mendapatkan posisi koordinat kartesian dari setiap pixel value yang dihasilkan; Seperti diketahui bahwa film gafchromic discan dengan resolusi 75 dpi.

Definisi dari 75 dpi adalah 75 titik per inci, yang berarti dalam tiap luas satu inci terdapat 75 titik. Sehingga apabila posisi ini diubah ke dalam millimeter terdapat setiap luasan titik berjarak 0,338667 mm. Artinya, pada setiap rentang jarak 0,338667 terdapat nilai pixel value yang akan dikalibrasi ke dalam dosis (penjelasan pada gambar 3.5).



**Gambar 3. 5 Penentuan Koordinat Kartesian**

### 3.2.8 Metode Interpolasi

Distribusi *pixel value* yang telah didapatkan akan dikalibrasi, untuk mendapatkan nilai dosis. Data hasil kalibrasi antara pixel value dengan dosis tidak dapat mengakomodir hasil data yang didapatkan. Untuk mengatasi ini, dilakukan metode interpolasi menggunakan *Matlab R-2009a*.

Interpolasi dalam pengertian matematika adalah perkiraan suatu nilai tengah dari satu set nilai yang diketahui. Metode interpolasi dapat membantu dalam memperbaiki tingkat kerapatan suatu data.

Sebagai gambaran bagaimana metode interpolasi linier pada penelitian ini dijelaskan pada contoh berikut. Misalkan terdapat suatu data dibawah ini

5	10
1	5

Kemudian untuk mengetahui nilai tengah dari kedua data tersebut dilakukan metode interpolasi. Sehingga didapatkan nilai interpolasinya adalah.

5	7,5	10
3	5,25	7,5
1	3	5

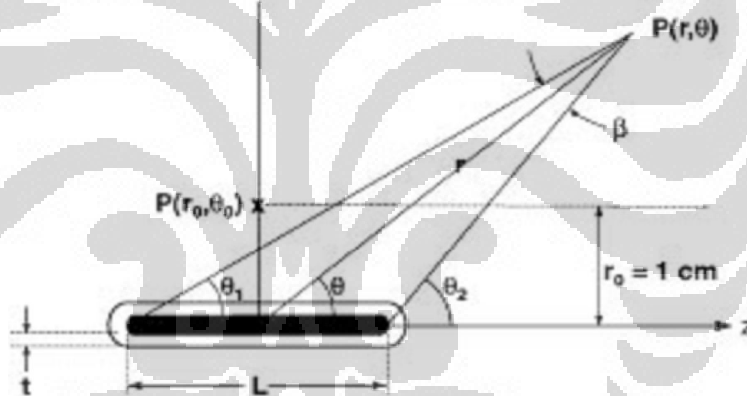


### 3.2.9 Mencari Persamaan Fungsi Geometri dan Fungsi Dosis Radial Berdasarkan Dosimetri AAPM TG-43

Menurut AAPM TG-43 dosimetri sumber brakiterapi meliputi air kerma strength, konstanta laju dosis, faktor geometri, fungsi dosis radial dan fungsi anisotropi.<sup>[8]</sup> Penelitian ini hanya mencari faktor geometri dan fungsi dosis radial.

### 3.2.10 Fungsi Geometri $G(r,\theta)$

Fungsi geometri, murni didapatkan dari hasil perhitungan dari panjang sumber ( $L$ ), jarak ( $r$ ), sudut dari pusat sumber radiasi (sudut  $\theta$ ), dan sudut beta ( $\beta$ ) yaitu sudut yang terbentuk dari proyeksi garis dari ujung ujung sumber radiasi yang dihubungkan ke titik yang dituju  $P(r,\theta)$ . Nilai dari fungsi geometri didefinisikan oleh AAPM TG-43 pada persamaan 3.2.



Gambar 3. 6 Sistem kordinat yang digunakan pada perhitungan dosimetri brakiterapi menurut AAPM TG-43<sup>[4]</sup>

$$G(r, \theta) = r^{-2} \text{ (untuk sumber titik)}$$

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \text{ (untuk sumber garis)} \quad (3.2)$$

Nilai sudut beta, dicari dengan persamaan (3.3).

$$\beta = \tan^{-1}\left(\frac{x + L/2}{y}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{x - L/2}{y}\right) \quad (3.3)$$

Sedangkan nilai  $x$  dan  $y$  didapatkan dari persamaan (3. 4).

$$x = r \cos \theta, \text{ dan } y = r \sin \theta \quad (3.4)$$

### 3.2.11 Fungsi Dosis Radial $g(r)$

Nilai  $\dot{D}(r, \pi/2)$  dan  $\dot{D}(1, \pi/2)$  didapatkan dari eksperimen. Sedangkan nilai  $G(1, \pi/2)$  dan  $G(r, \pi/2)$  didapatkan dari nilai perhitungan matematis fungsi geometri pada penjelasan sebelumnya. Fungsi dosis radial  $g(r)$  ditunjukkan pada persamaan (3.5).

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2) \cdot G(1, \pi/2)}{\dot{D}(1, \pi/2) \cdot G(r, \pi/2)} \quad (3.5)$$

$\dot{D}(r, \pi/2)$  = laju dosis pada jarak  $r$  cm, sudut  $90^\circ$

$\dot{D}(1, \pi/2)$  = laju dosis pada jarak 1 cm, sudut  $90^\circ$

$G(1, \pi/2)$  = fungsi geometri pada jarak 1 cm, sudut  $90^\circ$

$G(r, \pi/2)$  = fungsi geometri pada jarak  $r$  cm, sudut  $90^\circ$

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Konversi *Pixel Value* ke Dosis

Pada tabel 4.1 menunjukkan bahwa *nilai pixel value* berbanding terbalik dengan dosis yang diterima. Komponen warna pada penelitian ini menggunakan mode RGB (*red, green, blue*). Setiap elemen memiliki 0 – 256 tingkat warna. Warna hitam merupakan kombinasi dari R= 0, G=0, B=0; warna putih merupakan kombinasi dari R = 256, G = 256, B= 256; warna kuning dihasilkan dari kombinasi R= 256, G= 256, B= 0. Sehingga kombinasi warna yang dapat dibentuk dari mode rgb adalah  $256 \times 256 \times 256 = 16777216$  (16 juta warna).

Sehingga benar bahwa, ketika dosis radiasi semakin tinggi maka warna film gafchromic akan menjadi lebih gelap, karena kombinasi warna pada dosis tinggi lebih gelap dibandingkan dengan dosis rendah, menyebabkan *pixel value* semakin kecil.

**Tabel 4. 1 Kalibrasi *Pixel Value* ke Dosis**

<i>Pixel Value</i>	Dosis (cGy)
57528.260	0
53735.288	50
46156.001	100
41643.520	150
37297.064	200
35020.345	250
33038.730	300
29291.552	350
28718.585	400
28607.880	450
25786.151	500
23747.959	550
23146.284	600
21680.990	650
20991.004	700
19169.813	800
17827.379	1000

## 4.2 Perhitungan Nilai Dosis Dengan Metode Interpolasi

Setelah film discan untuk didapatkan citra digital, kemudian citra digital (dalam format TIFF) diubah ke dalam bentuk pixel value dengan menggunakan *software image-j*. Pixel value dikalibrasi dengan data pada tabel 4.1. Namun demikian, distribusi *pixel value* yang dihasilkan mempunyai nilai yang sangat banyak. Sehingga data hasil kalibrasi tidak menjangkau persebaran *pixel value* dan dosis.

Untuk mengatasi permasalahan ini digunakanlah metode interpolasi dengan bantuan program *Matlab*. Interpolasi dalam pengertian matematika adalah perkiraan suatu nilai tengah dari satu set nilai yang diketahui. Metode interpolasi dapat membantu dalam memperbaiki tingkat kerapatan suatu data. Dengan metode interpolasi ini dapat diketahui nilai dosis pada setiap titik yang ingin dicari. Nilai dari dosis yang dihasilkan pada penelitian ini dapat dilihat pada lampiran 1 (pada medium udara) dan lampiran 2 (pada medium air).

## 4.3 Kurva Isodosis

Pada gambar 4.1 menjelaskan kurva isodosis HDR Ir-192 yang dihasilkan pada medium air dan udara. Kurva isodosis pada gambar 4.1 dibuat menjadi satu antara medium air dan udara.

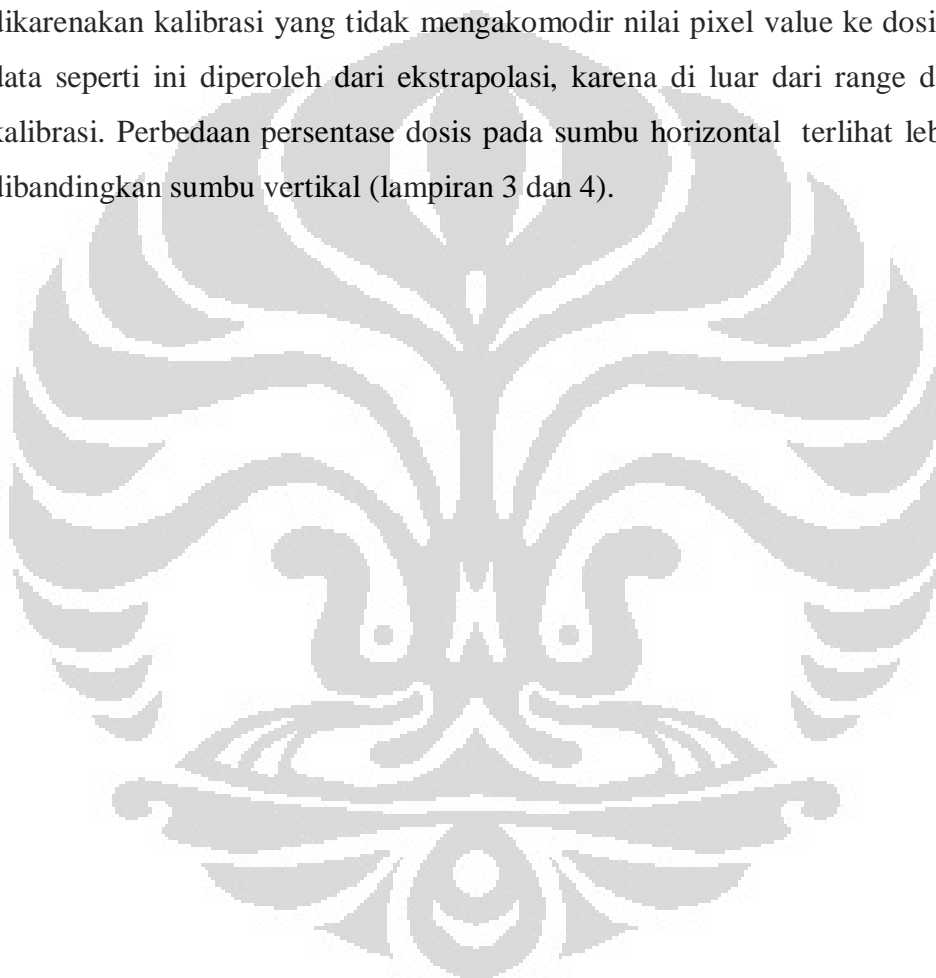
Pada gambar 4.1 terlihat bahwa perbedaan kurva isodosis antara medium air dan udara tidak terlalu jauh. Distribusi yang dihasilkan ketika jaraknya jauh dari sumber terlihat lebih datar dibandingkan dekat dengan sumber. Perbedaan kerapatan dari distribusi dosis yang dihasilkan pada gambar 4.1 hanya sekitar 1 mm.

Perbedaan dari kedua medium tidak terlalu besar, ini menunjukkan bahwa bahan penyusun dari film Gafchromic mendekati sifat *tissue equivalent water* karena nomor atom dari film gafchromic sebesar 6,98 yang nilainya hampir mendekati air yaitu sekitar 7,3.

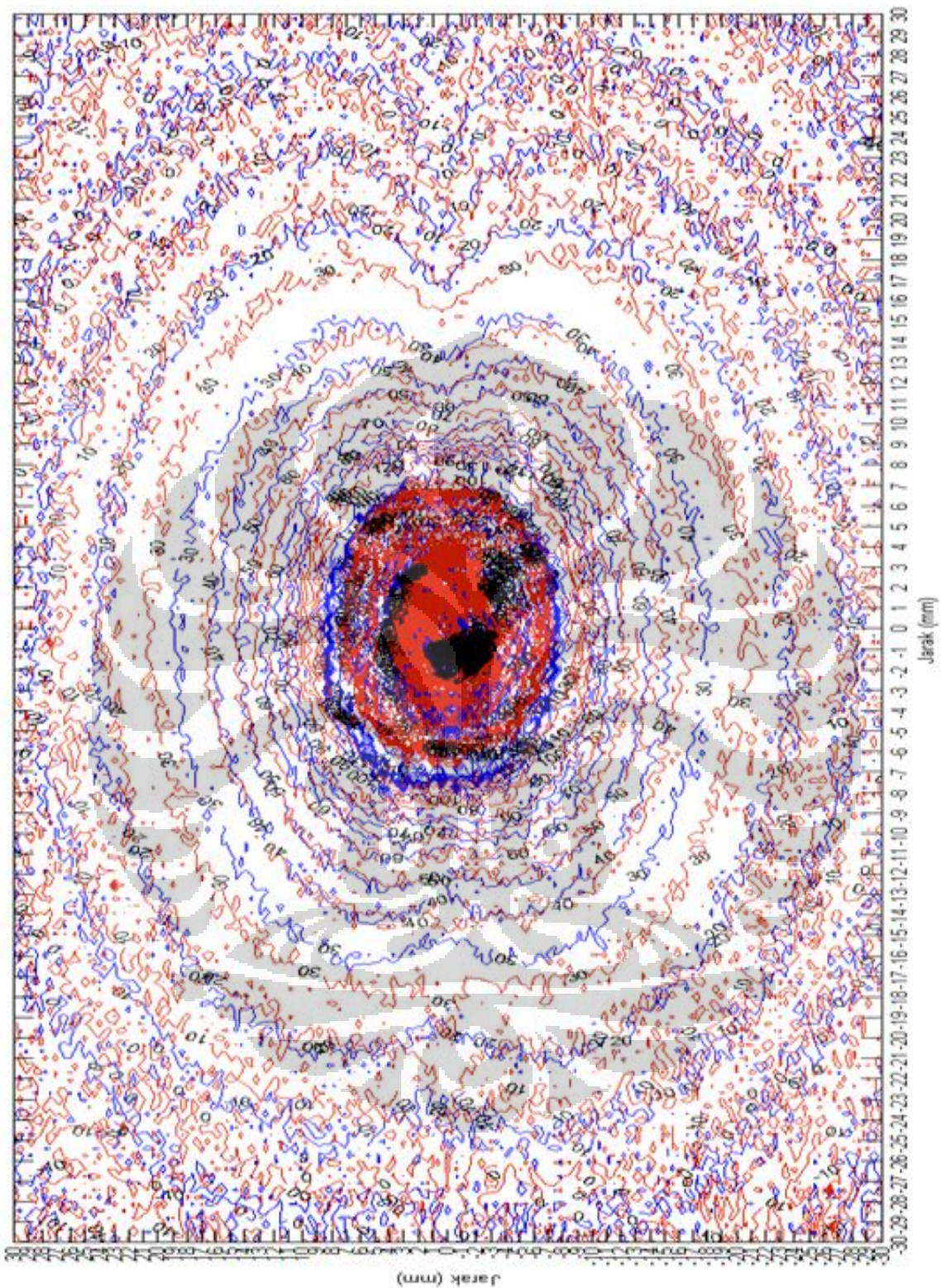
#### 4.4 Perhitungan distribusi dosis pada sumbu vertikal dan horizontal



Perhitungan distribusi dosis pada sumbu vertikal dan horizontal bertujuan untuk mendapatkan perbandingan antara dosis yang dihasilkan pada medium air dan udara. Gambar 4.2 dan 4.3 menjelaskan perbandingan distribusi dosis pada medium air dan udara pada sumbu vertikal dan horizontal.

Pada gambar 4.2 dan 4.3 terdapat distribusi dosis yang menyimpang dikarenakan kalibrasi yang tidak mengakomodir nilai pixel value ke dosis. Untuk data seperti ini diperoleh dari ekstrapolasi, karena di luar dari range data hasil kalibrasi. Perbedaan persentase dosis pada sumbu horizontal terlihat lebih besar dibandingkan sumbu vertikal (lampiran 3 dan 4).

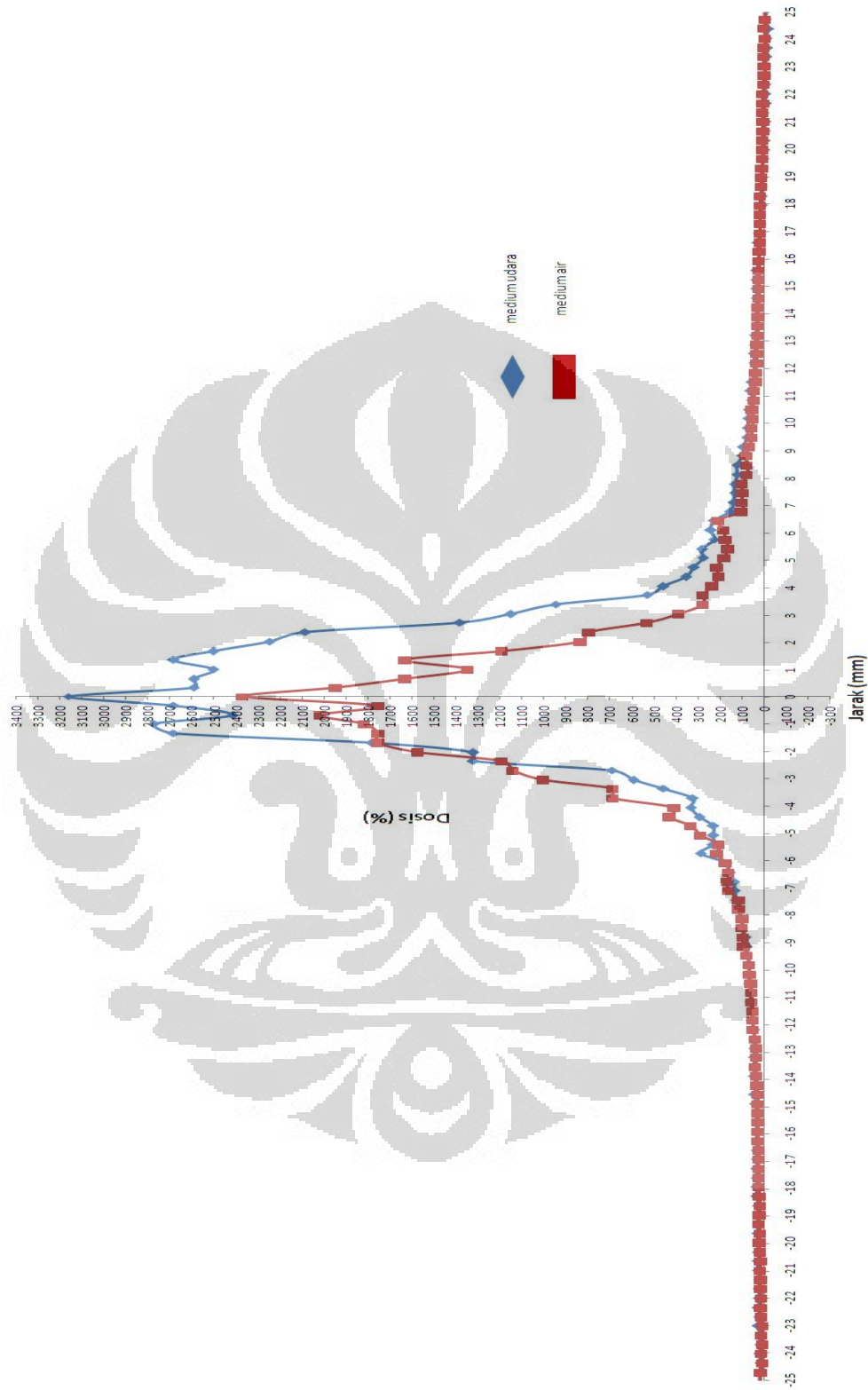




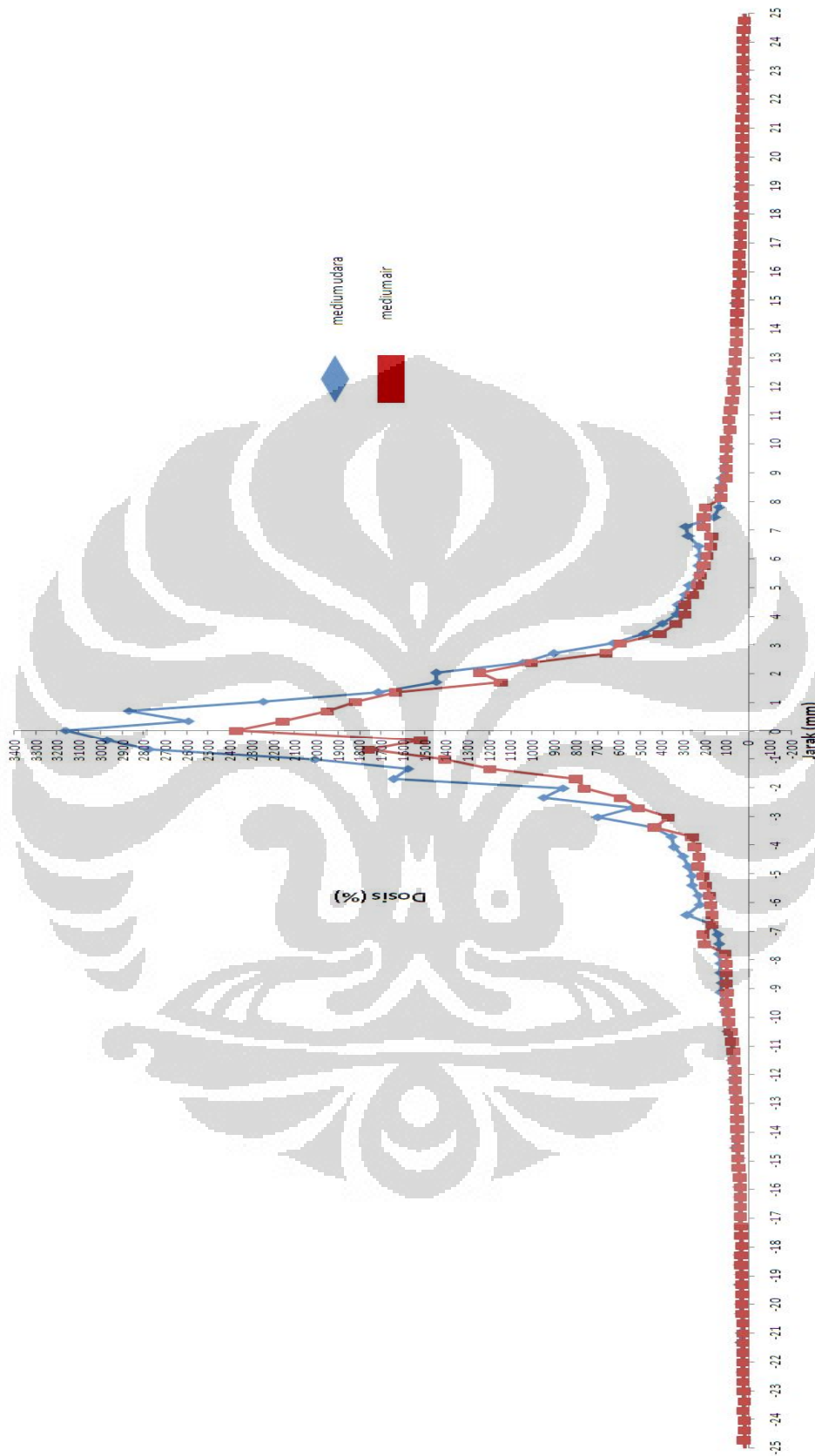


-  persentase dosis pada medium air
-  persentase dosis pada medium udara

Gambar 4.1 Kurva Isodosis Ir-192 HDR Brachiterapi Pada Medium Udara dan Air



Gambar 4. 2 Distribusi Dosis Pada Sumbu Horizontal



Gambar 4.3 Distribusi Dosis Pada Simbu Vertikal



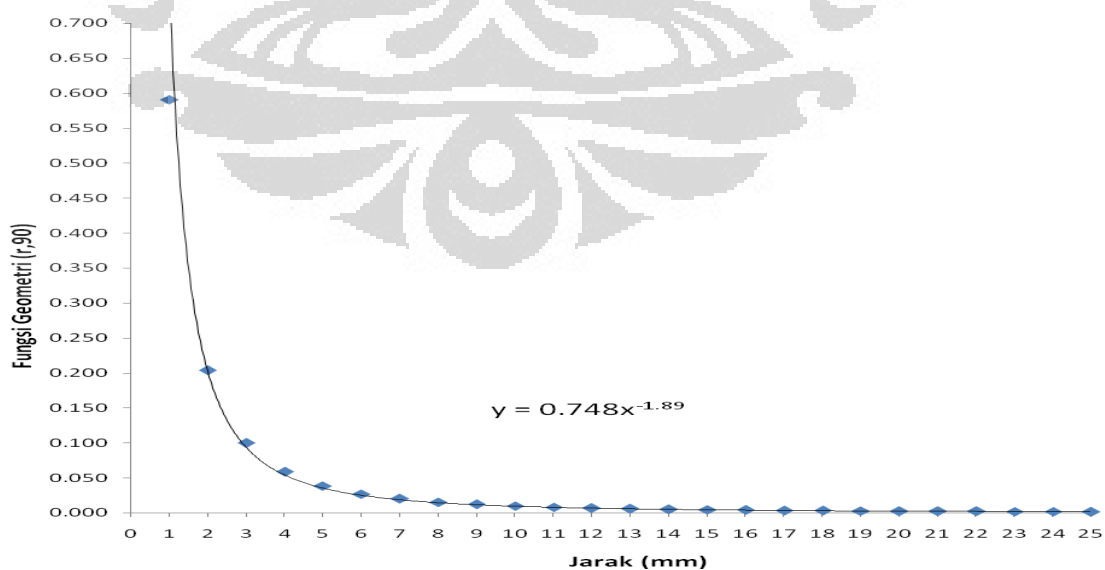
#### 4.5 Perhitungan fungsi geometri $G(r,\theta)$ dan fungsi dosis radial $g(r)$ berdasarkan parameter dosimetri AAPM-TG 43

Perhitungan fungsi geometri dan fungsi dosis radial berdasarkan protokol dosimetri AAPM –TG 43. Kedua fungsi ini merupakan faktor koreksi dari sumber yang digunakan pada penelitian ini. Berdasarkan hasil yang didapat, terdapat hubungan antara fungsi dosis radial dan fungsi geometri terhadap jarak.

##### 4.5.1 Perhitungan fungsi geometri $G(r,\theta)$

Sumber yang digunakan pada penelitian ini adalah sumber brakiterapi microSelectron-v2, Ir-192 HDR, dengan panjang sumber aktif 3,6 mm. Nilai dari fungsi geometri adalah murni dari penghitungan yang tergantung dari panjang sumber dan sudut yang menghubungkan sumber pada jarak-jarak tertentu. Nilai fungsi geometri akan berubah tergantung dari nilai jarak yang diinginkan dan sudut yang diberikan.

Tabel 4.2 dan gambar 4.3 menunjukkan fungsi geometri pada variasi jarak 0-25 mm dengan sudut tetap  $90^\circ$ . Pada tabel 4.2 nilai sudut beta akan semakin mengecil ketika jaraknya semakin jauh dari sumber. Sudut beta ( $\beta$ ) yaitu sudut yang terbentuk dari proyeksi garis dari ujung ujung sumber radiasi yang dihubungkan ke titik yang dituju  $P(r,\theta)$  (pada gambar 2.5).



Gambar 4. 4 Grafik Fungsi Geometri  $G(r,90)$  terhadap jarak

Faktor geometri menyatakan variasi distribusi sumber spasial akibat pengaruh ukuran sumber dan distribusi sumber aktif di dalam sumber tersebut. Secara geometri, ketika semakin jauh dari sumber, maka luasan aktif dari ukuran sumber akan semakin besar, namun nilai dari sudut beta akan semakin kecil. Fungsi geometri adalah perbandingan antara sudut beta dengan luasan aktif dari ukuran sumber. Sehingga koreksi geometri akan semakin kecil ketika jaraknya semakin jauh.

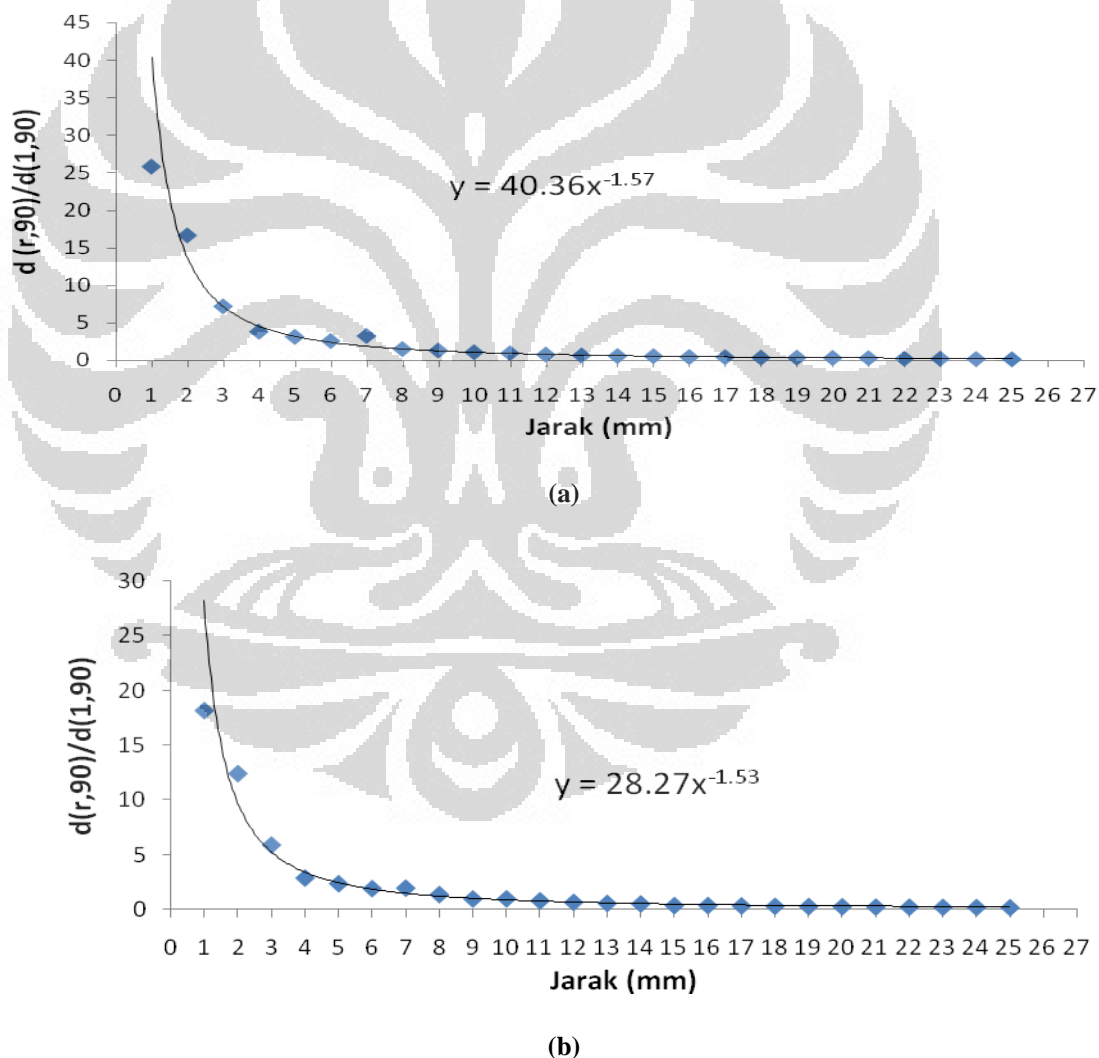
**Tabel 4. 2 Fungsi geometri  $G(r,90^0)$  pada jarak 1-25 mm dengan sudut tetap  $90^0$**

jarak (mm)	sudut beta (rad)	geometri ( $1/\text{mm}^2$ )
1	121.89	0.5909
2	83.97	0.2036
3	61.93	0.1001
4	48.46	0.0587
5	39.60	0.0384
6	33.40	0.0270
7	28.84	0.0200
8	25.36	0.0154
9	22.62	0.0122
10	20.41	0.0099
11	18.59	0.0082
12	17.06	0.0069
13	15.77	0.0059
14	14.65	0.0051
15	13.69	0.0044
16	12.84	0.0039
17	12.09	0.0034
18	11.42	0.0031
19	10.82	0.0028
20	10.29	0.0025
21	9.80	0.0023
22	9.35	0.0021
23	8.95	0.0019
24	8.58	0.0017
25	8.24	0.0016

#### 4.5.2 Perhitungan fungsi dosis radial $g(r)$

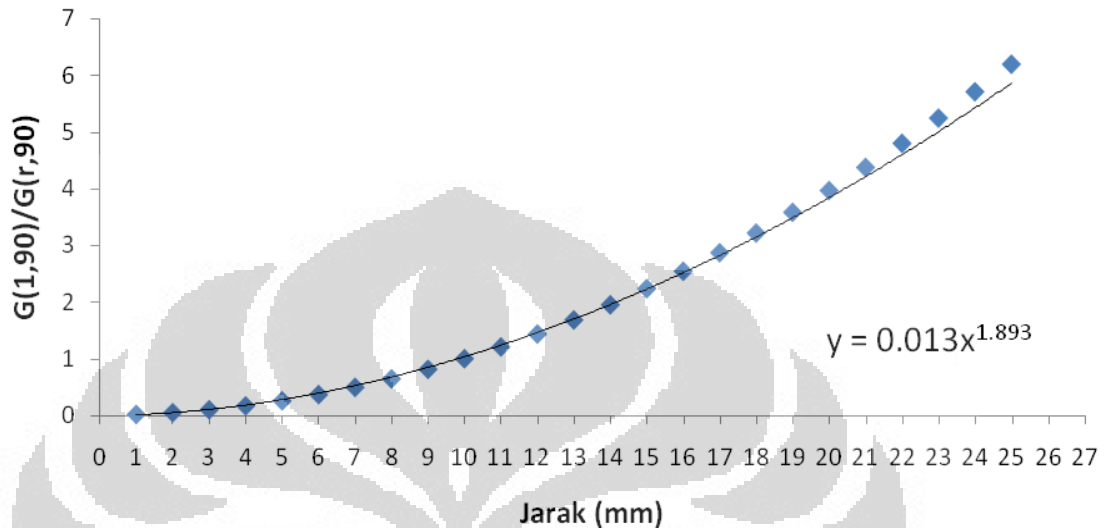
Nilai fungsi dosis radial  $g(r)$  mengacu pada nilai dosis dan nilai fungsi geometri yang tegak lurus terhadap sumber. Sebagai acuan dipakai jarak 1 cm tegak lurus dari sumber, dengan variasi jarak tertentu. Fungsi dosis radial merupakan faktor koreksi sumber dalam medium sepanjang sumbu tegak lurus (pada sudut  $90^\circ$ ). Fungsi dosis radial dihasilkan dari persamaan

Nilai  $\dot{D}(r, \pi/2) / \dot{D}(1, \pi/2)$  ketika diplot terhadap jarak akan menghasilkan inverse square law.



Gambar 4. 5 Grafik  $\dot{D}(r, \pi/2) / \dot{D}(1, \pi/2)$  Terhadap Jarak (mm). (a) Pada Medium Udara  
(b) Pada Medium Air.

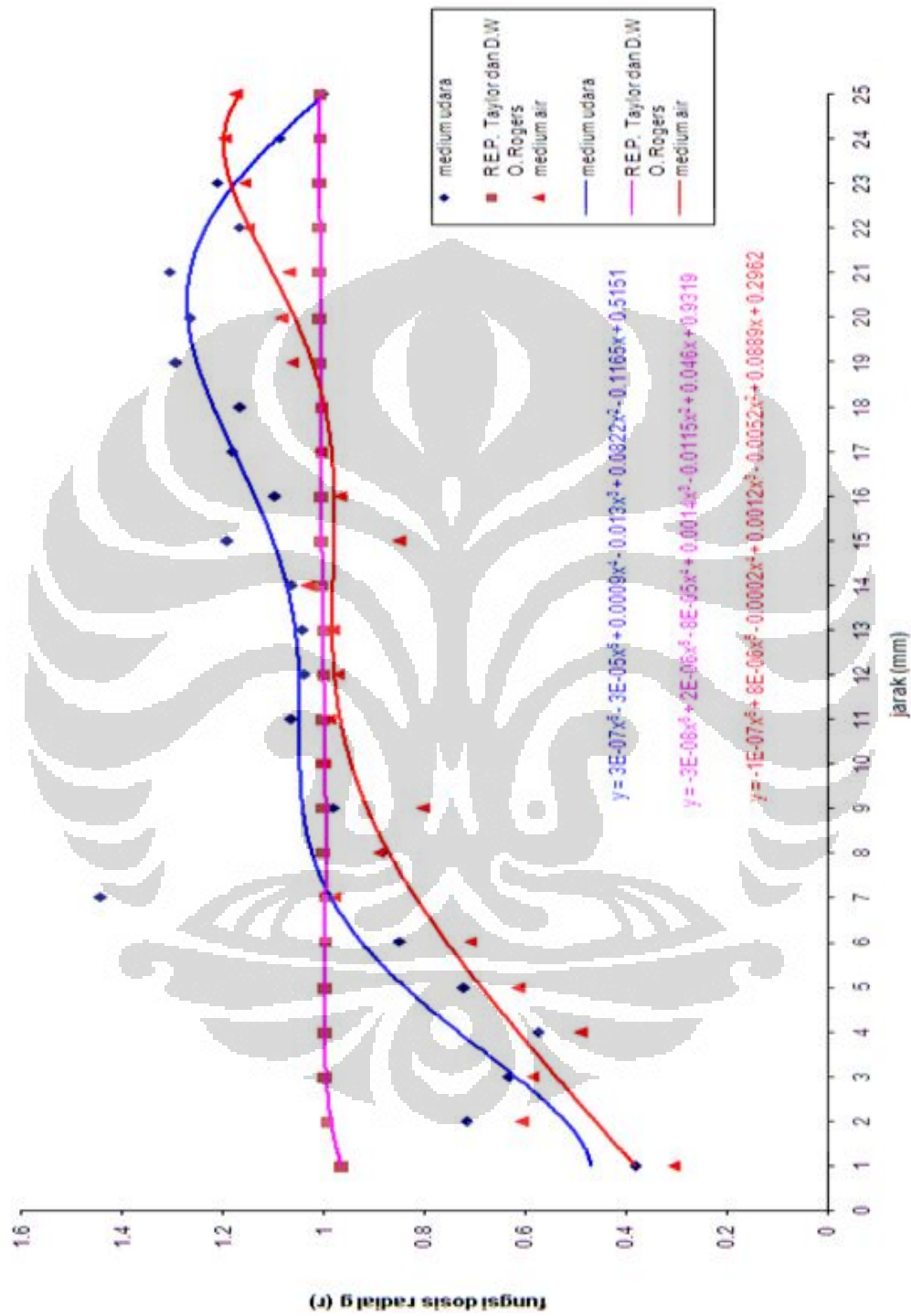
Pada gambar 4.5 diperlihatkan grafik  $G(1, \pi/2)/G(r, \pi/2)$  terhadap jarak, yang bentuk grafiknya berkebalikan dengan yang dihasilkan oleh grafik  $\dot{D}(r, \pi/2)/\dot{D}(1, \pi/2)$  terhadap jarak (gambar 4.6).



Gambar 4. 6 Grafik  $G(1,90)/G(r,90)$  terhadap jarak (mm)

Fungsi dosis radial dicari dengan mengalikan  $\dot{D}(r, \pi/2)/\dot{D}(1, \pi/2)$  dan  $G(1, \pi/2)/G(r, \pi/2)$ . Dengan demikian sama saja, kedua grafik pada gambar 4.4, baik pada medium air dan udara masing-masing dikalikan dengan  $G(1, \pi/2)/G(r, \pi/2)$  yang akan diplot terhadap jarak, maka nilai dari  $G(1, \pi/2)/G(r, \pi/2)$  berfungsi mengkompensasi dari inverse square law yang dihasilkan oleh  $\dot{D}(r, \pi/2)/\dot{D}(1, \pi/2)$ .

Ketika kedua grafik ini disatukan didapatkanlah gambar 4.6 yang merupakan fungsi dosis radial pada medium air dan udara. Pada tabel 4.3 dan gambar 4.7 terlihat bahwa nilai dari fungsi dosis radial pada air dan udara mengalami perbedaan yang relatif kecil.



Gambar 4. 7 Grafik Fungsi Dosis Radial  $g(r)$  terhadap Jarak (mm)

**Tabel 4. 3 Perbedaan Fungsi Dosis Radial  $g(r)$  pada Medium Air dan Udara**

$r$ (mm)	$g_l(r)$ (medium air)	$g_l(r)$ medium udara	Perbedaan (%)
1	0.305	0.383	22.498
2	0.606	0.717	16.831
3	0.586	0.632	7.581
4	0.490	0.575	16.075
5	0.614	0.722	16.220
6	0.710	0.851	18.090
7	0.979	1.443	38.312
8	0.893	0.883	1.086
9	0.803	0.981	19.849
10	1	1	0
11	0.989	1.066	7.494
12	0.973	1.040	6.699
13	0.982	1.043	6.075
14	1.033	1.065	3.109
15	0.851	1.194	33.518
16	0.967	1.099	12.749
17	1.009	1.184	15.881
18	1.005	1.168	14.965
19	1.064	1.295	19.616
20	1.084	1.268	15.634
21	1.068	1.308	20.174
22	1.152	1.169	1.549
23	1.159	1.213	4.528
24	1.197	1.089	9.470
25	1.175	1.003	15.758

Selain itu penulis juga memasukkan nilai fungsi dosis radial dari penelitian yang dilakukan (*R E.P. Taylor dan D.W O. Rogers:www.physics.charleton.ca/clrp/seed\_database/Ir192\_HDR/microSelectron\_v2*)<sup>5</sup> dengan metode simulasi. Persamaan garis yang didapat pada medium air dan udara, bisa dipakai untuk prediksi nilai fungsi dosis radial untuk sumber microSelectron-v2, Ir-192 HDR.

**Tabel 4. 4 Nilai Fungsi Dosis Radial  $g(r)$  pada Medium Air dan Udara, dan penelitian oleh  $g(r)^5$  R E.P. Taylor dan D.W O. Rogers.**

$r$ (mm)	$g(r)$ medium air	$g(r)$ medium udara	$g(r)^5$
1	0.305	0.383	0.964
2	0.606	0.717	0.995
3	0.586	0.632	0.997
4	0.490	0.575	0.997
5	0.614	0.722	0.997
6	0.710	0.851	0.998
7	0.979	1.443	0.998
8	0.893	0.883	0.999
9	0.803	0.981	0.999
10	1	1	1
11	0.989	1.066	1.001
12	0.973	1.040	1.001
13	0.982	1.043	1.002
14	1.033	1.065	1.003
15	0.851	1.194	1.004
16	0.967	1.099	1.004
17	1.009	1.184	1.005
18	1.005	1.168	1.006
19	1.064	1.295	1.006
20	1.084	1.268	1.007
21	1.068	1.308	1.007
22	1.152	1.169	1.008
23	1.159	1.213	1.008
24	1.197	1.089	1.009
25	1.175	1.003	1.009

## BAB 5

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

Dengan melihat data hasil pengukuran dan perhitungan pada penelitian ini, maka dapat disimpulkan bahwa :

- Distribusi dosis di udara dan air hampir berhimpit dengan selisih sekitar 1 mm
- Perbedaan terbesar fungsi dosis radial medium udara dan air sekitar 38 %
- Dari perbedaan distribusi dosis dan fungsi dosis radial pada medium air dan udara yang tidak terlalu besar, ini menunjukkan bahwa film Gafchromic EBT 2 mendekati sifat *tissue equivalent water*. Hal ini disebabkan bahan penyusun dari film Gafchromic mempunyai nomor sekitar 6,98 yang hampir mendekati nomor atom air yaitu 7,3.
- Persamaan fungsi dosis radial yang didapat pada medium air  $y=3.10^{-7}x^5-3.10^{-5}+0.009x^4-0.0013x^3+0.0822x^2-0.1165x+0.5151$ , dan udara  $y=-1.10^{-7}x^5+8.10^{-6}x^5-0.0002x^3-0.0052x^2+0.0889x+0.2962$  bisa dipakai untuk prediksi nilai fungsi dosis radial untuk sumber microSelectron-v2, Ir-192 HDR Brakiterapi.



## 5.2 Saran

Dengan hasil pengukuran dan perhitungan didapatkan masih banyak kekurangan dalam melakukan penelitian. Untuk itu diperlukan beberapa tindak lanjut penelitian dalam upaya pengembangan pengetahuan yang dapat diaplikasikan dibidang terapi medis, diantaranya sebagai berikut :

- Perlu dilakukannya kalibrasi yang mengakomodir nilai dosis dan pixel value agar didapatkan nilai distribusi dosis yang lebih bagus.
- Perlu dilakukannya penelitian untuk menentukan nilai kuat kerma, laju dosis konstan, dan fungsi anisotropi, untuk didapatkan parameter dosimetri AAPM TG- 43 yang lebih lengkap.
- Perlu dilakukannya penelitian dengan spesifikasi sumber sumber lain, untuk mendapatkan perbandingan sumber yang dapat digunakan bagi keperluan klinis.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Susworo. [http://portalradiografi.web.id/files/\(01\)%20Susworo.pdf](http://portalradiografi.web.id/files/(01)%20Susworo.pdf)
- [2] Nasukha. Dosimetri Klinik, Pusat Standardisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi, Badan Tenaga Atom Nasional (BATAN) Jakarta  
<http://www.kalbe.co.id/files/cdk/files/18KalibrasiAktivitasSumberIr192Brakiterapi118.pdf/18KalibrasiAktivitasSumberIr192Brakiterapi118.html>
- [3] McCullough and Holmes, *Med. Phys.*, 12:237-242, 1985.
- [4] Sunthralingan. N, Podgorsak E.B, Tolli. H, "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students,"
- [5] [http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed\\_database/Ir192\\_HDR/microSelectron\\_v2/](http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/Ir192_HDR/microSelectron_v2/)
- [6] Gabriel J.F, *Fisika Kedokteran*. EGC. Jakarta. 1996
- [7] Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*. Charles C Thomas Pub, Illinois, 1983.
- [8] Rivard et al, Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Med. Phys* Vol 31. 2004
- [9] Chember Herman, *Introduction to Health Physics*, Pergamon Press, New York, 1987
- [10] International Specialty Products. (2007). *Gafchromic EBT Self-Developing Film for Radiotherapy Dosimetry*, ISP, Wayne, NJ 07470.
- [11] International Specialty Products (February 19, 2009). *Gafchromic EBT2 Self-Developing Film for Radiotherapy Dosimetry*. Revision 1. ISP, 1361 Alps Road Wayne, NJ 07470, 973- B 628-3831/-3531, USA.

## LAMPIRAN 1

## Nilai dosis pada medium udara

<b>r = 1 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 2 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	5595.968		0	5101.86
	10	6251.59		10	4609.30
	20	6342.96		20	4242.77
	30	6156.65		30	4119.57
	40	6201.99		40	3945.28
	50	5758.01		50	4018.09
	60	5368.41		60	3316.06
	70	4894.17		70	3043.16
	80	4844.50		80	3495.38
	90	4988.20		90	3206.85
	100	4988.20		100	2391.97
	110	5100.41		110	2903.07
	120	5103.55		120	3143.47
	130	5069.47		130	3121.71
	140	4999.98		140	2909.29
	150	5118.36		150	3214.71
	160	5224.16		160	3164.07
	170	5568.29		170	3041.59
	180	6160.17		180	2934.03

<b>r = 3 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 4 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	2657.11		0	1051.62
	10	2440.14		10	892.10
	20	2446.97		20	1064.19
	30	2375.52		30	1173.78
	40	2188.22		40	1056.34
	50	1810.31		50	894.06
	60	1759.41		60	835.34
	70	1788.96		70	904.22
	80	1422.23		80	796.54
	90	1388.74		90	741.90
	100	1440.00		100	772.27
	110	1387.18		110	753.75
	120	1273.94		120	738.10
	130	1444.39		130	758.47
	140	1546.82		140	754.62
	150	1301.58		150	784.70
	160	1289.78		160	741.39
	170	1296.99		170	711.81
	180	1317.15		180	741.90

$r = 5 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)	$r = 6 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)
	0	657.66		0	526.61
	10	661.06		10	548.83
	20	679.96		20	522.24
	30	668.73		30	535.07
	40	659.10		40	539.91
	50	685.28		50	559.40
	60	634.81		60	505.59
	70	710.55		70	516.93
	80	638.61		80	543.69
	90	609.20		90	504.22
	100	589.56		100	526.11
	110	575.95		110	571.64
	120	618.50		120	540.84
	130	577.05		130	514.25
	140	559.30		140	576.14
	150	601.57		150	554.45
	160	522.68		160	440.94
	170	547.12		170	389.15
	180	514.19		180	430.68

$r = 7 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)	$r = 8 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)
	0	322.08		0	284.00
	10	342.66		10	295.53
	20	491.58		20	300.12
	30	529.14		30	299.16
	40	551.82		40	301.00
	50	499.66		50	308.21
	60	588.54		60	299.07
	70	562.22		70	298.56
	80	493.95		80	301.83
	90	633.16		90	298.13
	100	391.63		100	303.57
	110	341.17		110	300.48
	120	350.60		120	303.71
	130	324.08		130	304.90
	140	331.14		140	305.56
	150	318.44		150	289.89
	160	306.66		160	281.66
	170	302.31		170	245.25
	180	299.89		180	243.17

<b>r = 9 mm sudut (°) dosis (cGy)</b>		<b>r = 10 mm sudut (°) dosis (cGy)</b>	
0	215.24	0	160.01
10	237.07	10	172.14
20	267.53	20	192.08
30	259.62	30	205.06
40	273.26	40	216.68
50	271.74	50	222.83
60	279.17	60	223.91
70	291.55	70	223.21
80	286.72	80	211.25
90	262.36	90	217.31
100	260.17	100	224.10
110	287.56	110	200.24
120	258.98	120	197.40
130	242.98	130	208.67
140	240.92	140	189.69
150	223.70	150	191.09
160	217.23	160	179.58
170	189.16	170	158.39
180	180.32	180	156.35

<b>r = 11 mm sudut (°) dosis (cGy)</b>		<b>r = 12 mm sudut (°) dosis (cGy)</b>	
0	129.92	0	105.52
10	146.24	10	120.29
20	161.03	20	139.24
30	171.09	30	146.50
40	179.41	40	146.50
50	180.57	50	160.82
60	177.96	60	161.64
70	181.92	70	163.85
80	178.83	80	162.90
90	191.83	90	157.47
100	183.79	100	159.00
110	171.05	110	153.72
120	171.74	120	159.00
130	172.65	130	151.66
140	165.27	140	150.44
150	160.48	150	142.10
160	153.64	160	129.80
170	138.29	170	123.98
180	134.69	180	110.57

<b>r = 13 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 14 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	84.30		0	76.67
	10	97.63		10	86.64
	20	119.90		20	100.41
	30	132.35		30	110.62
	40	131.35		40	119.01
	50	139.46		50	118.43
	60	131.71		60	123.54
	70	139.48		70	129.31
	80	143.47		80	126.97
	90	134.70		90	118.74
	100	141.27		100	120.09
	110	130.99		110	119.90
	120	143.75		120	121.88
	130	130.81		130	110.11
	140	125.43		140	102.78
	150	119.13		150	102.17
	160	111.99		160	98.16
	170	92.63		170	89.16
	180	102.65		180	93.88

<b>r = 15 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 16 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	72.58		0	54.77
	10	81.51		10	75.33
	20	89.13		20	88.60
	30	99.64		30	88.38
	40	102.55		40	87.09
	50	106.79		50	91.14
	60	114.25		60	86.02
	70	95.54		70	95.50
	80	107.04		80	92.99
	90	115.98		90	93.88
	100	103.31		100	98.74
	110	109.83		110	87.57
	120	97.35		120	89.86
	130	99.65		130	92.69
	140	98.38		140	89.66
	150	93.97		150	81.70
	160	86.30		160	82.02
	170	85.65		170	74.96
	180	83.86		180	78.39

<b>r = 17 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 18 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	47.39		0	28.65
	10	67.80		10	62.74
	20	73.81		20	70.29
	30	84.15		30	76.17
	40	87.85		40	77.16
	50	80.05		50	76.67
	60	85.28		60	78.65
	70	82.72		70	78.14
	80	85.28		80	77.49
	90	89.61		90	78.89
	100	87.11		100	79.50
	110	84.46		110	84.20
	120	80.65		120	76.95
	130	83.90		130	82.08
	140	82.93		140	78.88
	150	78.88		150	75.09
	160	79.13		160	71.79
	170	70.46		170	63.62
	180	73.90		180	72.58

<b>r = 19 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 20 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	28.65		0	3.31
	10	50.17		10	57.31
	20	64.14		20	60.43
	30	74.40		30	61.48
	40	74.70		40	67.92
	50	78.14		50	70.23
	60	76.40		60	68.07
	70	72.81		70	68.57
	80	75.02		80	68.29
	90	78.57		90	69.45
	100	73.22		100	67.75
	110	74.38		110	67.76
	120	74.77		120	69.31
	130	70.01		130	67.88
	140	75.17		140	64.99
	150	71.06		150	60.09
	160	63.84		160	49.89
	170	63.42		170	55.35
	180	63.41		180	66.29

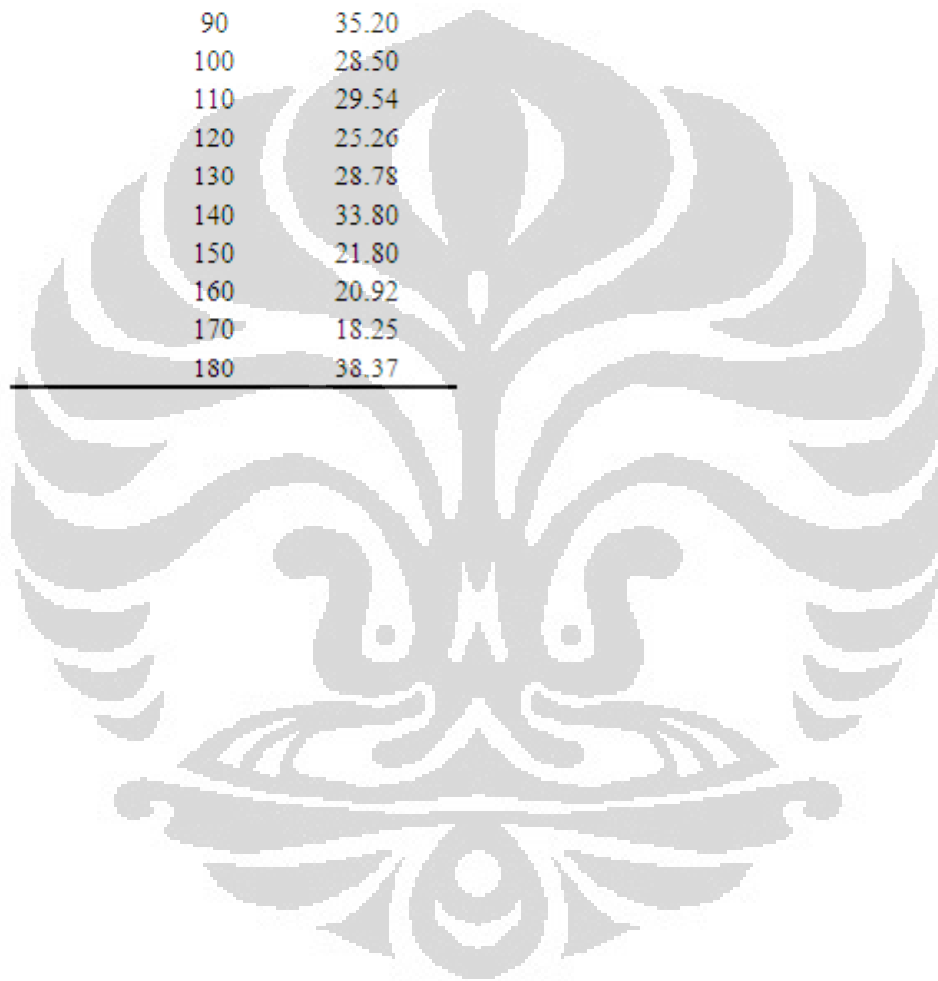
<b>r = 21 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 22 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	-8.69		0	-6.26
	10	35.62		10	20.13
	20	48.13		20	50.24
	30	52.81		30	57.07
	40	64.42		40	57.44
	50	64.01		50	54.22
	60	60.78		60	55.48
	70	65.90		70	58.58
	80	66.26		80	55.47
	90	64.96		90	52.95
	100	64.24		100	57.18
	110	62.21		110	54.91
	120	64.10		120	57.53
	130	63.17		130	62.25
	140	60.81		140	49.01
	150	53.08		150	47.72
	160	52.22		160	36.53
	170	46.22		170	31.27
	180	62.23		180	47.39

<b>r = 23 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>	<b>r = 24 mm</b>	<b>sudut (°)</b>	<b>dosis (cGy)</b>
	0	-7.88		0	-18.82
	10	21.28		10	7.46
	20	43.06		20	38.71
	30	44.25		30	35.66
	40	55.73		40	44.85
	50	61.51		50	45.02
	60	47.87		60	48.28
	70	54.97		70	44.43
	80	53.96		80	43.55
	90	50.24		90	41.45
	100	42.61		100	34.50
	110	42.02		110	46.44
	120	55.47		120	38.72
	130	59.16		130	41.75
	140	46.76		140	32.09
	150	41.45		150	31.06
	160	33.12		160	31.15
	170	28.50		170	18.49
	180	57.82		180	52.95



<u>r = 25 mm</u>	<u>sudut (°)</u>	<u>dosis (cGy)</u>
	0	-23.19
	10	1.71
	20	24.95
	30	33.86
	40	27.15
	50	34.69
	60	46.80
	70	36.22
	80	49.05
	90	35.20
	100	28.50
	110	29.54
	120	25.26
	130	28.78
	140	33.80
	150	21.80
	160	20.92
	170	18.25
	180	38.37



## LAMPIRAN 2

## Nilai dosis pada medium air

$r = 1 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)	$r = 2 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)
	0	4293.30		0	2772.52
	10	4691.28		10	2545.59
	20	5106.57		20	3305.21
	30	5256.55		30	3349.15
	40	5406.53		40	3884.42
	50	5526.36		50	3338.18
	60	5535.66		60	3306.26
	70	5637.78		70	4131.36
	80	5635.43		80	3495.38
	90	5556.51		90	3799.62
	100	5556.51		100	3831.22
	110	5802.85		110	3970.59
	120	5922.01		120	4087.18
	130	5874.54		130	4351.68
	140	5795.62		140	4356.78
	150	6097.16		150	4669.21
	160	6427.76		160	5913.03
	170	6171.96		170	5181.56
	180	5556.51		180	4806.62

$r = 3 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)	$r = 4 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)
	0	1274.01		0	748.03
	10	1438.85		10	829.61
	20	1835.75		20	885.80
	30	1900.41		30	977.92
	40	1929.02		40	943.61
	50	1932.49		50	975.97
	60	1716.39		60	1128.20
	70	1912.58		70	1033.20
	80	2034.71		80	986.39
	90	1805.64		90	885.80
	100	1977.29		100	1194.80
	110	2369.28		110	1377.08
	120	2174.11		120	1197.52
	130	3031.11		130	1359.52
	140	2532.27		140	1571.04
	150	2770.24		150	1502.94
	160	3245.17		160	1587.70
	170	2919.59		170	1377.94
	180	3068.48		180	1249.48

$r = 5 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)	$r = 6 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)
	0	597.12		0	554.65
	10	606.52		10	556.56
	20	687.76		20	517.50
	30	685.82		30	512.47
	40	672.11		40	571.11
	50	716.59		50	609.79
	60	772.74		60	565.80
	70	732.41		70	606.41
	80	761.42		80	627.61
	90	726.29		90	589.89
	100	796.56		100	639.52
	110	743.78		110	572.91
	120	806.19		120	639.37
	130	798.45		130	643.64
	140	832.74		140	636.63
	150	883.31		150	617.14
	160	857.02		160	639.77
	170	774.41		170	581.39
	180	912.26		180	563.42

$r = 7 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)	$r = 8 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)
	0	311.21		0	265.82
	10	336.37		10	299.15
	20	504.84		20	298.61
	30	613.05		30	311.07
	40	594.52		40	306.19
	50	556.03		50	346.01
	60	544.92		60	433.52
	70	502.49		70	572.03
	80	509.70		80	565.16
	90	602.58		90	422.74
	100	535.22		100	613.90
	110	524.68		110	593.14
	120	537.12		120	585.04
	130	514.28		130	632.74
	140	501.21		140	601.03
	150	566.92		150	454.77
	160	530.45		160	402.35
	170	512.22		170	339.45
	180	503.18		180	311.82

<u>r = 9 mm</u>	<u>sudut (°)</u>	<u>dosis (cGy)</u>	<u>r = 10 mm</u>	<u>sudut (°)</u>	<u>dosis (cGy)</u>
	0	235.26		0	165.30
	10	221.73		10	180.88
	20	281.69		20	217.83
	30	304.46		30	259.10
	40	305.06		40	268.86
	50	301.35		50	282.57
	60	300.27		60	280.06
	70	305.37		70	297.52
	80	300.47		80	293.71
	90	301.62		90	304.79
	100	304.94		100	302.81
	110	343.67		110	302.96
	120	325.01		120	302.77
	130	308.81		130	300.05
	140	315.82		140	305.44
	150	342.39		150	305.40
	160	303.98		160	259.86
	170	302.41		170	236.76
	180	287.71		180	204.63

<u>r = 11 mm</u>	<u>sudut (°)</u>	<u>dosis (cGy)</u>	<u>r = 12 mm</u>	<u>sudut (°)</u>	<u>dosis (cGy)</u>
	0	139.48		0	111.14
	10	156.61		10	127.49
	20	181.67		20	165.37
	30	201.60		30	172.48
	40	218.48		40	176.49
	50	220.78		50	182.12
	60	227.27		60	185.16
	70	225.45		70	183.14
	80	219.08		80	200.59
	90	249.57		90	206.65
	100	264.75		100	197.92
	110	266.54		110	225.99
	120	250.12		120	198.87
	130	285.15		130	211.20
	140	233.44		140	210.77
	150	239.51		150	196.47
	160	221.76		160	181.45
	170	187.67		170	159.04
	180	171.63		180	152.91

<u>r = 13 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>		<u>r = 14 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>	
0	95.25	0	84.87
10	112.67	10	99.63
20	138.29	20	120.77
30	143.75	30	125.81
40	153.54	40	142.20
50	164.62	50	146.57
60	170.35	60	149.78
70	171.17	70	147.19
80	165.78	80	155.90
90	177.77	90	161.39
100	179.41	100	158.12
110	171.68	110	159.04
120	171.76	120	164.34
130	171.26	130	161.63
140	169.24	140	154.49
150	166.73	150	151.77
160	163.81	160	129.91
170	133.50	170	121.18
180	108.16	180	107.76

<u>r = 15 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>		<u>r = 16 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>	
0	76.16	0	69.45
10	86.93	10	81.35
20	97.54	20	92.69
30	116.59	30	100.01
40	121.32	40	107.76
50	129.31	50	113.28
60	124.57	60	110.87
70	130.51	70	120.47
80	143.36	80	113.23
90	137.68	90	115.89
100	142.57	100	122.47
110	137.80	110	121.44
120	142.58	120	122.84
130	146.01	130	123.20
140	131.12	140	119.02
150	135.22	150	119.33
160	129.34	160	110.31
170	104.81	170	91.40
180	93.14	180	86.62

<u>r = 17 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>		<u>r = 18 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>	
0	57.82	0	52.95
10	75.76	10	68.03
20	84.58	20	78.75
30	92.84	30	84.27
40	90.29	40	87.59
50	99.50	50	84.87
60	105.52	60	88.48
70	111.15	70	94.66
80	106.91	80	93.14
90	107.19	90	95.25
100	113.77	100	100.70
110	110.14	110	100.97
120	108.82	120	97.15
130	105.46	130	94.39
140	105.64	140	92.52
150	99.33	150	90.36
160	96.58	160	90.52
170	86.69	170	76.28
180	77.41	180	71.97

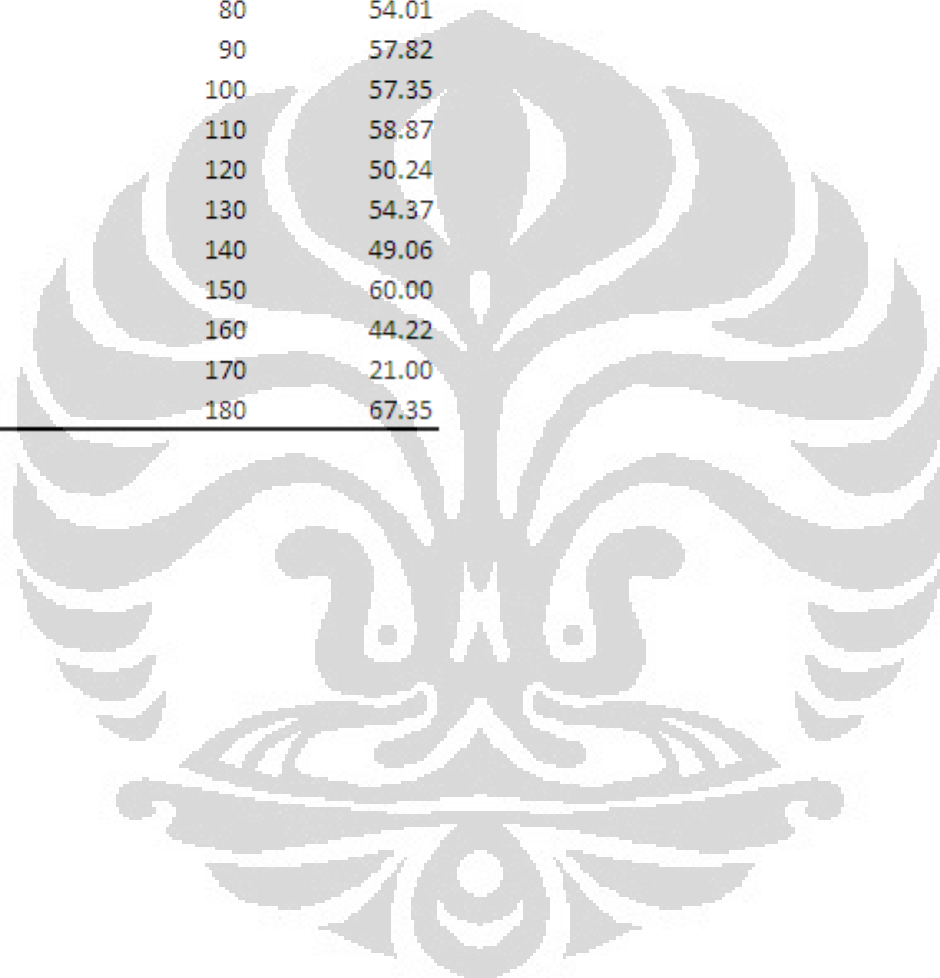
<u>r = 19 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>		<u>r = 20 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>	
0	44.46	0	28.65
10	62.44	10	54.15
20	74.16	20	64.38
30	75.76	30	72.84
40	79.74	40	79.37
50	79.37	50	79.39
60	86.02	60	79.43
70	79.88	70	84.33
80	89.91	80	80.57
90	90.52	90	83.29
100	90.11	100	83.15
110	87.35	110	86.46
120	89.45	120	82.58
130	90.80	130	79.63
140	87.86	140	80.62
150	83.91	150	77.52
160	79.33	160	72.69
170	72.32	170	68.60
180	65.50	180	62.23

<u>r = 21 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>		<u>r = 22 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>	
0	14.63	0	17.53
10	50.24	10	39.28
20	60.10	20	49.61
30	65.10	30	64.48
40	67.63	40	63.69
50	73.76	50	70.23
60	77.16	60	69.03
70	78.77	70	67.33
80	77.45	80	73.61
90	74.42	90	73.13
100	78.37	100	71.79
110	79.57	110	70.77
120	73.87	120	75.57
130	75.18	130	74.83
140	75.40	140	75.47
150	74.84	150	66.39
160	67.78	160	57.07
170	58.19	170	46.77
180	56.30	180	41.45

<u>r = 23 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>		<u>r = 24 mm sudut (°) dosis (cGy)</u>	
0	-4.61	0	-9.62
10	23.31	10	11.73
20	48.53	20	37.02
30	56.84	30	49.39
40	62.41	40	52.74
50	59.51	50	51.62
60	64.92	60	61.00
70	62.76	70	59.37
80	70.01	80	52.98
90	67.35	90	63.92
100	72.06	100	66.60
110	71.62	110	61.23
120	68.91	120	59.23
130	66.31	130	61.66
140	65.35	140	62.12
150	65.69	150	53.70
160	55.87	160	52.65
170	43.86	170	43.28
180	28.65	180	44.46

$r = 25 \text{ mm}$	sudut ( $^{\circ}$ )	dosis (cGy)
	0	-2.23
	10	19.67
	20	24.89
	30	41.96
	40	46.95
	50	47.45
	60	45.58
	70	53.66
	80	54.01
	90	57.82
	100	57.35
	110	58.87
	120	50.24
	130	54.37
	140	49.06
	150	60.00
	160	44.22
	170	21.00
	180	67.35





## LAMPIRAN 3

## Perbandingan Nilai Dosis Pada Sumbu Horizontal

Posisi Horizontal (mm)	Dosis di Med.Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan (%)
25.06136	22.05	17.30	24.13
24.72269	16.45	17.30	5.06
24.38402	7.14	20.05	95.01
24.04536	14.55	23.88	48.53
23.70669	9.38	18.69	66.35
23.36802	12.56	20.05	45.94
23.02936	9.38	26.07	94.17
22.69069	13.57	25.02	59.33
22.35202	15.51	26.07	50.78
22.01336	13.57	21.37	44.66
21.67469	15.51	21.37	31.76
21.33602	16.45	25.02	41.33
20.99735	18.93	28.83	41.47
20.65869	16.45	26.07	45.27
20.32002	18.16	27.97	42.55
19.98135	20.93	30.38	36.83
19.64269	18.93	27.06	35.36
19.30402	23.50	31.08	27.76
18.96535	20.93	27.97	28.82
18.62669	19.64	28.83	37.91
18.28802	22.05	31.74	36.04
17.94935	23.94	32.98	31.76
17.61068	24.78	33.56	30.13
17.27202	25.98	32.38	21.90
16.93335	25.18	33.56	28.54
16.59468	24.78	36.36	37.89
16.25602	28.66	34.69	19.04
15.91735	28.16	35.80	23.88
15.57868	27.24	35.24	25.61
15.24002	29.75	36.36	20.00
14.90135	30.99	38.79	22.36
14.56268	30.35	43.64	35.94
14.22401	33.21	41.81	22.90
13.88535	36.65	42.69	15.22
13.54668	39.44	45.76	14.82
13.20801	34.89	43.64	22.30
12.86935	35.76	48.06	29.35
12.53068	41.36	44.66	7.68
12.19201	50.06	46.89	6.54

Posisi Horizontal (mm)	Dosis di Med.Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan (%)
11.85335	50.06	54.33	8.19
11.51468	53.33	58.32	8.94
11.17601	56.52	59.67	5.41
10.83734	55.69	62.37	11.31
10.49868	60.38	65.05	7.44
10.16001	65.67	72.39	9.74
9.82134	68.97	67.70	1.87
9.48268	80.38	77.86	3.18
9.14401	93.35	77.86	18.09
8.80534	95.45	86.52	9.82
8.46668	100.00	100.00	0.00
8.12801	98.78	107.99	8.92
7.78934	115.32	116.38	0.91
7.45067	115.32	128.60	10.89
7.11201	163.83	134.55	19.63
6.77334	168.33	138.07	19.75
6.43467	164.26	158.87	3.34
6.09601	176.88	170.73	3.54
5.75734	214.74	288.28	29.24
5.41867	207.25	231.89	11.22
5.08001	290.00	231.90	22.26
4.74134	333.31	231.90	35.88
4.40267	431.21	295.83	37.24
4.06400	409.06	334.59	20.03
3.72534	688.46	325.91	71.48
3.38667	688.46	459.16	39.96
3.04800	1004.57	594.03	51.36
2.70934	1144.33	696.21	48.69
2.37067	1193.49	1323.24	10.31
2.03200	1573.60	1323.24	17.29
1.69334	1755.80	1784.88	1.64
1.35467	1755.80	2685.70	41.87
1.01600	1819.11	2778.22	41.72
0.67733	2016.74	2418.76	18.13
0.33867	1755.80	2685.70	41.87
0.00000	2371.84	3166.02	28.68
-0.33867	1949.57	2594.95	28.40
-0.67733	1633.05	2594.95	45.50
-1.01600	1348.68	2505.97	60.05
-1.35467	1633.05	2685.70	48.75
-1.69334	1193.49	2505.97	70.96
-2.03200	836.22	2249.66	91.61

Posisi Horizontal (mm)	Dosis di Med.Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan(%)
-2.37067	797.35	2087.65	89.45
-2.70934	532.68	1383.87	88.82
-3.04800	388.19	1151.97	99.18
-3.38667	278.13	948.41	109.30
-3.72534	278.13	534.77	63.14
-4.06400	236.58	459.16	63.98
-4.40267	207.25	355.94	52.80
-4.74134	214.74	320.46	39.50
-5.08001	182.65	280.70	42.32
-5.41867	165.51	285.50	53.21
-5.75734	176.42	229.21	26.03
-6.09601	185.03	243.03	27.10
-6.43467	209.27	225.69	7.55
-6.77334	104.37	157.62	40.65
-7.11201	100.23	137.01	31.01
-7.45067	99.46	135.06	30.36
-7.78934	99.97	136.47	30.87
-8.12801	78.39	122.49	43.90
-8.46668	80.38	125.58	43.89
-8.80534	82.38	100.00	19.32
-9.14401	68.97	92.68	29.33
-9.48268	56.52	79.07	33.25
-9.82134	55.69	71.29	24.58
-10.16001	51.75	73.47	34.68
-10.49868	54.11	65.05	18.37
-10.83734	45.27	56.98	22.90
-11.17601	46.25	61.02	27.53
-11.51468	37.57	54.33	36.49
-11.85335	38.50	48.06	22.09
-12.19201	33.21	46.89	34.14
-12.53068	32.42	43.64	29.50
-12.86935	31.68	38.14	18.51
-13.20801	29.18	37.53	25.01
-13.54668	28.66	36.36	23.69
-13.88535	27.69	34.69	22.44
-14.22401	28.16	34.13	19.17
-14.56268	25.58	33.56	26.99
-14.90135	25.18	32.98	26.82
-15.24002	23.94	31.74	28.03
-15.57868	25.58	31.74	21.50
-15.91735	23.04	23.88	3.57
-16.25602	21.51	27.97	26.14

Posisi Horizontal (mm)	Dosis di Med.Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan(%)
-16.59468	18.93	27.06	35.36
-16.93335	18.93	21.37	12.13
-17.27202	19.64	18.69	4.95
-17.61068	18.93	20.05	5.76
-17.94935	17.34	12.92	29.17
-18.28802	17.34	14.42	18.38
-18.62669	14.55	11.39	24.37
-18.96535	14.55	12.92	11.88
-19.30402	10.47	6.60	45.31
-19.64269	7.14	4.93	36.52
-19.98135	9.38	1.49	145.03
-20.32002	7.14	-0.28	216.10
-20.65869	4.79	-0.28	224.46
-20.99735	4.79	-3.92	2003.05
-21.33602	7.14	4.93	36.52
-21.67469	4.79	-5.79	2108.02
-22.01336	5.98	-2.08	413.75
-22.35202	2.35	-2.08	3352.96
-22.69069	-1.51	-2.08	31.76
-23.02936	-1.51	-3.92	88.74
-23.36802	2.35	-7.70	375.07
-23.70669	1.08	-11.62	241.18
-24.04536	-4.21	-7.70	58.72
-24.38402	1.08	-17.76	226.02
-24.72269	-2.85	-5.79	68.25
-25.06136	-0.20	-11.62	193.22

**LAMPIRAN 4****Perbandingan Nilai Dosis Pada Sumbu Vertikal**

Posisi vertikal (mm)	Dosis Med. Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan (%)
25.06136	18.93	15.88	17.53
24.72269	15.51	14.42	7.33
24.38402	19.64	21.37	8.44
24.04536	20.93	18.69	11.27
23.70669	22.56	22.66	0.44
23.36802	21.51	20.05	7.01
23.02936	22.05	22.66	2.73
22.69069	23.94	15.88	40.50
22.35202	23.50	27.06	14.07
22.01336	23.94	23.88	0.25
21.67469	23.04	26.07	12.34
21.33602	24.36	27.97	13.80
20.99735	24.36	29.63	19.50
20.65869	24.78	28.83	15.12
20.32002	25.58	29.63	14.65
19.98135	27.69	31.74	13.64
19.64269	26.81	31.08	14.75
19.30402	29.18	31.74	8.40
18.96535	29.75	36.36	20.00
18.62669	30.35	35.24	14.93
18.28802	29.18	36.93	23.44
17.94935	31.68	35.24	10.64
17.61068	33.21	38.79	15.49
17.27202	32.42	38.14	16.22
16.93335	35.76	40.98	13.60
16.59468	39.44	38.79	1.66
16.25602	38.50	41.81	8.24
15.91735	37.57	42.69	12.77
15.57868	40.40	45.76	12.44
15.24002	46.25	49.26	6.31
14.90135	44.29	54.33	20.36
14.56268	48.19	49.26	2.21
14.22401	50.93	54.33	6.47
13.88535	54.11	53.03	2.01
13.54668	53.33	55.65	4.26
13.20801	56.52	58.32	3.13
12.86935	59.31	62.37	5.02
12.53068	64.17	67.70	5.34
12.19201	68.97	72.39	4.84

Posisi vertikal (mm)	Dosis Med. Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan (%)
11.85335	65.67	68.96	4.89
11.51468	72.59	76.72	5.53
11.17601	78.39	86.52	9.85
10.83734	86.67	86.52	0.18
10.49868	82.38	84.78	2.87
10.16001	100.00	100.00	0.00
9.82134	99.46	95.02	4.57
9.48268	98.12	110.73	12.08
9.14401	99.21	113.49	13.42
8.80534	98.04	125.58	24.63
8.46668	123.93	137.72	10.54
8.12801	123.93	134.43	8.13
7.78934	196.27	134.55	37.32
7.45067	204.51	157.62	25.89
7.11201	204.51	287.62	33.78
6.77334	168.34	277.29	48.90
6.43467	172.83	231.89	29.19
6.09601	190.03	226.28	17.41
5.75734	205.47	231.90	12.09
5.41867	220.90	231.90	4.86
5.08001	232.62	271.10	15.28
4.74134	258.38	289.36	11.31
4.40267	290.00	325.91	11.66
4.06400	290.00	334.59	14.28
3.72534	333.31	399.49	18.06
3.38667	409.06	482.59	16.49
3.04800	591.13	626.32	5.78
2.70934	654.73	901.94	31.76
2.37067	1004.57	1046.64	4.10
2.03200	1243.93	1446.28	15.04
1.69334	1144.33	1446.28	23.31
1.35467	1633.05	1713.62	4.81
1.01600	1819.11	2249.66	21.16
0.67733	1949.57	2872.51	38.28
0.33867	2154.92	2594.95	18.53
0.00000	2371.84	3166.02	28.68
-0.33867	1515.44	2968.58	64.81
-0.67733	1755.80	2778.22	45.10
-1.01600	1402.98	2009.30	35.54
-1.35467	1193.49	1576.40	27.65
-1.69334	797.35	1644.12	69.37
-2.03200	759.77	857.25	12.06

Posisi vertikal (mm)	Dosis Med. Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan (%)
-2.37067	591.13	948.41	46.41
-2.70934	505.39	534.77	5.65
-3.04800	368.61	696.21	61.53
-3.38667	431.21	437.50	1.45
-3.72534	258.38	355.94	31.76
-4.06400	246.57	346.48	33.69
-4.40267	227.27	304.31	28.99
-4.74134	232.62	280.70	18.73
-5.08001	207.25	261.79	23.25
-5.41867	196.79	261.79	28.35
-5.75734	176.88	231.89	26.91
-6.09601	172.83	225.69	26.53
-6.43467	166.39	281.72	51.48
-6.77334	165.51	170.73	3.10
-7.11201	209.27	143.78	37.10
-7.45067	201.29	134.55	39.75
-7.78934	104.37	134.55	25.26
-8.12801	99.21	131.49	27.98
-8.46668	98.04	131.49	29.14
-8.80534	98.78	125.58	23.89
-9.14401	97.40	128.60	27.61
-9.48268	100.23	113.49	12.41
-9.82134	91.16	102.61	11.82
-10.16001	88.92	95.02	6.63
-10.49868	78.39	90.47	14.30
-10.83734	72.59	81.71	11.82
-11.17601	67.28	75.61	11.67
-11.51468	65.67	74.54	12.65
-11.85335	59.31	70.16	16.75
-12.19201	57.39	66.38	14.52
-12.53068	56.52	61.02	7.65
-12.86935	51.75	63.71	20.72
-13.20801	51.75	56.98	9.62
-13.54668	50.06	55.65	10.58
-13.88535	49.14	50.49	2.71
-14.22401	47.22	56.98	18.73
-14.56268	45.27	54.33	18.19
-14.90135	45.27	43.64	3.66
-15.24002	43.31	45.76	5.49
-15.57868	37.57	40.98	8.69
-15.91735	35.76	44.66	22.15
-16.25602	34.89	38.14	8.92

Posisi vertikal (mm)	Dosis Med. Air(%)	Dosis di Med.Udara(%)	Perbedaan (%)
-16.59468	34.89	40.98	16.06
-16.93335	34.04	38.79	13.06
-17.27202	31.68	40.98	25.59
-17.61068	31.68	35.80	12.20
-17.94935	29.75	34.13	13.73
-18.28802	31.68	36.36	13.75
-18.62669	30.99	37.53	19.08
-18.96535	27.24	31.08	13.16
-19.30402	26.81	36.36	30.23
-19.64269	25.58	32.38	23.44
-19.98135	27.69	31.08	11.54
-20.32002	25.98	31.08	17.86
-20.65869	23.94	29.63	21.23
-20.99735	23.94	32.38	29.96
-21.33602	23.94	30.38	23.69
-21.67469	22.56	27.97	21.43
-22.01336	20.31	28.83	34.69
-22.35202	20.31	25.02	20.78
-22.69069	20.93	21.37	2.10
-23.02936	19.64	21.37	8.44
-23.36802	16.45	23.88	36.86
-23.70669	20.31	23.88	16.18
-24.04536	17.34	21.37	20.86
-24.38402	16.45	17.30	5.06
-24.72269	18.93	15.88	17.53
-25.06136	15.51	14.42	7.33



## LAMPIRAN 5

## Script MATLAB Untuk Mendapatkan Nilai Dosis dengan Metode Interpolasi

```

clear all
close all
clc
format short

load data -mat

[x,y]=meshgrid(-
79.248078:0.338667:48.768048,-
36.914703:0.338667:48.768048);
[xi,yi]=meshgrid(-
79.248078:0.0677334:48.768048,
-
36.914703:0.0677334:48.768048)
;
vi =
interp2(x,y,Z,xi,yi,'linear');

xn=-
79.248078:0.0677334:48.768048;
yn=48.768048:-0.0677334:-
36.914703;
xn=xn';
yn=yn';
N=length(xn)*length(yn);

r=input('masukkan nilai r= ');
int=10; % interval
for sudut=0:int:180;

    xx=r*cosd(sudut);
    yy=r*sind(sudut);

    for i=1:length(xn)
        dx=xx-xn(i);
        if dx<0.06773 && dx>-
0.06773
            break
        end
    end

    for j=1:length(yn)
        dy=yy-yn(j);
        if dy<0.06773 && dy>-
0.06773
            break
        end
    end

    xxx(sudut+1)=xx;
    yyy(sudut+1)=yy;
    dosis(sudut+1)=vi(j,i);
end
format long
plot3(xxx,yyy,dosis)

xxx=xxx';
yyy=yyy';
dosis=dosis';

th=0:int:180;
th=th';
sx=xxx(1:int:181);
sy=yyy(1:int:181);
ds=dosis(1:int:181);

M=[th sx sy ds];
xlswrite('dosis_medium_air.xls
', M, 25,'F5:I23')

```

## Script Matlab Untuk Mendapatkan Kurva Isodosis

```
clear all  
close all  
clc
```

```
z= xlsread('ok.xlsx', 2, 'C4:NU257');% memanggil dari file excel
```

```
figure  
[X,Y] = meshgrid(-65.36331:0.33867:64.00863,51.13917:-0.33867:-34.54434);  
[C,h] = contour(X,Y,Z);  
clabel(C,h, 'LabelSpacing',72)  
  
title('Kurvaisodosis')
```

