



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**DISTRIBUSI DOSIS SUMBER IRIDIUM-192 LDR BRAKITERAPI  
MENGUNAKAN METODE MONTE CARLO DENGAN PROTOKOL  
AAPM TG-43**

**SKRIPSI**

**Effendy**

**0305020349**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA  
DEPOK  
JUNI 2011**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**DISTRIBUSI DOSIS SUMBER IRIDIUM-192 LDR BRAKITERAPI  
MENGUNAKAN METODE MONTE CARLO DENGAN PROTOKOL  
AAPM TG-43**

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Sains**

**Effendy**

**0305020349**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI FISIKA  
DEPOK  
JUNI 2011**

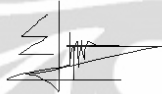
## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

**Nama : Effendy**

**NPM : 0305020349**

**Tanda Tangan :**



**Tanggal : 8 Juni 2011**

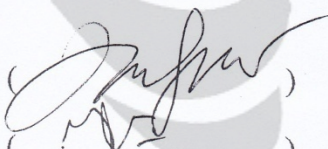

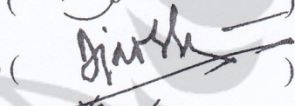
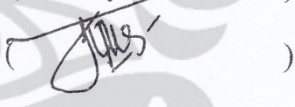
## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Effendy  
NPM : 0305020349  
Program Studi : Fisika Medis dan Biofisika  
Judul Skripsi : Distribusi Dosis Sumber Iridium-192 LDR Brakiterapi  
Menggunakan Metode Monte Carlo dengan Protokol  
AAPM TG-43

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 K, M.Si (  )  
Pembimbing II : Heru Prasetio, M.Si (  )  
Penguji I : Prof Dr. Djarwani S Soejoko (  )  
Penguji II : Kristina T. Wigati, M.Si (  )

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 8 Juni 2011



## KATA PENGANTAR

Puji syukur hanya kepada Tuhan Yang Maha Esa, atas berkat dan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini dengan baik. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Sains Jurusan Fisika pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

Penulis menyadari bahwa, selesainya skripsi ini tidak terlepas dari bantuan, bimbingan, dorongan dan doa yang tulus dari banyak pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini. Tanpa itu semua sangatlah sulit bagi penulis untuk menyelesaikan skripsi ini. Untuk itu penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Mama, Papa (Alm), kakak, dan pacarku tersayang Wissa yang selalu memberikan dukungan dan motivasi penulis untuk tetap semangat dan termotivasi selama dalam penulisan skripsi ini.
2. Bapak Heru Prasetio M.Si dan Bapak Dwi Seno Kuncoro M.Si sebagai dosen pembimbing skripsi yang telah membimbing penulis dalam segala hal, baik dalam ilmu pengetahuan, nasehat, dorongan, semangat serta segala fasilitas yang telah diberikan dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
3. Prof. Dr. Djarwani S Soejoko selaku ketua peminatan Fisika Medis Universitas Indonesia yang selalu menjadi inspirasi penulis.
4. Fisikawan Medis di PTKMR BATAN Pasar Jumat yang telah membantu dalam penelitian ini.
5. Seluruh staf pengajar Fisika Medis dan Biofisika atas ilmu-ilmu yang telah disampaikan, bimbingan, dorongan, dan semangat yang telah diberikan kepada penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
6. Seluruh dosen dan karyawan Departemen Fisika atas segala ilmu dan bantuan teknis yang penulis peroleh selama menjadi mahasiswa Fisika UI.
7. Rifki Andrian S.Si, Rachmat Andhika S.Si, dan seluruh teman-teman fisika dari angkatan 2003 s.d 2007 atas bantuan dan semangat yang telah diberikan kepada penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

8. Teman – teman seperjuangan fisika angkatan 2005 yang telah menjadi teman belajar penulis selama ini.
9. Mbak Ratna dan seluruh Staff Sekretariat Fisika UI yang selalu membantu mahasiswa di sekretariat.
10. Semua pihak yang telah membantu.

Dengan segala kerendahan hati, penulis menyadari bahwa masih banyak kekurangan dalam penulisan tugas akhir ini. Oleh sebab itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang bersifat membangun dalam upaya perbaikan tugas akhir ini. Semoga skripsi ini dapat berguna bagi siapa saja yang mengkajinya, serta dapat dikembangkan agar lebih bermanfaat untuk kepentingan orang banyak.

Depok, 8 Juni 2011

Penulis

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

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

Nama : Effendy  
NPM : 0305020349  
Program Studi : Fisika Medis  
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 :

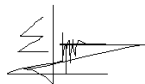
**DISTRIBUSI DOSIS SUMBER IRIDIUM-192 LDR BRAKITERAPI MENGGUNAKAN  
METODE MONTE CARLO DENGAN PROTOKOL AAPM TG-43**

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 tanggal : 8 Juni 2011

Yang menyatakan



(Effendy)

## ABSTRAK

Nama : Effendy  
Program studi : Fisika  
Judul skripsi : **Disitribusi Dosis Sumber Iridium-192 LDR Brakiterapi menggunakan Metode Monte Carlo dengan Protokol AAPM TG-43**

Simulasi distribusi dosis sumber Ir-192 LDR brakiterapi buatan PRR BATAN Serpong dengan metode Monte Carlo pada medium air dan udara dengan menggunakan simulasi computer telah dilakukan. Tujuannya adalah untuk memperoleh gambaran kurva isodosis dan fungsi dosimetri yang telah dijelaskan di AAPM TG-43 untuk karakteristik dosimetri sumber LDR yang digunakan dalam brakiterapi seperti konstanta laju dosis, faktor geometri, fungsi dosis radial, dan fungsi anisotropi. Program yang digunakan adalah EGS/BEAMnrc yang sesuai untuk penelitian ini. Pengukuran dosis pada sumbu radial dilakukan pada jarak 5 mm sampai 100 mm dengan interval 1 mm. Fungsi dosimetri didapat berupa kurva isodosis dan fungsi anisotropi distribusi dosis pada medium udara dan air dan akan dibandingkan dengan apa yang telah menjadi kesepakatan dengan kalkulasi Monte Carlo dengan protokol AAPM TG-43. Diperoleh kurva fungsi dosis radial yang fluktuatif pada medium air. Hal ini dikarenakan tingkat ketidakpastian pada medium air tinggi sehingga diperlukan histori yang cukup tinggi pada simulasi. Formulasi AAPM TG-43 dapat mengkoreksi pengukuran di udara sehingga ekuivalen dengan pengukuran di air (konstanta laju dosis), koreksi geometri sumber (faktor geometri dan fungsi anisotropi), koreksi *isodose* (fungsi anisotropi), dan koreksi *isodose* pada sumbu 90° (fungsi dosis radial).

Kata kunci : Kurva isodosis, LDR brakiterapi, simulasi Monte Carlo, AAPM TG-43

## ABSTRACT

Name : Effendy  
Program study : Physics  
Title of essay : **Dose distribution of Iridium-192 LDR Brachytherapy using Monte Carlo Method with AAPM TG-43 Protocol**

Dose distribution simulation of Ir-192 LDR brachytherapy source made by PRR BATAN Serpong using Monte Carlo Method on water and air have been done. The aim of this study was to derive the isodose curve and brachytherapy dosimetric functions described in AAPM TG-43 to characterize the dosimetry Ir-192 source such as dose rate constant, geometry factor, radial dose function, and anisotropy function. EGS/BEAMnrc was used for this research. Measurement were carried out by measuring the the dose at radial distances from 5 mm to 100 mm with interval of 1 mm. Dosimetric functions such as isodose curve and anisotropy of the dose distribution were found to be in good agreement with Monte Carlo Calculation by AAPM TG-43 protocol. Radial dose function curve was fluctuate on water. This is due to uncertainty rate on water was very high so it requires high number of history on simulation. AAPM TG-43 formula can correcting measurement in air to be equivalent with measurement in water (dose rate constant), correcting source's geometry (geometry factor and anisotropy function), correcting isodose (anisotropy function), and correcting isodose in 90° (radial dose function).

Keyword : Isodose curve, LDR Brachytherapy, Monte Carlo Simulation, AAPM TG-43



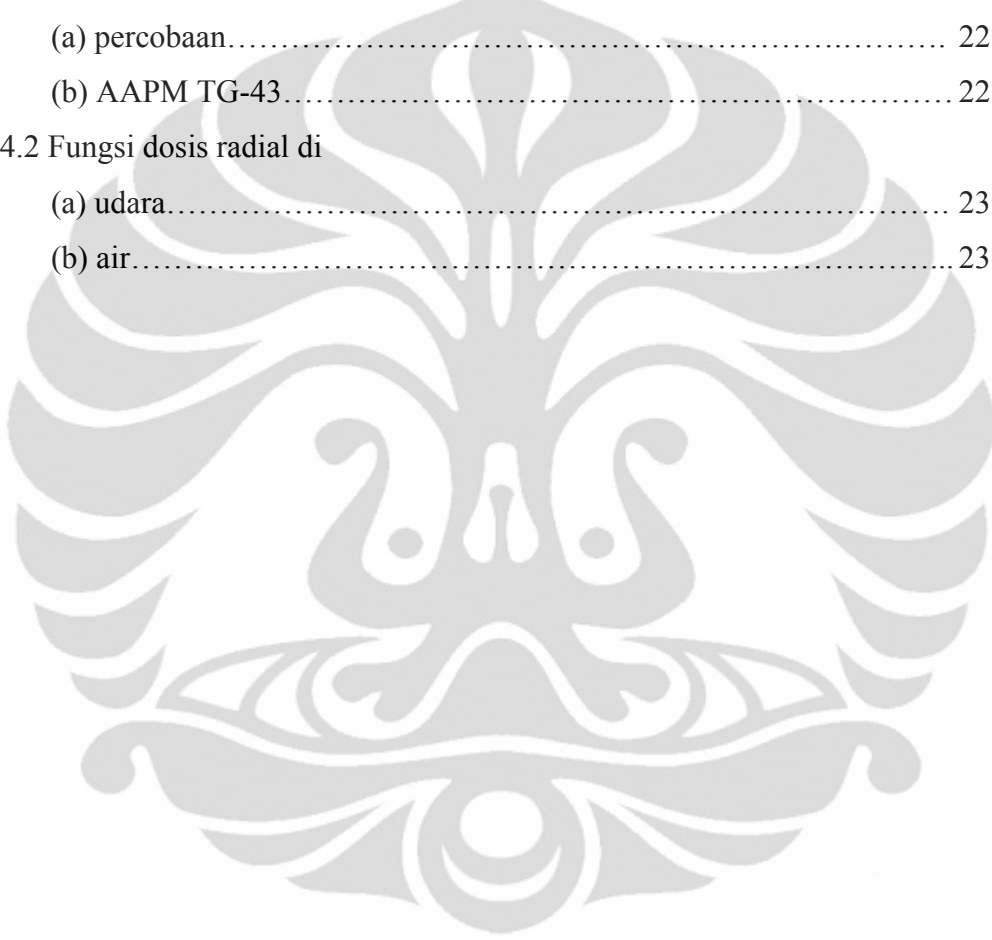
## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR .....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI .....	vi
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT .....	viii
DAFTAR ISI .....	ix
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR GAMBAR.....	xii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiv
<b>BAB I PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang Penelitian.....	1
1.2 Tujuan Penelitian.....	1
1.3 Batasan Masalah Penelitian.....	2
1.4 Sistematika Penulisan .....	2
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....</b>	<b>3</b>
2.1 Brakiterapi.....	3
2.2 Sumber Radionuklida Tertutup.....	3
2.3 Dosimetri Brakiterapi berdasarkan AAPM TG-43.....	4
2.4 Konstanta Laju Dosis.....	6
2.5 Fungsi Geometri.....	6
2.6 Fungsi Dosis Radial.....	8
2.7 Fungsi Anisotropi.....	8
2.8 EGSnrc.....	9

<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN .....</b>	<b>10</b>
3.1. Pemodelan Sumber.....	10
3.2. Simulasi.....	10
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>	<b>17</b>
4.1 Kurva Isodosis.....	17
4.2 Konstanta Laju Dosis.....	21
4.3 Fungsi Geometri $G(r,\theta)$ .....	21
4.4 Fungsi Dosis Radial $g(r)$ .....	22
4.5 Fungsi Anisotropi $F(r,\theta)$ .....	25
<b>BAB V PENUTUP.....</b>	<b>37</b>
5.1 Kesimpulan.....	37
5.2 Saran.....	37
<b>DAFTAR PUSTAKA.....</b>	<b>38</b>

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Sumber radioaktif tertutup dalam brakiterapi .....	4
Tabel 3.1 Parameter fisik dalam simulasi EGSnrcMP Monte Carlo.....	10
Tabel 4.1 Faktor Geometri $G(r,\theta)$ dikalikan dengan $r^2$ yang diperoleh dari	
(a) percobaan.....	22
(b) AAPM TG-43.....	22
Tabel 4.2 Fungsi dosis radial di	
(a) udara.....	23
(b) air.....	23



## DAFTAR GAMBAR

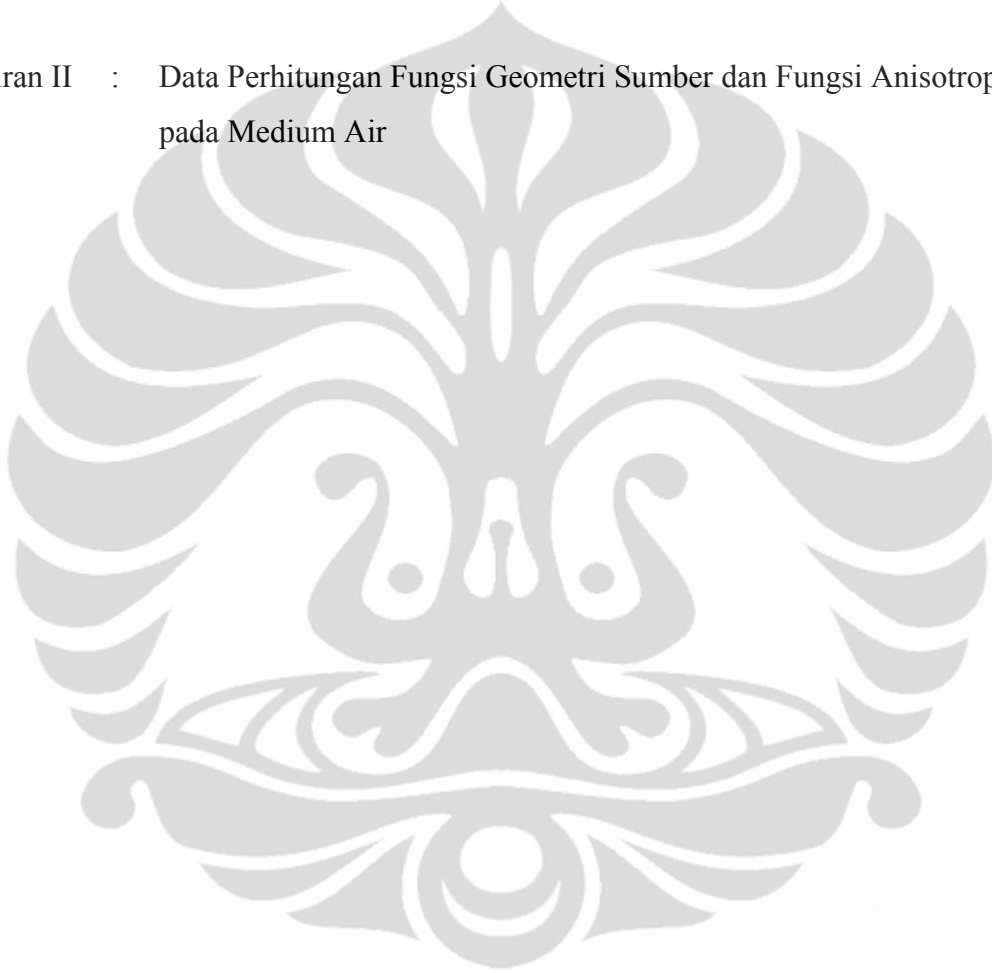
Gambar 2.1 Sumber Ir-192 LDR PRR BATAN Serpong.....	5
Gambar 2.2 Skema perhitungan nilai $\beta$ dalam faktor geometri.....	7
Gambar 3.1 Sumber Ir-192 LDR produksi PRR BATAN dengan perspektif depan dan samping.....	11
Gambar 3.2 Pembagian region untuk simulasi .....	12
Gambar 3.3 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab <i>General</i> .....	13
Gambar 3.4 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab <i>I/O Control</i> .....	13
Gambar 3.5 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab <i>Monte Carlo</i> .....	14
Gambar 3.6 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab <i>Geometry</i> .....	14
Gambar 3.7 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab <i>Source</i> .....	15
Gambar 3.8 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab <i>Transport Parameter</i> .....	15
Gambar 3.9 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab <i>Variance Reduction</i> .....	16
Gambar 3.10 Tampilan Input EGSnrc untuk <i>Plot Control</i> .....	16
Gambar 4.1 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium udara.....	18
Gambar 4.2 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium air.....	18
Gambar 4.3 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium udara setelah <i>smoothing</i> ... ..	19
Gambar 4.4 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium air setelah <i>smoothing</i> .....	19
Gambar 4.5 Kurva distribusi dosis Iridium-192 di udara dengan sumbu vertikal sumber.....	20
Gambar 4.6 Kurva distribusi dosis Iridium-192 di air dengan sumbu vertikal sumber.....	20
Gambar 4.7 Sumber Ir-192 LDR produksi PRR BATAN dengan perspektif depan dan samping.....	20
Gambar 4.8 Kurva fungsi dosis radial pada medium udara.....	24
Gambar 4.9 Kurva fungsi dosis radial pada medium air.....	24
Gambar 4.10 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 0.5 cm.....	26
Gambar 4.11 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 1 cm.....	26
Gambar 4.12 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 1.5 cm.....	27

Gambar 4.13 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 2 cm.....	27
Gambar 4.14 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 2.5 cm.....	28
Gambar 4.15 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 3 cm.....	28
Gambar 4.16 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 3.5 cm.....	29
Gambar 4.17 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 4 cm.....	29
Gambar 4.18 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 4.5 cm.....	30
Gambar 4.19 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 5 cm.....	30
Gambar 4.20 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 0.5 cm.....	31
Gambar 4.21 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 1 cm.....	31
Gambar 4.22 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 1.5 cm.....	32
Gambar 4.23 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 2 cm.....	32
Gambar 4.24 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 2.5 cm.....	33
Gambar 4.25 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 3 cm.....	33
Gambar 4.26 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 3.5 cm.....	34
Gambar 4.27 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 4 cm.....	34
Gambar 4.28 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 4.5 cm.....	35
Gambar 4.29 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 5 cm.....	35



## DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran I : Data Perhitungan Fungsi Geometri Sumber dan Fungsi Anisotropi pada Medium Udara
- Lampiran II : Data Perhitungan Fungsi Geometri Sumber dan Fungsi Anisotropi pada Medium Air



# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 LATAR BELAKANG PENELITIAN

Radioterapi adalah teknik pengobatan menggunakan radiasi pengion atau radionuklida yang biasanya digunakan untuk terapi kanker. Sinar pengion dapat berupa isotop sinar gamma yang diperoleh dari unsur Cs-137, Au-182, I-125, Co-60, Ir-192, atau sinar yang dibangkitkan seperti sinar X, elektron, atau berupa partikel proton. Terdapat dua metode radioterapi yaitu Teleterapi yang menggunakan sumber radionuklida tertutup pada jarak tertentu seperti pesawat linac dan Co-60, dan Brakiterapi yang menggunakan sumber radionuklida tertutup pada jarak dekat. Brakiterapi dapat dikelompokkan berdasarkan laju dosis yang diberikan pada sel kanker yaitu LDR (*Low Dose Rate*) berkisar antara 0,4-2 Gy/jam, MDR (*Medium Dose Rate*) berkisar antara 2-12 Gy/jam, dan HDR (*High Dose Rate*) berkisar antara 12-150 Gy/jam.

Iridium-192 merupakan sumber radiasi tertutup yang digunakan pada brakiterapi. Waktu paruh Iridium-192 adalah 73,83 hari dan rata-rata sekali peluruhan akan menghasilkan emisi 1 elektron dan 2.363 foton. Iridium-192 dihasilkan dari reaksi penyerapan neutron pada Iridium-191. Pembuatan dan penanganan sumber Iridium-192 cukup sederhana sehingga terapi menggunakan Iridium-192 sangat cocok diterapkan untuk penderita penyakit kanker. Pada penelitian ini dilakukan simulasi terhadap sumber radiasi Iridium-192 untuk mengetahui distribusi dosis sumber Iridium-192 LDR (*Low Dose Rate*). Simulasi dilakukan menggunakan simulasi komputer program EGSnrc dan BEAMnrc. Digunakan metode Monte Carlo karena ukuran sumber yang sangat kecil terutama untuk di daerah yang dekat dengan sumber, maka dibutuhkan detektor yang kecil pula. Seluruh data geometri dan parameter yang digunakan dalam eksperimen harus disertakan dalam penggunaan simulasi komputer, sehingga kondisi yang sama dengan eksperimen dapat diciptakan. Hasil semua besaran dosimetri yang diperoleh akan dibandingkan dengan hasil yang ada di dalam protokol AAPM TG 43.

### 1.2 TUJUAN PENELITIAN

Penelitian ini bertujuan untuk :

- ❖ Menentukan fungsi geometri sumber Ir-192 pada medium udara dan air.
- ❖ Menentukan distribusi dosis sumber Ir-192 pada medium udara dan air.

### 1.3 BATASAN MASALAH PENELITIAN

Penelitian ini dibatasi pada penentuan distribusi dosis, karakteristik nilai kuat kerma, konstanta laju dosis, dan fungsi geometri pada jarak 100 cm dari permukaan sumber Iridium-192 IDR (*Low Dose Rate*) yang diperoleh melalui simulasi. Semua parameter yang digunakan sesuai dengan protokol AAPM TG-43. Simulasi komputer menggunakan software EGSnrc dan BEAMnrc.

### 1.4 SISTEMATIKA PENELITIAN

Sistematika penulisan penelitian ini dibagi menjadi 5 bab pembahasan, yang di antaranya adalah :

- ❖ Bab I Pendahuluan, yang menjelaskan latar belakang penelitian , tujuan penelitian, batasan masalah penelitian, dan sistematika penulisan.
- ❖ Bab II Landasan Teori, yang menjelaskan prinsip dasar dari brakiterapi dan hasil dari studi literatur yang berhubungan dengan interaksi radiasi dengan materi, *stopping power*, kerma dan metode monte carlo.
- ❖ Bab III Metodologi Penelitian, yang menjelaskan prosedur simulasi komputer, pengambilan data, sampai dengan proses perolehan hasil.
- ❖ Bab IV Hasil dan Pembahasan, yang menampilkan hasil simulasi komputer, hasil pengukuran dan hasil perhitungan dari penelitian yang dilakukan beserta analisisnya, dan perbandingan antara hasil yang didapatkan dengan protokol AAPM TG-43
- ❖ Bab V Kesimpulan dan Saran, yang berisi kesimpulan dan saran-saran dari hasil dan pembahasan yang telah diuraikan.

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Brakiterapi

Brakiterapi berasal dari Bahasa Yunani *brachios* yang berarti dekat, sehingga brakiterapi secara bahasa dapat diartikan sebagai terapi dari jarak dekat. Istilah ini digunakan untuk terapi radiasi sehingga brakiterapi secara istilah berarti terapi radiasi dengan mendekatkan sumber radiasi ke sumber penyakit. Metode terapi ini sering dinamakan dengan terapi radiasi sumber tertutup karena sebagian besar brakiterapi menggunakan sumber radiasi tertutup.

Brakiterapi merupakan radioterapi yang menggunakan sumber radiasi yang diletakkan didalam suatu jaringan yang hendak diobati. Brakiterapi ada dua jenis yaitu Brakiterapi *Interstitial* dan Brakiterapi *Intracavitary*. Pada Brakiterapi *Interstitial*, sumber radiasi yang memiliki diameter yang kecil dimasukkan ke dalam jaringan. Biasanya dilakukan pada kanker *mamae*, vagina, dan lidah. Sedangkan pada Brakiterapi *Intracavitary*, sumber radiasi berada di dalam aplikator yang dimasukkan ke dalam rongga dekat kanker. Biasanya dilakukan pada kanker *cervix*, *esophagus*, dan *bronchus*.

Pelaksanaan brakiterapi dapat dilakukan dengan berbagai cara, antara lain *Manual After Loading* (MAL) atau *Remote After Loading* (RAL). Berdasarkan saluran sumber yang digunakan, brakiterapi dibedakan menjadi dua jenis, yaitu menggunakan saluran *stainless steel* dan saluran sumber dalam bentuk plastik. Berdasarkan laju dosis yang digunakan, dikenal 3 metode brakiterapi, antara lain LDR (*Low Dose Rate*) untuk laju dosis 50-70 cGy/jam, MDR (*Medium Dose Rate*) untuk laju dosis 1,2-1,8 cGy/jam, dan HDR (*High Dose Rate*) untuk laju dosis 60-300 Gy/jam.

### 2.2 Sumber Radionuklida Tertutup

Menurut UU No.10 Th 1997 tentang ketenaganukliran, zat radioaktif adalah setiap zat yang memancarkan radiasi pengion dengan aktifitas lebih besar dari pada 70 kBq/kg (2nCi/g). Sumber radionuklida tertutup adalah unsur radioaktif yang tertutup oleh bahan yang terbuat dari logam anti karat seperti *stainless steel*. Fungsi kapsul sendiri adalah untuk menyerap partikel beta yang keluar dari sumber radioaktif selain itu juga untuk menghindari sumber dari sumber

dari pengaruh lingkungan. Beberapa contoh sumber radioaktif tertutup yang dipakai dalam brakiterapi dapat dilihat dalam tabel 2.1

**Tabel 2.1 Sumber radioaktif tertutup dalam brakiterapi**

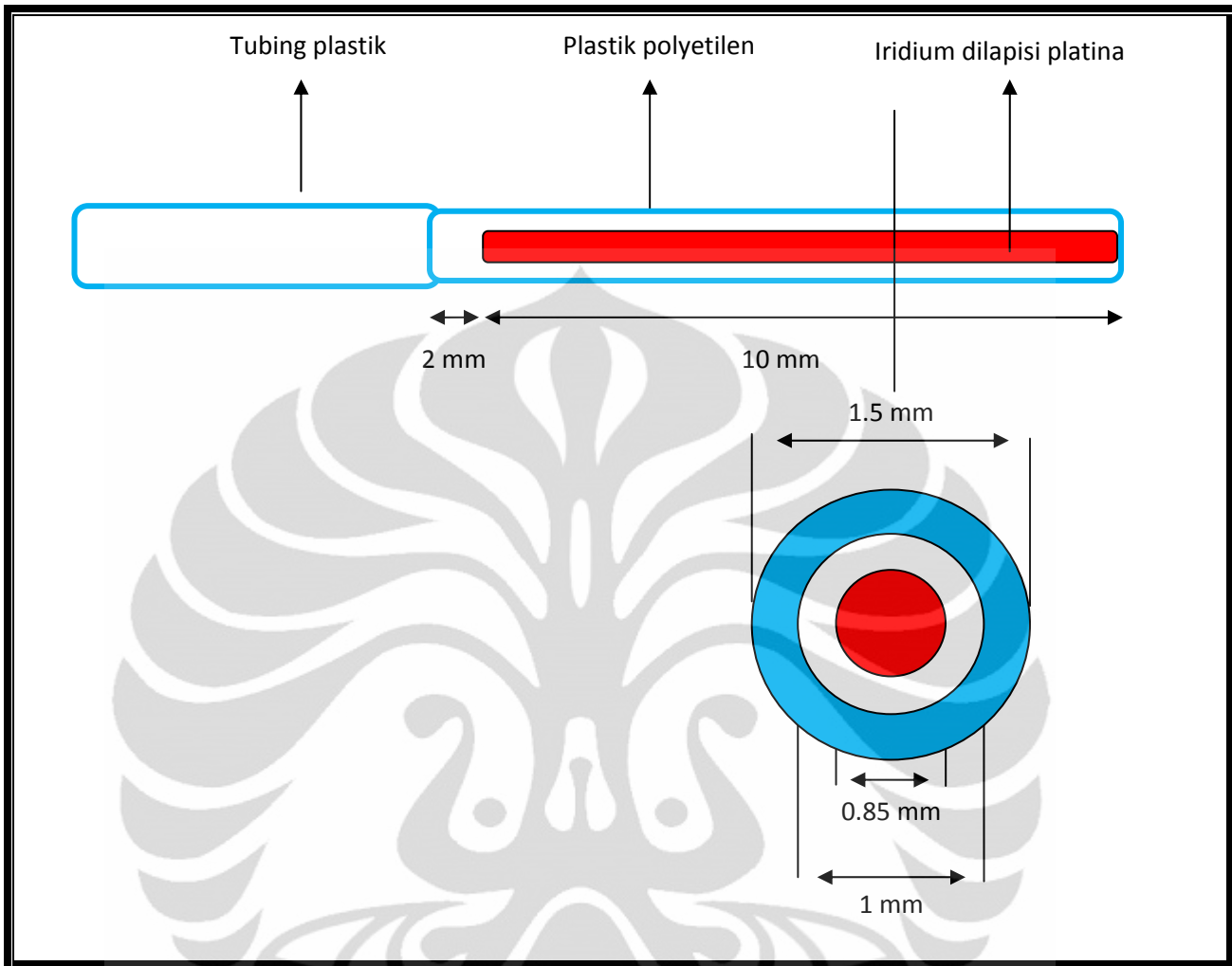
Radionuklida	$T^{1/2}$	Tipe	Ukuran (mm)
Co-60	5,27 tahun	Pellet / HDR	2,5 (diameter)
Cs-137	30 tahun	Needle / Implant	15 – 45 (panjang aktif)
		Tube	13,5 ( panjang aktif )
		Miniatur Cylinder	3,3 ( panjang aktif )
		Pellet / LDR or MDR	2,5 ( diameter )
Ir-192	74 hari	Wire	0,3 ( diameter ) 500 ( panjang )
		Hairpin	0.6 ( diameter ) 60 ( panjang aktif )
		Miniatur Cylinder	3 ( panjang aktif )
		I-125	60 hari

Sumber radionuklida yang digunakan dalam penelitian ini adalah sumber Ir-192 LDR bentuk *wire* buatan PRR (Pusat Radionuklida dan Radiofarmaka) BATAN Serpong. Sumber tersebut memiliki panjang aktif 1 cm dengan diameter 0.85 mm yang dibungkus oleh *Steel AISI 316* yang memiliki keunggulan dengan sifat tahan terhadap karat, namun lunak. Keunggulan yang dimiliki oleh logam tersebut menjadikannya material yang paling sering digunakan sebagai kapsul pembungkus oleh pabrik atau industri penghasil sumber radioaktif brakiterapi.

### 2.3 Dosimetri Brakiterapi berdasarkan AAPM TG-43

Perkembangan brakiterapi yang pesat di dunia klinis membuat perhitungan yang digunakan melibatkan banyak variasi karakterisasi dosimetri. Sebagai contoh, pada tahun 1975, Hilaris et al. mengukur konstanta laju dosis  $^{125}\text{I}$ , model 6701 yang memiliki nilai 1.68  $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2/\text{m}\cdot\text{Ci}\cdot\text{hr}$ , tetapi ditahun yang sama Anderson et al menemukan laju dosis konstan 1.03 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2/\text{m}\cdot\text{Ci}\cdot\text{hr}$  untuk  $^{125}\text{I}$ , model 6701, menggunakan pendekatan sumber titik. Hasil ini jelas menunjukkan adanya banyak perbedaan konstanta laju dosis pada sumber yang sama. Perbedaan ini telah menghubungkan kepada perbedaan material fantom, dosimeter, seperti teknik dosimetri.





Gambar 2.1 Sumber Ir-192 LDR PRR BATAN Serpong dengan perspektif samping dan depan

Pada perkembangannya, AAPM TG-43 telah memperkenalkan protokol kerja yang bisa meminimalisasi besarnya perbedaan informasi dosimetri yang juga telah ditentukan oleh para peneliti di seluruh dunia. Karakteristik dosimetri yang direkomendasikan adalah konstanta laju dosis, fungsi dosis radial dan fungsi anisotropi. Karakterisasi dosimetri ini telah diperkuat menggunakan percobaan langsung dan teknik simulasi monte carlo. Protocol ini telah diperkenalkan sebagai teknik dosimetri universal untuk sumber brakiterapi.

Karakteristik sumber brakiterapi telah ditentukan dengan menggunakan kedua cara, Eksperimen dan metode teori yang mengikuti rekomendasi AAPM yang telah dipublikasi dalam TG-43 *report* (Nath et al. 1995). Mengikuti protocol ini, distribusi dosis disekitar penutup/seal sumber brakiterapi bisa ditentukan menggunakan persamaan :

$$D(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \left( \frac{G(r, \theta)}{G(1, \frac{\pi}{2})} \right) \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2.1)$$

Dimana :

- $S_k$  : Kuat kerma di udara  
 $\Lambda$  : Konstanta laju dosis  
 $G(r, \theta)$  : Faktor geometri  
 $g(r)$  : Fungsi dosis radial  
 $F(r, \theta)$  : Fungsi anisotropi

#### 2.4 Konstanta Laju Dosis

Konstanta laju dosis didefinisikan sebagai laju dosis di air pada jarak 1 cm dari sumbu tegak per satuan kuat kerma di udara. Konstanta laju dosis ditunjukkan pada persamaan:

$$\Lambda = \frac{D\left(1, \frac{\pi}{2}\right)}{S_k} \quad (2.2)$$

Dimana :

- $\Lambda$  : Konstanta laju dosis  
 $D(1, \pi/2)$  : Dosis pada jarak 1 cm dengan sudut  $90^\circ$  (tegak lurus) dari sumber  
 $S_k$  : Kuat kerma di udara

Konstanta laju dosis bergantung pada jenis radionuklida dan bentuk sumber, dan dipengaruhi oleh desain internal sumber dan metode eksperimen standar yang digunakan dalam penentuan kuat kerma di udara ( $S_k$ ).

#### 2.5 Faktor Geometri

Faktor geometri menyatakan variasi distribusi spasial sumber akibat pengaruh ukuran sumber dan distribusi sumber aktif di dalam sumber tersebut. Dalam perhitungan dosis brakiterapi klinis, tujuan dari faktor geometri yaitu untuk meningkatkan akurasi, dimana laju dosis dapat diestimasi dengan interpolasi dari data yang ada pada titik-titik diskrit. Secara fisis, faktor geometri mengabaikan efek hamburan dan atenuasi, dan memberikan koreksi pada hukum kuadrat jarak terbalik yang berdasarkan pada pendekatan model dari distribusi spasial radioaktif pada sumber. Karena faktor geometri hanya digunakan untuk interpolasi pada nilai-

nilai laju dosis pada titik yang dituju, pendekatan sederhana memberikan tingkat akurasi yang cukup untuk *treatment planning*.

Faktor geometri diberikan dengan persamaan :

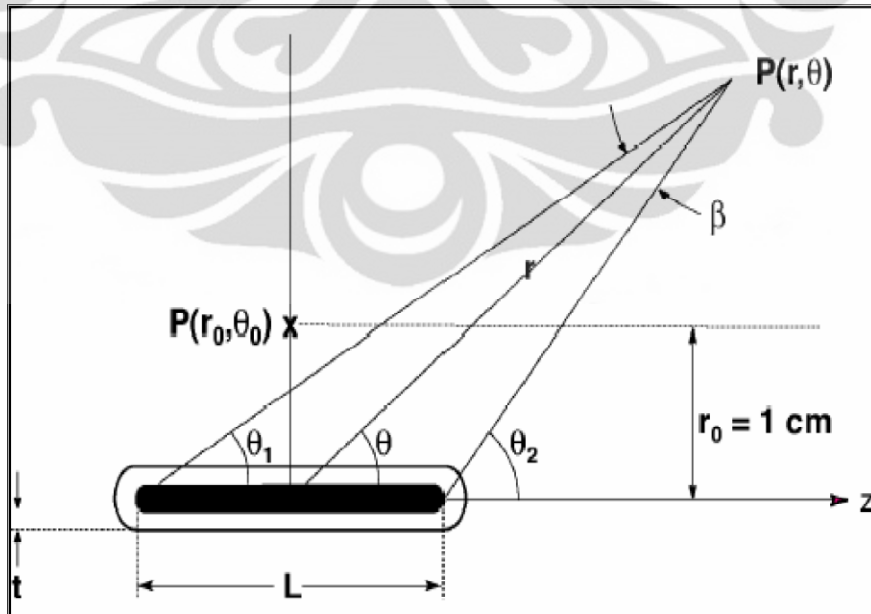
$$\begin{aligned} G(r, \theta) &= r^{-2} \quad (\text{untuk sumber titik}) \\ G(r, \theta) &= \frac{\beta}{L r \sin \theta} \quad (\text{untuk sumber garis}) \end{aligned} \tag{2.3}$$

Dimana :

- $G(r, \theta)$  : Faktor geometri
- $r$  : jarak titik tertentu ke pusat sumber
- $\beta$  : Sudut yang dijadikan acuan untuk menentukan sumber
- $L$  : Panjang sumber radiasi brakiterapi yang digunakan

Berdasarkan skema pada gambar 2.2, maka persamaan 2.3 yang bentuknya masih umum dapat lebih diperjelas menjadi:

$$G(r, \theta) = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{x + \frac{L}{2}}{y}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{x - \frac{L}{2}}{y}\right)}{L r \sin \theta} \tag{2.4}$$



Gambar 2.2. Skema perhitungan nilai  $\beta$  dalam faktor geometri

## 2.6 Fungsi Dosis Radial

Fungsi radial adalah fungsi menghitung efek serapan dan hamburan dalam medium sepanjang sumbu tegak lurus. Jarak 1 cm dari sumber adalah nilai  $r$  referensi sebagai tempat dimana nilai dosis optimum berada. Dirumuskan dengan persamaan :

$$g(r) = \frac{D(r, \frac{\pi}{2}) \cdot G(1, \frac{\pi}{2})}{D(1, \frac{\pi}{2}) \cdot G(r, \frac{\pi}{2})} \quad (2.5)$$

Dimana :

- $g(r)$  : Fungsi dosis radial
- $D(r, \frac{\pi}{2})$  : Dosis pada jarak  $r$  dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $D(1, \frac{\pi}{2})$  : Dosis pada jarak 1 cm dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $G(r, \frac{\pi}{2})$  : Faktor geometri pada jarak  $r$  dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $G(1, \frac{\pi}{2})$  : Faktor geometri pada jarak 1 cm dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber.

## 2.7 Fungsi Anisotropi

Fungsi anisotropi menentukan anisotropi distribusi dosis di sekitar sumber. Efek ditimbulkan dari serapan dan hamburan dalam medium. Fungsi anisotropi menggambarkan variasi dosis sebagai fungsi sudut polar relatif terhadap bidang lintang (*transverse plane*) sumber. Ketika  $F(r, \theta)$  pada bidang lintang sumber didefinisikan sebagai kesatuan (*unity*), Nilai  $F(r, \theta)$  menurun karena :

- ❖  $r$  yang semakin kecil
- ❖  $\theta$  mendekati 0 atau  $180^\circ$
- ❖ ketebalan kapsul sumber
- ❖ energi foton yang semakin menurun.

Fungsi anisotropi dirumuskan dalam persamaan :

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta) \cdot G(r, \frac{\pi}{2})}{D(r, \frac{\pi}{2}) \cdot G(r, \theta)} \quad (2.6)$$

Dimana :

- $F(r, \theta)$  : Fungsi anisotropi
- $D(r, \theta)$  : Dosis pada jarak  $r$  dengan sudut  $\theta$  dari sumber

- $D(r, \frac{\pi}{2})$  : Dosis pada jarak  $r$  dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $G(r, \frac{\pi}{2})$  : Faktor geometri pada jarak  $r$  dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $G(r, \theta)$  : Faktor geometri pada jarak  $r$  dengan sudut  $\theta$  dari sumber.

## 2.8 EGSnrc

EGSnrc merupakan salah satu program yang dapat mensimulasikan transport foton atau elektron dengan menggunakan metode monte carlo. Dalam proses transport radiasi foton atau elektron terjadi berbagai interaksi antara partikel atau medium yang dilewati oleh foton atau elektron. Tipe interaksi dan partikel yang dihasilkan ditentukan oleh *crosssection* pada jarak yang ditempuh. Sangat penting diketahui data *crosssection* dari setiap medium untuk mengetahui interaksi yang terjadi. Kumpulan data material dan *crosssection* untuk EGSnrc dibuat dengan kode PEGS4. Kode ini berdiri sendiri dan dapat digunakan untuk membangun data material yang akan digunakan dalam simulasi.

Dalam simulasi yang dilakukan terdapat banyak parameter yang disertakan. Diantaranya parameter ECUT dan PCUT. ECUT adalah batas energi terendah dimana simulasi akan menghentikan transport partikel apabila energi elektron berada di bawah nilai ECUT. Sedangkan PCUT adalah batas energi terendah dari foton dimana simulasi akan menghentikan transport partikel apabila energi foton berada di bawah PCUT. Pendefinisian PCUT dan ECUT memiliki peranan sangat penting. Hal ini disebabkan penentuan ECUT dan PCUT dapat mempengaruhi efisiensi waktu perhitungan.



## BAB III METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Pemodelan Sumber

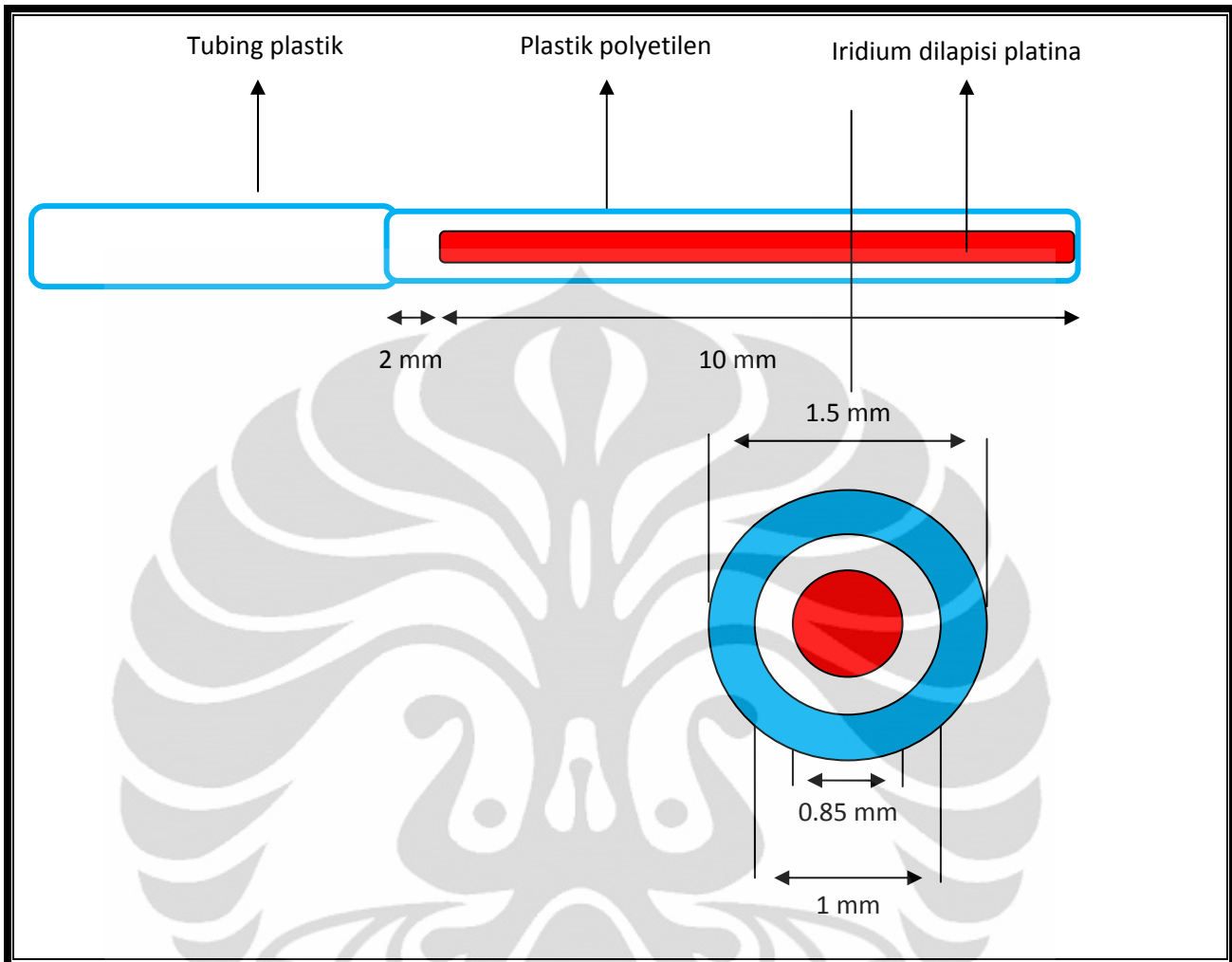
Perhitungan distribusi dosis dalam penelitian ini dilakukan menggunakan simulasi Monte Carlo EGSnrc berbasis linux dengan sumber Ir-192 LDR produksi PRR BATAN. Perhitungan yang dilakukan yaitu distribusi pada medium udara dan air, hasil perhitungan yang diperoleh melalui simulasi adalah dosis di medium udara dan air. EGSnrcMP memerlukan input bentuk geometri sumber Ir-192 LDR : panjang, diameter, komposisi material sumber dan pengukuran dilakukan pada medium udara kering pada keadaan standar dan medium air masing-masing dengan diameter ukuran phantom 100 cm dan panjang 100 cm. Bahan yang digunakan dalam simulasi terdapat dalam Tabel 3.1.

Tabel 3.1 Parameter fisik dalam simulasi EGSnrcMP Monte Carlo

Material	Elemen penyusun	Komposisi [%berat]	Densitas [g cm <sup>-3</sup> ]	Z <sub>eff</sub>
Udara kering	C	0,0124	1,205E-03	8
	N	75,5267		
	O	23,1781		
	Ar	1,2827		
Ir			23,39	77
Pt			21,41	78
Ir 25%Pt75%	Ir	25	21,655	78
	Pt	75		
Air (H <sub>2</sub> O)	H	11,1894	1	7
	O	88,8106		
Steel/baja (AISI 304)	Si	1	8,02	26
	Cr	19		
	Mn	2		
	Fe	68		
	Ni	10		

### 3.2 Simulasi

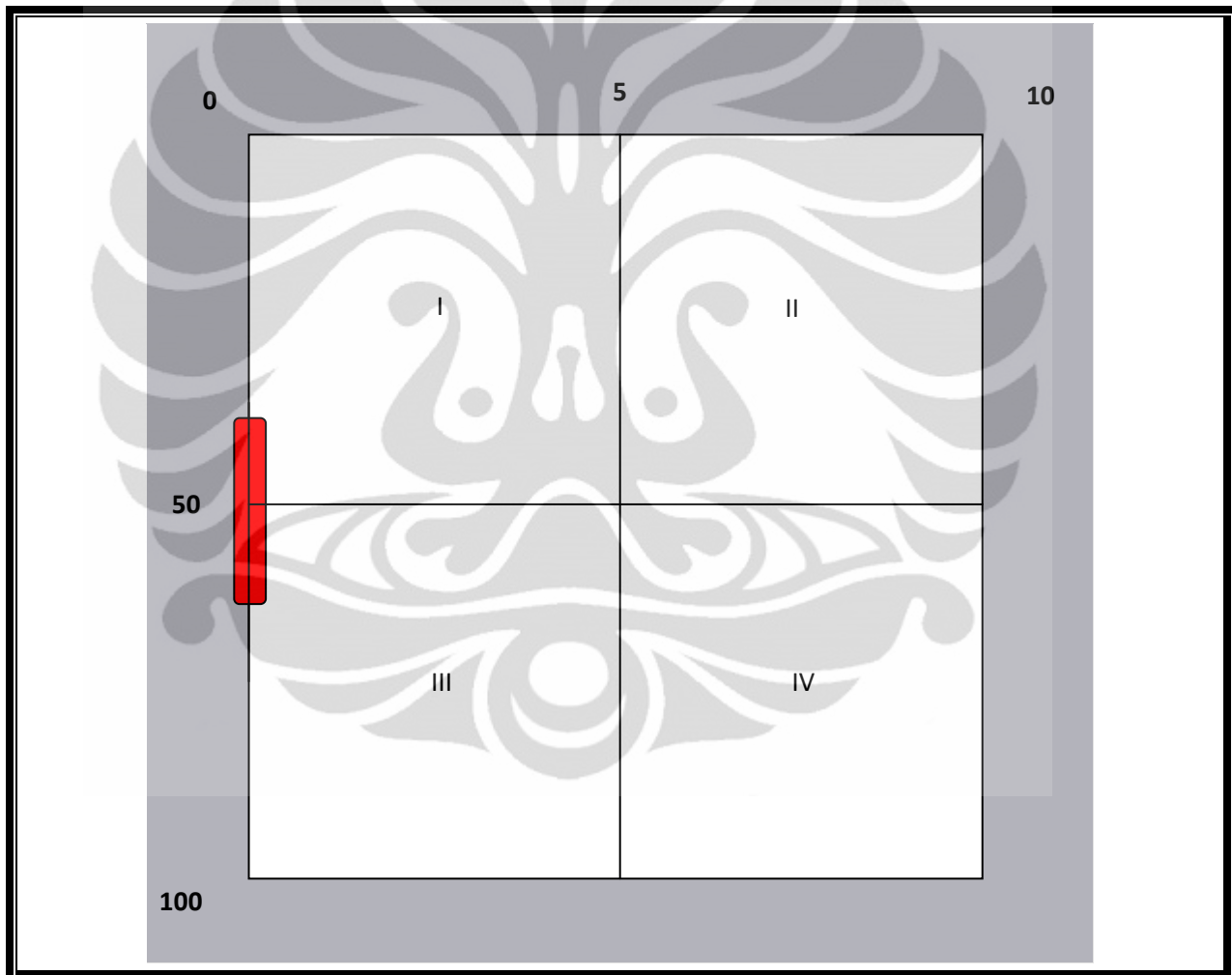
Sebelum menjalankan program, terlebih dahulu disiapkan bentuk geometri sumber, daerah pengukuran, dan data material yang digunakan. PEGS4 (Preprocessor for EGS4) adalah



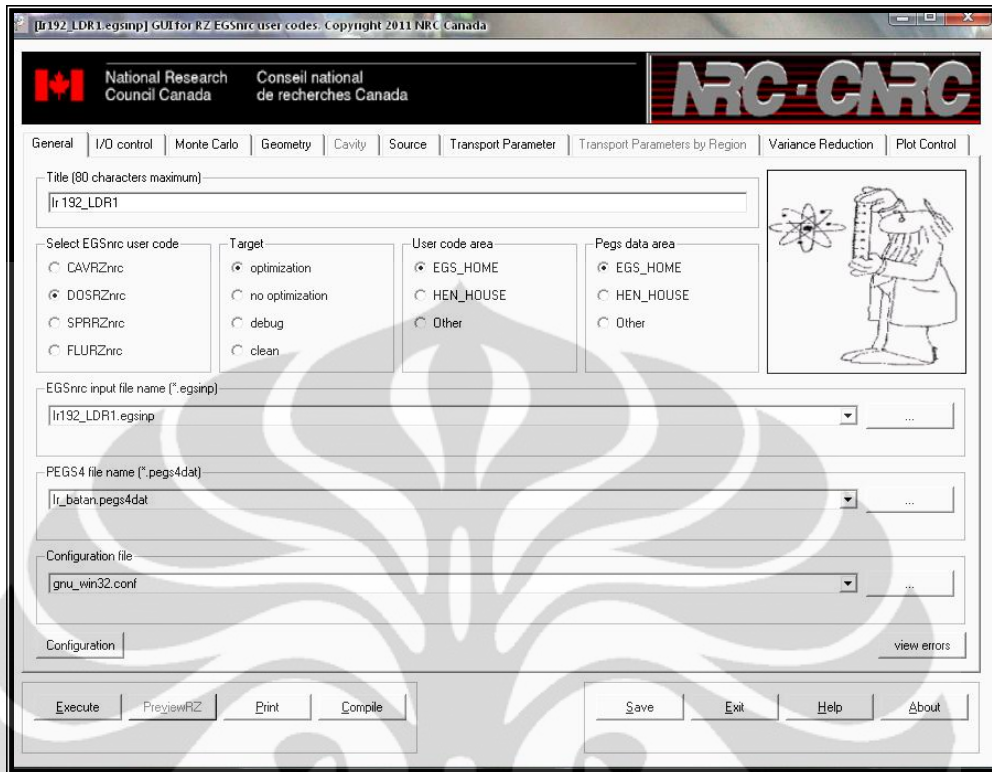
Gambar 3.1. Sumber Ir-192 LDR produksi PRR BATAN dengan perspektif samping dan depan

program khusus yang disiapkan dalam bahasa Mortran untuk menghasilkan data materi yang akan dipergunakan dalam kode simulasi EGSnrMP. Langkah selanjutnya adalah menyiapkan input data sesuai dengan program dosrz mortran. Input data merupakan data yang diperlukan untuk simulasi, yaitu posisi awal foton, jenis materi, energi awal, geometri, material dalam simulasi, spektrum, jumlah histori (simulasi), *electron range rejection*, *spin effect*, dan efek-efek fisika lainnya. Input data dibagi dua yaitu input data untuk medium udara dan air. Pengukuran atau simulasi yang dilakukan pada titik tertentu diukur dari permukaan sumber Ir-192 LDR masing-masing pada 0,5 cm sampai 10 cm dengan margin setiap 0.1 cm. Maka dari itu, untuk mempermudah simulasi dan mempersingkat waktu perhitungan, pengukuran dibagi menjadi 4 region seperti pada gambar 3.2.

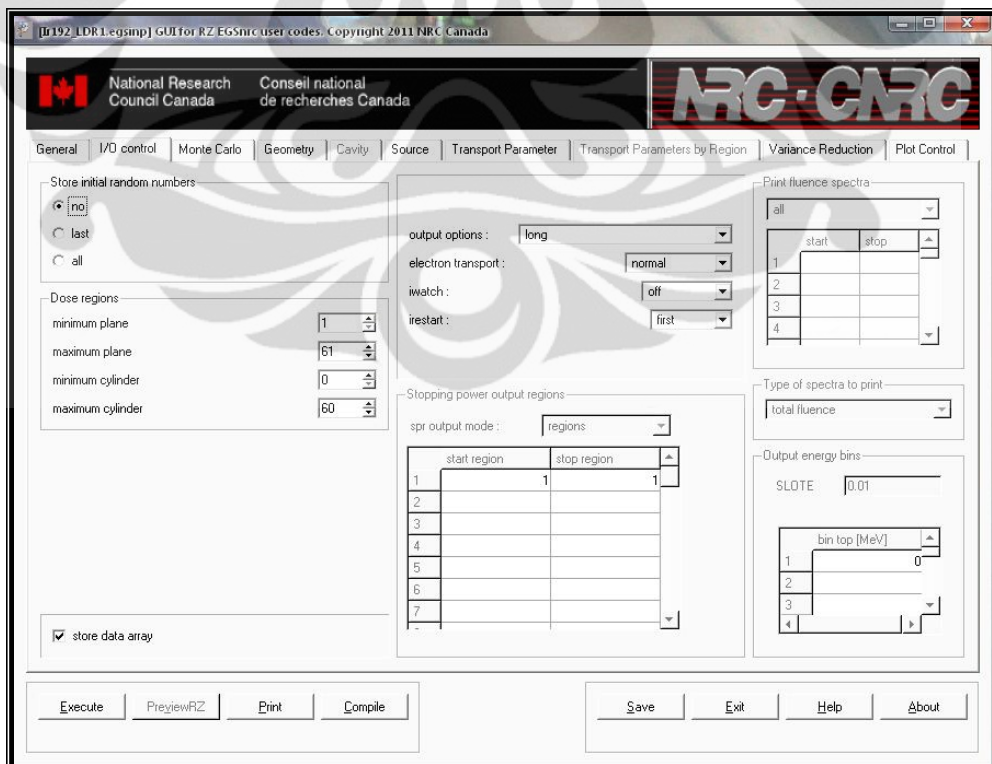
Target simulasi ini adalah *statistic error* kurang dari 10 % pada jarak 10 cm. Oleh karena itu membutuhkan histori yang cukup besar pada setiap simulasi untuk memperoleh hasil yang diharapkan. Dengan kalkulasi waktu simulasi 3 hari, maka pada medium udara menggunakan 100 juta histori. Sedangkan pada medium air, digunakan 500 juta histori. Nilai lebar energi *sampling* (interval) yang diambil yaitu 0,005 MeV. Karena nilai ini sangat mempengaruhi tingkat ketelitian dalam pengukuran yaitu semakin kecil lebar energi maka akan memberikan hasil yang lebih baik. Nilai dosis yang diperoleh kemudian diproses dengan menggunakan program ImageJ untuk mendapatkan kurva isodosis.



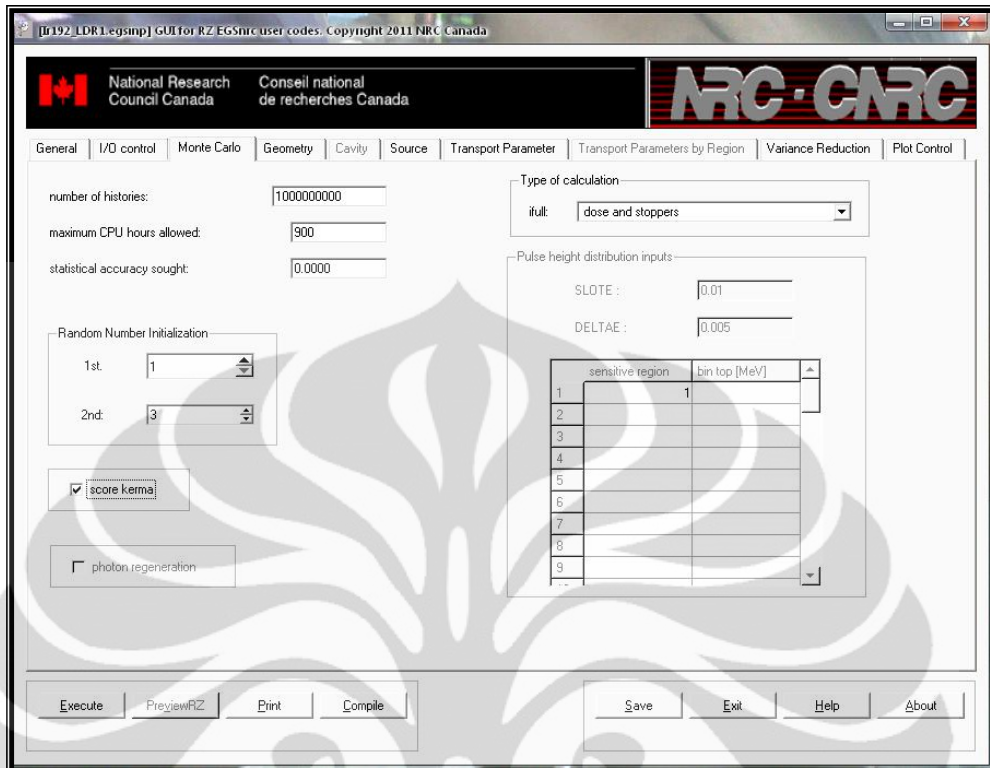
Gambar 3.2 Pembagian region untuk simulasi



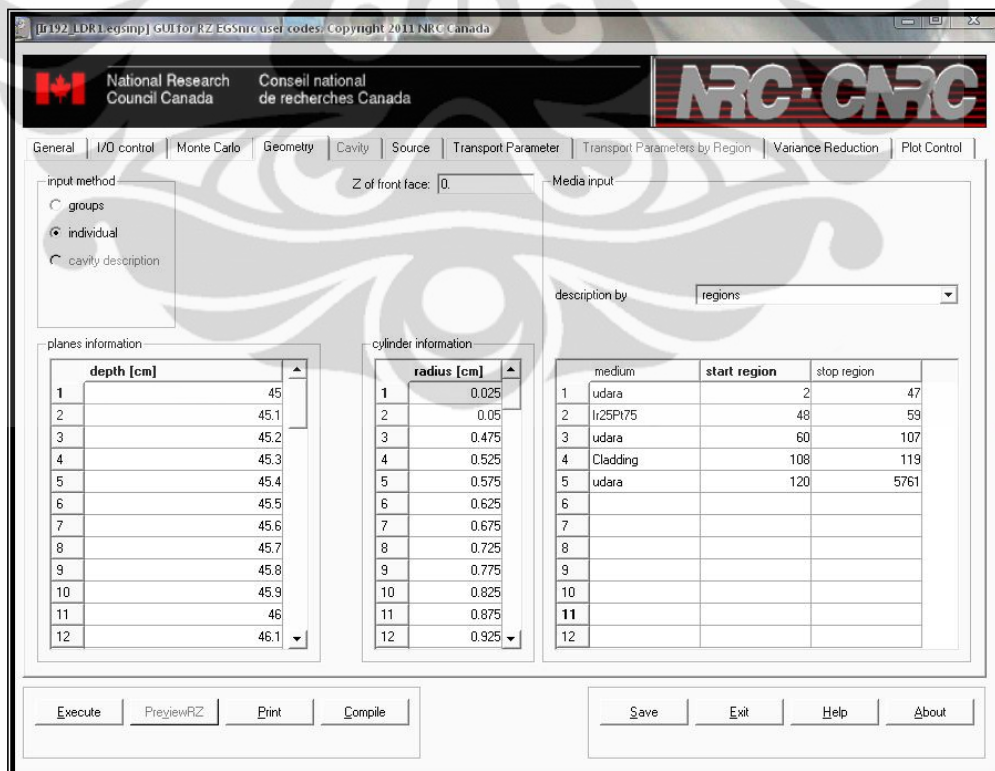
Gambar 3.3 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab *General*



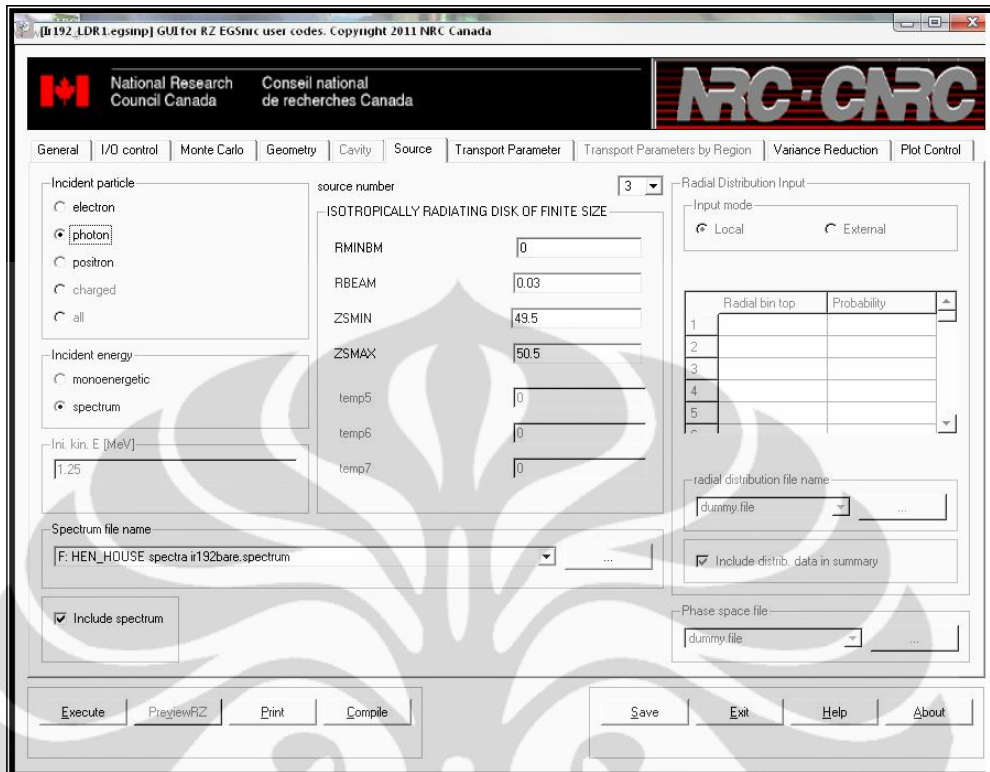
Gambar 3.4 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab *I/O Control*



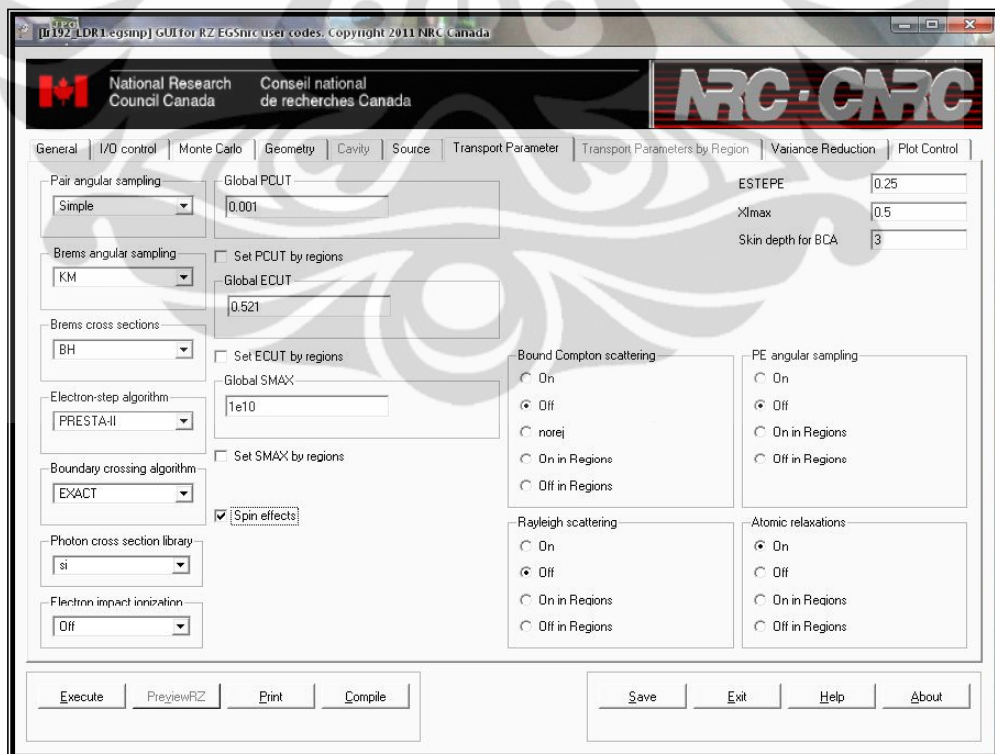
Gambar 3.5 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab *Monte Carlo*



Gambar 3.6 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab *Geometry*

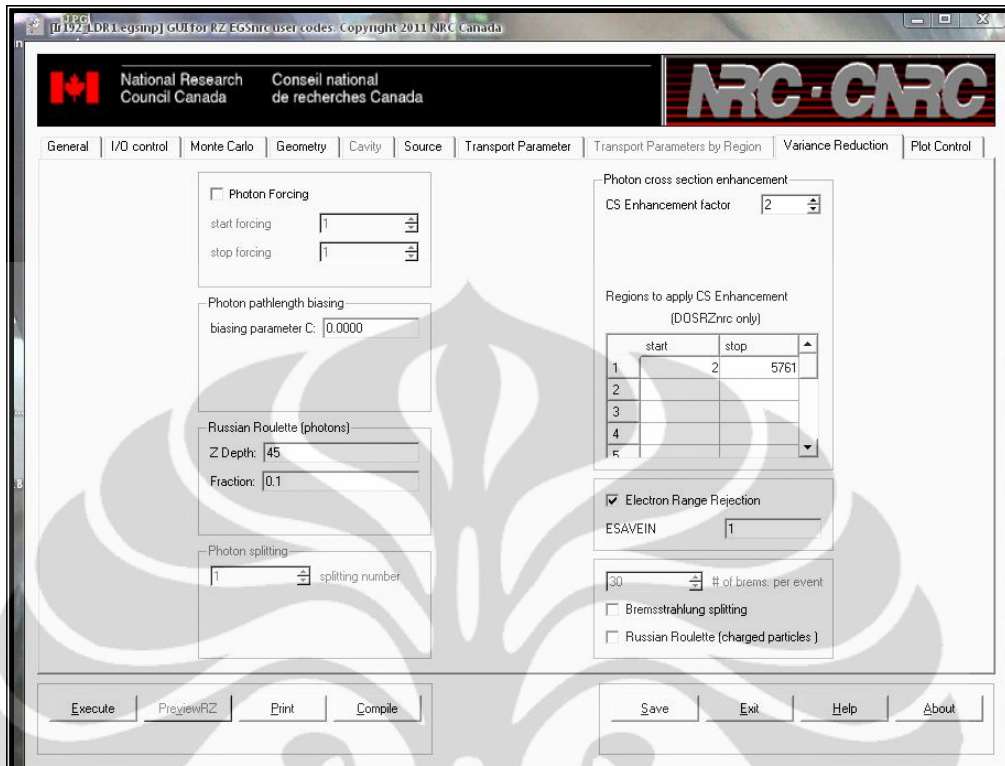


Gambar 3.7 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab *Source*

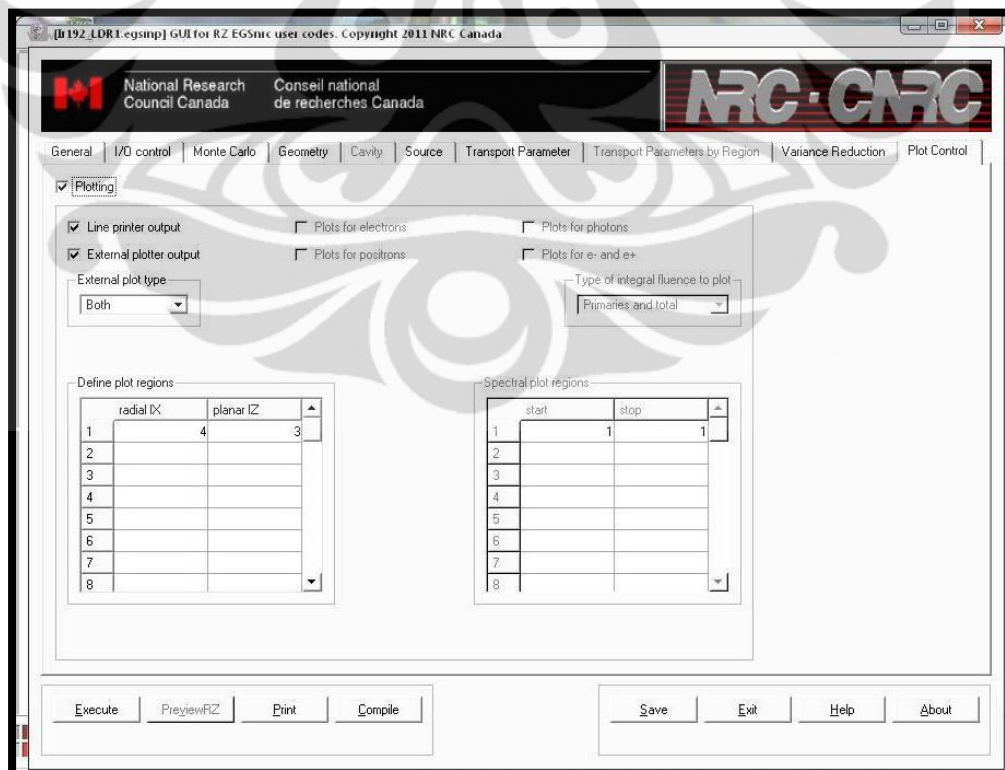


Gambar 3.8 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab *Transport Parameter*





Gambar 3.9 Tampilan Input EGSnrc untuk Tab *Variance Reduction*



Gambar 3.10 Tampilan Input EGSnrc untuk *Plot Control*

## BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

### 4.1 Kurva Isodosis

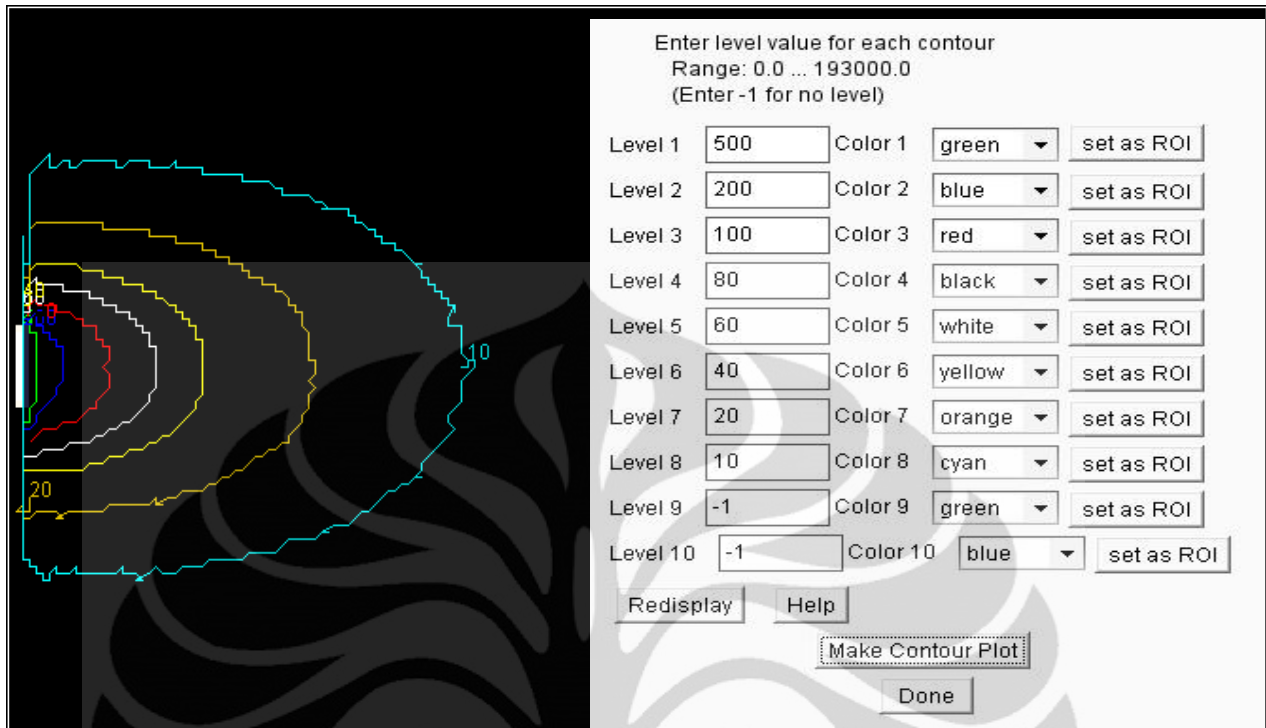
Data yang diperoleh dari EGSnrcMP berupa dosis total tiap region. Setelah data-data tiap region diambil, kemudian dilakukan penggabungan keempat region menjadi suatu area dengan dimensi 10 cm x 10 cm dengan sumber Iridium-192 berada di tengah-tengah tepi kiri. Dengan area ini, nantinya akan diperoleh penggambaran isodosis untuk setengah area sebelah kanan dari sumber bila sumber dianggap berada di tengah-tengah. Setelah itu dilakukan normalisasi terhadap dosis serap pada jarak 1 cm dari sumber agar mempermudah penggambaran dengan ImageJ. Diperoleh kurva isodosis pada medium udara dan air seperti pada gambar 4.1 dan 4.2. Pada kurva tersebut, terdapat garis-garis kasar yang menyerupai bentuk parabola dengan berpusat pada sumber Iridium-192. Setiap garis-garis tersebut memiliki perbedaan warna sebagai indikator tingkat dosis serapnya. Semakin mendekati sumber, maka semakin besar pula dosis serapnya. Dan sebaliknya, semakin jauh dari sumber maka semakin kecil dosis serapnya. Pada gambar 4.3 dan 4.4, dilakukan *smoothing* kurva isodosis sehingga diperoleh garis-garis yang lebih teratur.

Pada kurva isodosis Ir-192 pada medium udara dan air, hampir tidak terlihat adanya perbedaan berkas radiasi. Namun bila memperhatikan hasil *smoothing* kedua kurva tersebut, terdapat perbedaan yang cukup besar pada jarak 1 cm dari arah kiri dan kanan. Pada jarak posisi dekat dengan sumber, jangkauan berkas radiasi pada medium udara lebih banyak memiliki tingkat variasi energi dibandingkan dengan jangkauan berkas radiasi pada medium air.

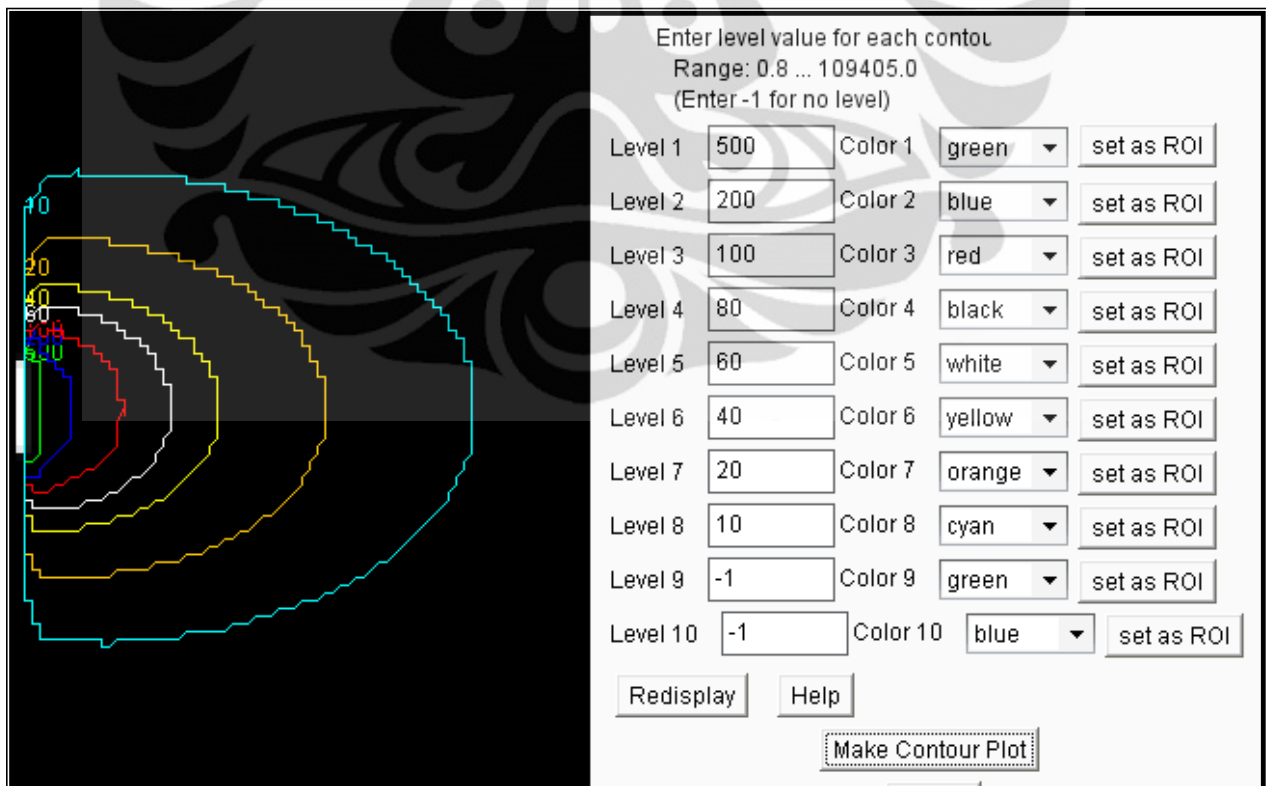
Kurva distribusi dosis Iridium-192 dengan sumbu vertikal sumber ditunjukkan pada gambar 4.5 dan 4.6. Pada kurva tersebut terdapat perbedaan yang sama dimana terjadi perbedaan energi yang cukup besar pada jarak 0 sampai 1 cm dari sumber. Hasil tersebut menjelaskan penggunaan medium air dan udara mempengaruhi perbedaan nilai distribusi dosis pada jarak dekat dengan sumber akibat adanya atenuasi medium air.

Berdasarkan kurva tersebut, dapat ditarik kesimpulan bahwa medium mempengaruhi jangkauan berkas radiasi sejauh 1 cm dari permukaan sumber. Hubungan distribusi dosis terhadap jarak memenuhi kaidah Hukum Kuadrat Terbalik Newton ( Newton's Inverse Square Law )

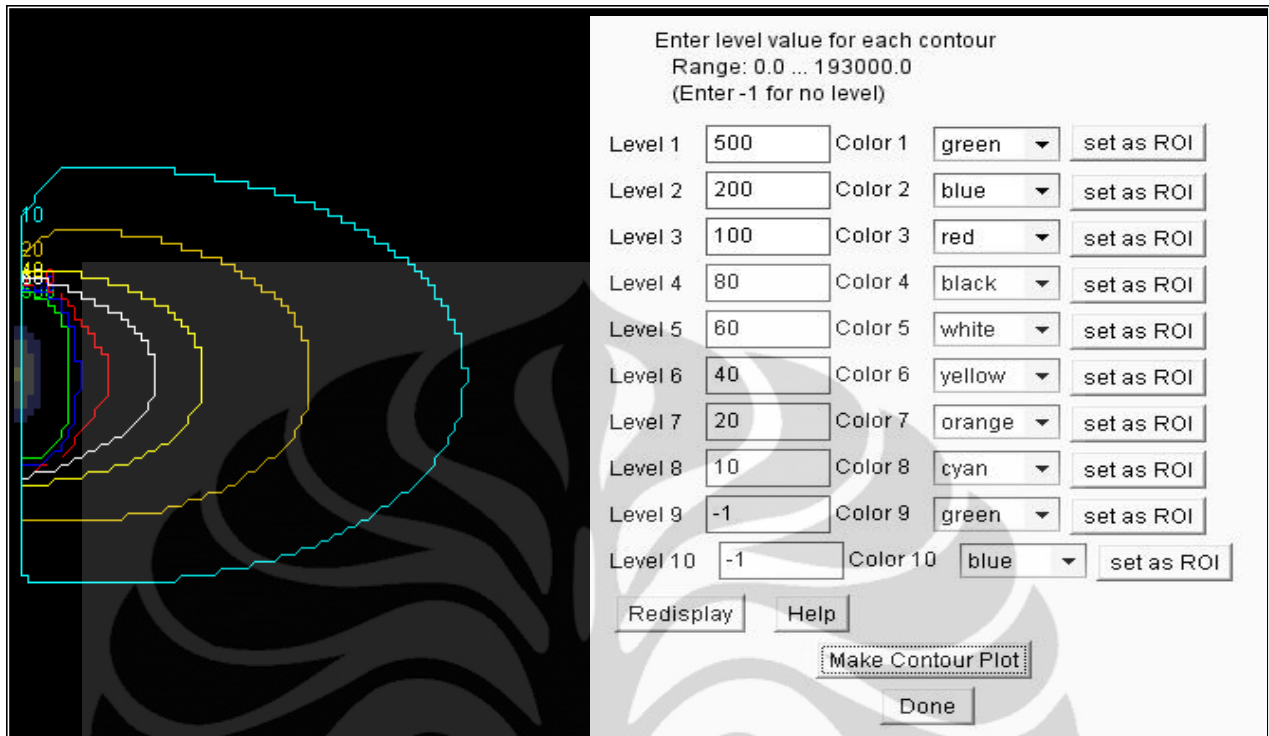




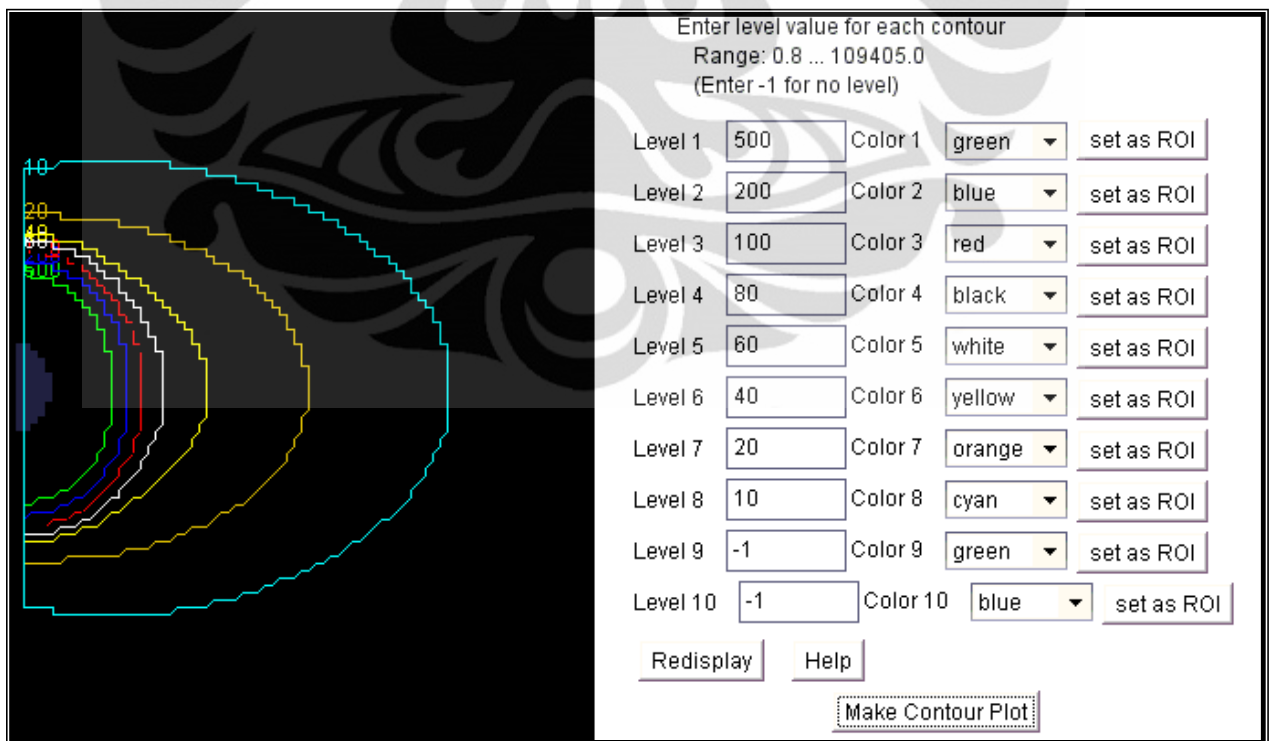
Gambar 4.1 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium udara



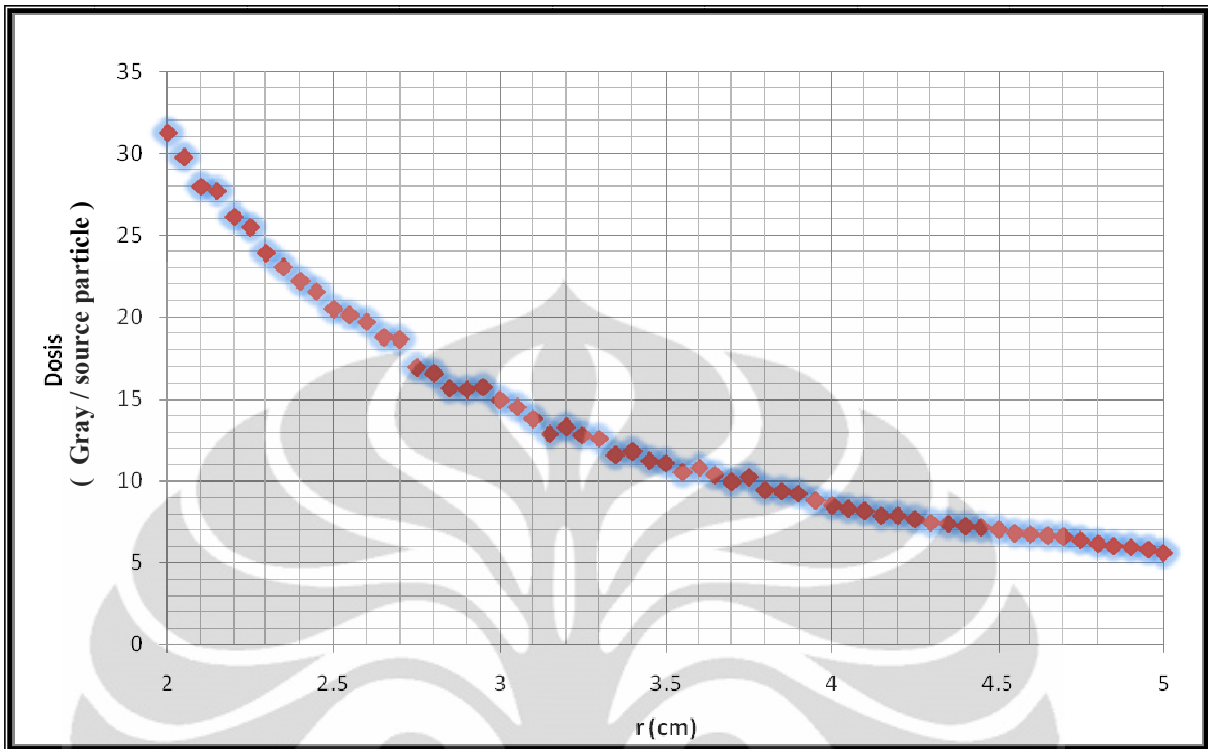
Gambar 4.2 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium air



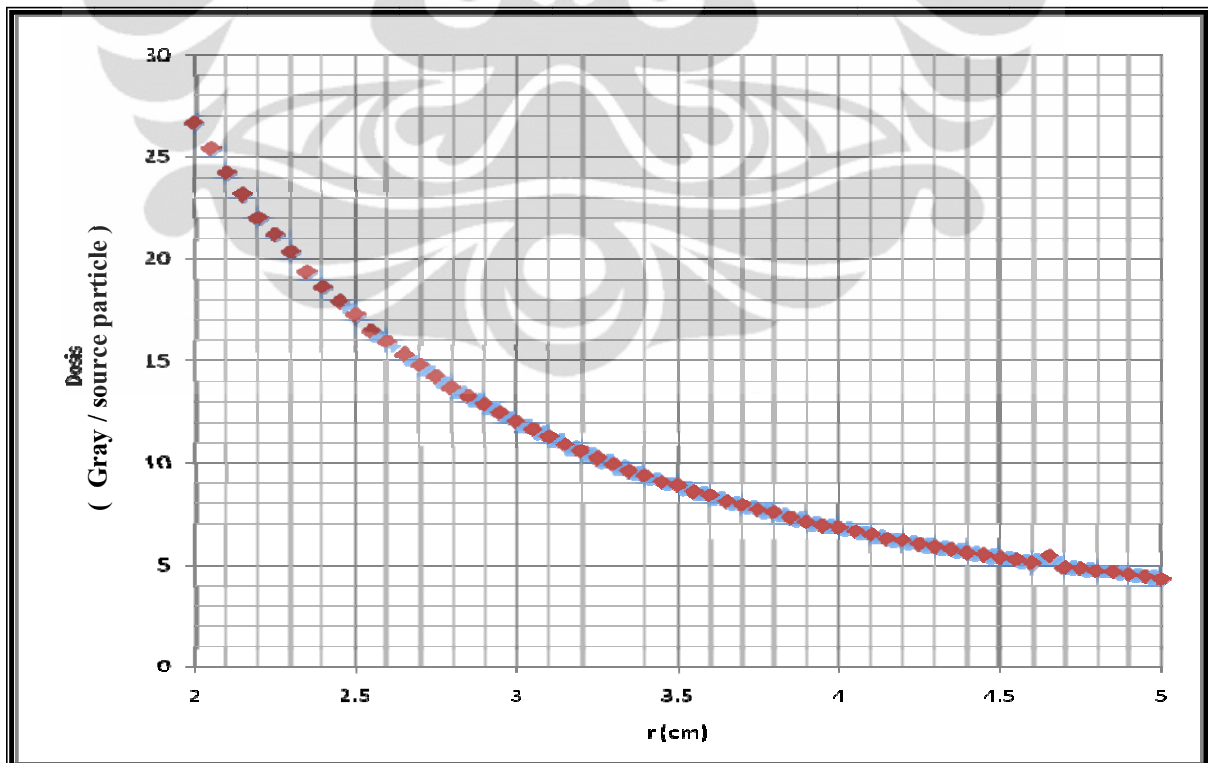
Gambar 4.3 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium udara setelah *smoothing*



Gambar 4.4 Kurva Isodosis Iridium-192 pada medium air setelah *smoothing*



Gambar 4.5 Kurva distribusi dosis Iridium-192 di udara dengan sumbu vertikal sumber



Gambar 4.6 Kurva distribusi dosis Iridium-192 di air dengan sumbu vertikal sumber

## 4.2 Konstanta laju dosis

Konstanta laju dosis yang diperoleh dapat ditentukan suatu hubungan dimana bila  $Sk/A$  dalam vakum dianggap tetap dan laju dosis di air diperbesar, maka nilai konstanta laju dosis di air akan semakin besar pula karena konstanta laju dosis sebanding dengan laju dosis di air. Konstanta laju dosis merupakan faktor koreksi pengukuran di udara sehingga ekuivalen dengan pengukuran di air. Hal ini dimaksudkan karena obyek pengukuran kita adalah manusia yang sebagian besar penyusun jaringan-jaringannya adalah air.

Konstanta laju dosis ditunjukkan pada persamaan:

$$\Lambda = \frac{D\left(1, \frac{\pi}{2}\right)}{Sk} \quad (2.2)$$

Dimana :

- $\Lambda$  : Konstanta laju dosis  
 $D(1, \pi/2)$  : Dosis pada jarak 1 cm dengan sudut  $90^\circ$  (tegak lurus) dari sumber  
 $Sk$  : Kuat kerma di udara

Diperoleh laju dosis di air pada jarak 1 cm dari sumbu tegak adalah  $1.2302 \times 10^{-13} \text{ cGy h}^{-1}$ . Sedangkan nilai laju dosis di udara pada jarak 1 cm dari sumbu tegak merupakan nilai kuat kerma di udara sebesar  $6.9664 \times 10^{-14} \mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1}$ . Maka diperoleh konstanta laju dosis ( $\Lambda$ ) sebesar  $1.7659 \text{ cGy h}^{-1} \text{ U}^{-1}$ .

## 4.3 Faktor Geometri $G(r, \theta)$

Sumber brakiterapi penelitian ini adalah Ir-192 LDR BATAN Serpong yang berbentuk silinder dengan panjang sumber aktif 1 cm dan jari-jari 0.85 mm. Nilai faktor geometri menyatakan variasi distribusi spasial sumber yang diakibatkan pengaruh ukuran sumber dan distribusi aktif di dalam sumber itu sendiri. Nilai faktor geometri merupakan pendekatan secara matematis yang bergantung pada geometri sumber dan sudut-sudut perspektif terhadap ujung-ujung sumber tanpa adanya koreksi dosis. Faktor geometri dihitung dengan persamaan :

$$\begin{aligned} G(r, \theta) &= r^{-2} \quad (\text{untuk sumber titik}) \\ G(r, \theta) &= \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad (\text{untuk sumber garis}) \end{aligned} \quad (2.3)$$

Dimana :

- $G(r,\theta)$  : Faktor geometri
- $r$  : jarak titik tertentu ke pusat sumber
- $\beta$  : Sudut yang dijadikan acuan untuk menentukan sumber
- $L$  : Panjang sumber radiasi brakiterapi yang digunakan

Sesuai dengan persamaan (2.3) dimana semakin jauh titik P ( $r,\theta$ ) dari sumber, maka nilai  $\beta$  juga akan semakin kecil sehingga langsung berpengaruh terhadap nilai sinus yang mendekati 1. Pada nilai sinus yang mendekati 1, geometri sumber dianggap titik.

Tabel 4.1 Faktor Geometri dikalikan dengan  $r^2$  yang diperoleh dari :  
(a) percobaan (b) AAPM TG-43

$\theta$	$r = 1 \text{ cm}$	$r = 2 \text{ cm}$	$r = 5 \text{ cm}$
10	1.333	1.067	1.010
20	1.310	1.064	1.010
30	1.251	1.055	1.008
40	1.176	1.042	1.007
50	1.102	1.028	1.004
60	1.039	1.013	1.002
90	0.9341	0.9822	0.9971

(a)

$\theta$	$r = 1 \text{ cm}$	$r = 2 \text{ cm}$	$r = 5 \text{ cm}$
10	1.022	1.006	1.001
20	1.019	1.005	1.001
30	1.015	1.004	1.001
40	1.010	1.002	1.001
50	1.005	1.001	1.000
60	1.000	1.000	1.000
90	0.9926	1.9980	1.0000

(b)

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

Fungsi dosis radial adalah nilai koreksi dari efek serapan dan hamburan di sepanjang sumbu radial sumber. Nilai tersebut didapat dari nilai dosis dan faktor geometri sumber terhadap suatu posisi normalisasi di sepanjang sumbu radial yang diperoleh dari persamaan :

$$g(r) = \frac{D(r, \frac{\pi}{2}) \cdot G(1, \frac{\pi}{2})}{D(1, \frac{\pi}{2}) \cdot G(r, \frac{\pi}{2})} \quad (2.5)$$

Dimana :

- $g(r)$  : Fungsi dosis radial
- $D(r, \frac{\pi}{2})$  : Dosis pada jarak  $r$  dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $D(1, \frac{\pi}{2})$  : Dosis pada jarak 1 cm dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber

$G(r, \frac{\pi}{2})$  : Faktor geometri pada jarak r dengan sudut 90° dari sumber

$G(1, \frac{\pi}{2})$  : Faktor geometri pada jarak 1 cm dengan sudut 90° dari sumber.

Tabel 4.2 Fungsi dosis radial di (a) udara, (b) air

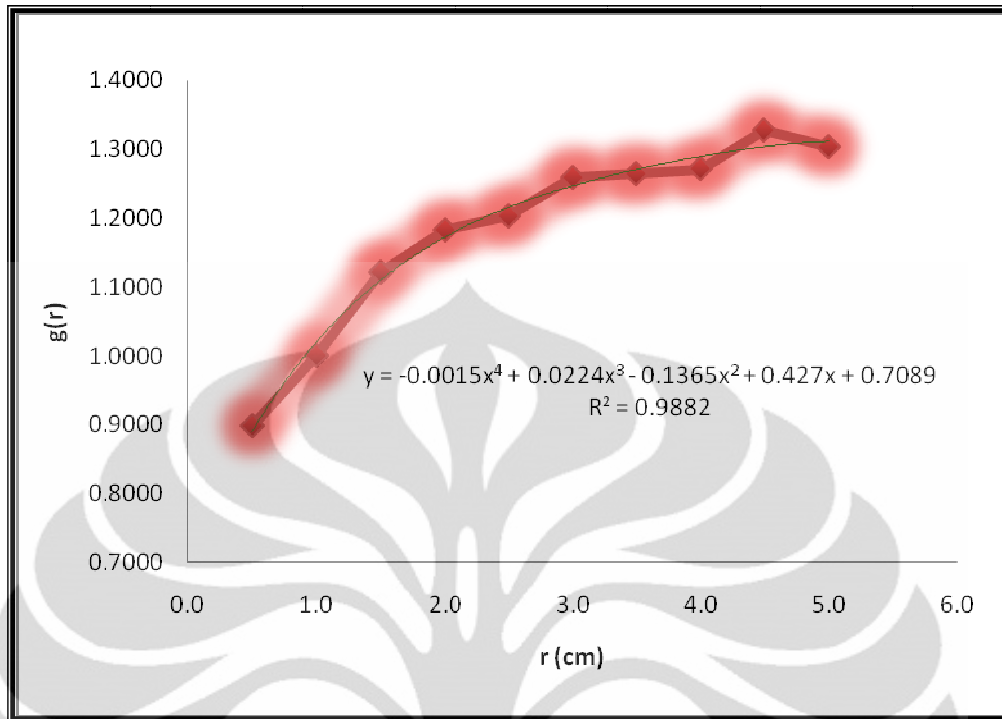
r	$D(r, \pi/2)$	$G(1, \pi/2)$	$D(1, \pi/2)$	$G(r, \pi/2)$	g(r)
0.5	304.26	0.00927	100	0.03142	0.8981
1.0	100	0.00927	100	0.00927	1.0000
1.5	51.9221	0.00927	100	0.00429	1.1223
2.0	31.2443	0.00927	100	0.00245	1.1827
2.5	20.4797	0.00927	100	0.00158	1.2026
3.0	14.9489	0.00927	100	0.0011	1.2591
3.5	11.0569	0.00927	100	0.00081	1.2645
4.0	8.52406	0.00927	100	0.00062	1.2713
4.5	7.04352	0.00927	100	0.00049	1.3280
5.0	5.60361	0.00927	100	0.0004	1.3034

(a)

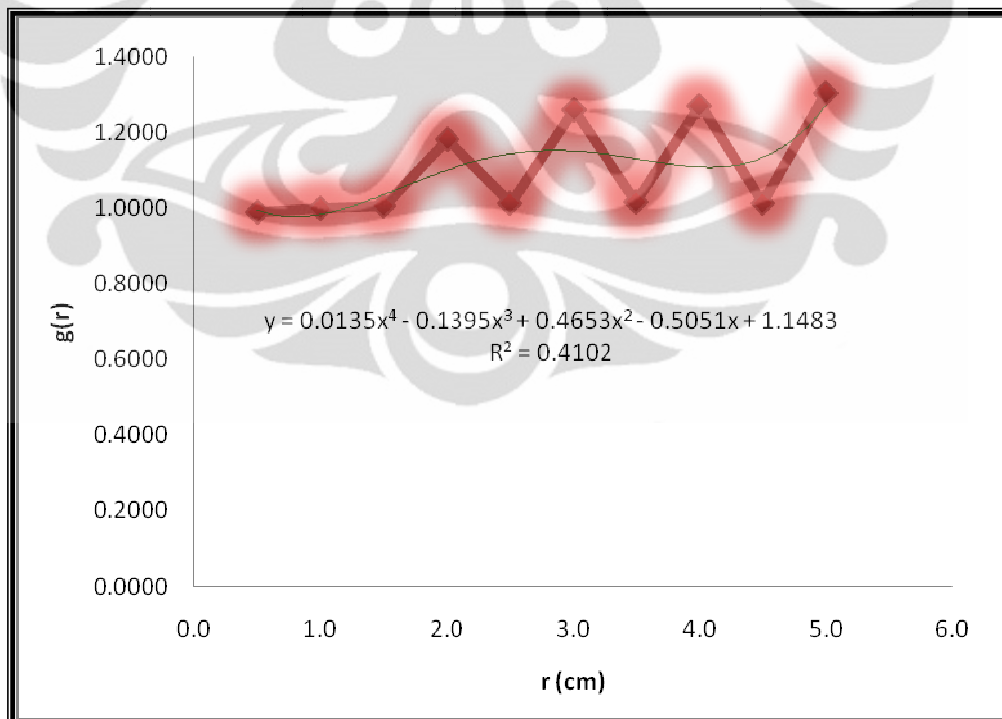
r	$D(r, \pi/2)$	$G(1, \pi/2)$	$D(1, \pi/2)$	$G(r, \pi/2)$	g(r)
0.5	335.076	0.00927	100	0.03142	0.9890
1.0	100	0.00927	100	0.00927	1.0000
1.5	46.4575	0.00927	100	0.00429	1.0042
2.0	31.1442	0.00927	100	0.00245	1.1827
2.5	17.2378	0.00927	100	0.00158	1.0122
3.0	14.8978	0.00927	100	0.0011	1.2591
3.5	8.87417	0.00927	100	0.00081	1.0149
4.0	8.51325	0.00927	100	0.00062	1.2713
4.5	5.36588	0.00927	100	0.00049	1.0117
5.0	5.58965	0.00927	100	0.0004	1.3034

(b)





Gambar 4.8 Kurva fungsi dosis radial pada medium udara



Gambar 4.9 Kurva fungsi dosis radial pada medium air

Dari gambar 4.8 dan 4.9, nilai  $g(r)$  akan semakin meningkat pada jarak yang semakin jauh dari sumber. Pengaruh medium air terlihat dimana nilai  $g(r)$  pada medium air cenderung lebih kecil dibandingkan nilai  $g(r)$  pada medium udara. Pada medium air, tingkat ketidakpastian (*uncertainty*) cukup tinggi sehingga membutuhkan interaksi lebih banyak dibandingkan pada medium udara. Hal ini mengakibatkan kurva dosis radial masih fluktuatif. Untuk mendapatkan kurva yang lebih baik, dibutuhkan histori yang lebih banyak pada simulasi.

#### 4.5 Fungsi Anisotropi $F(r,\theta)$

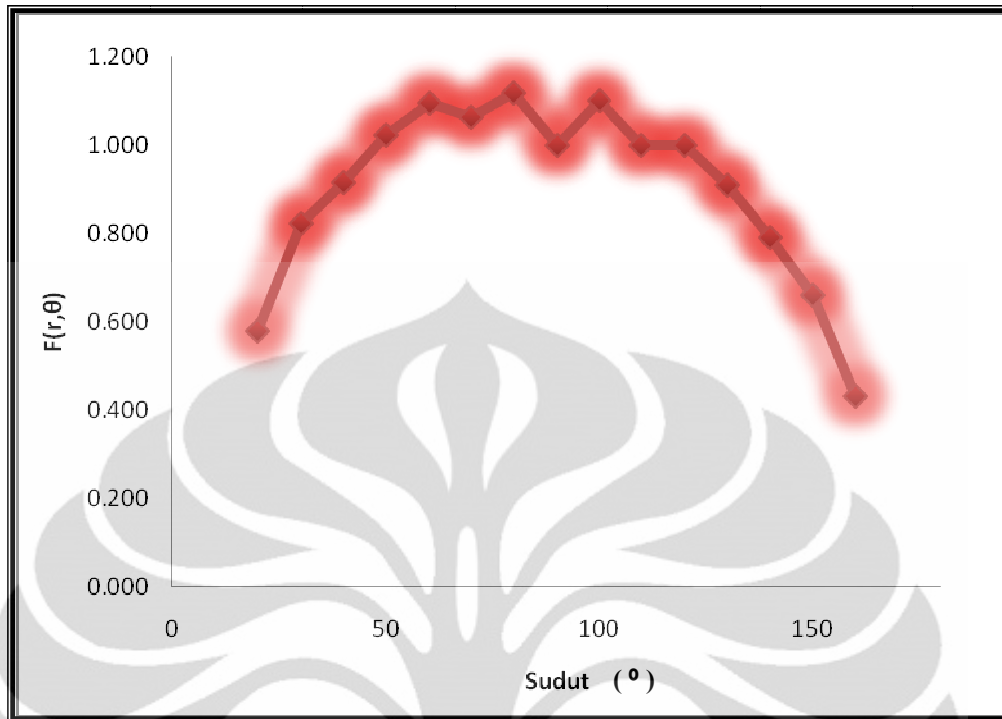
Pada persamaan (2.1) telah dijelaskan untuk mendapatkan nilai distribusi dosis, diperlukan suatu faktor koreksi yang baik secara teoritis yaitu fungsi radial  $g(r)$  dan  $F(r,\theta)$ . Fungsi anisotropi dirumuskan dalam persamaan :

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta) \cdot G(r, \frac{\pi}{2})}{D(r, \frac{\pi}{2}) \cdot G(r, \theta)} \quad (2.6)$$

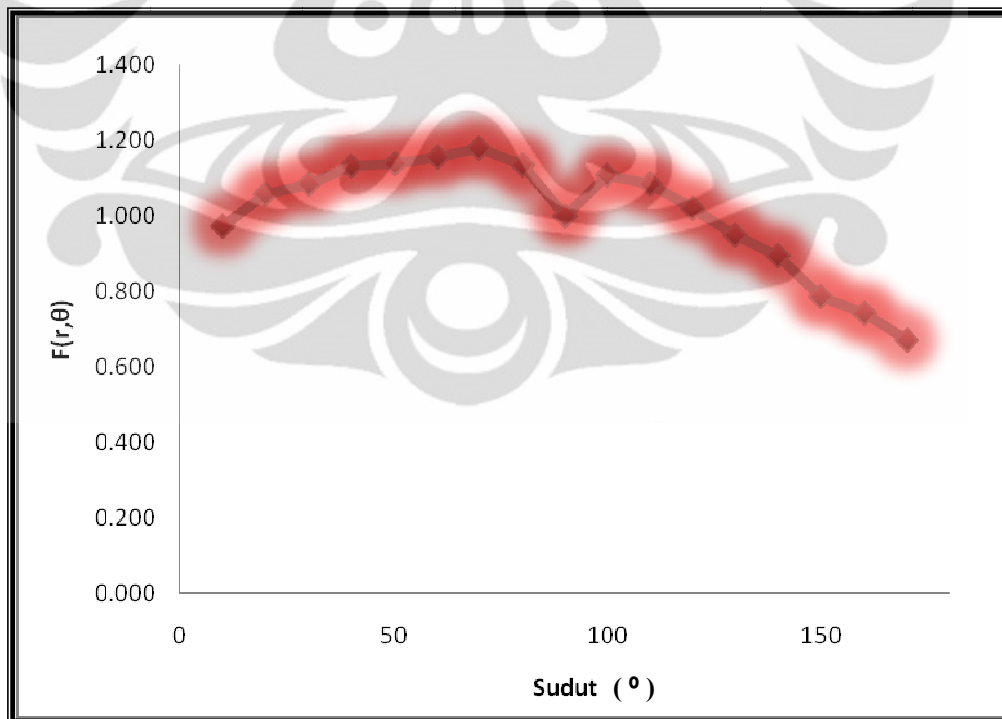
Dimana :

- $F(r,\theta)$  : Fungsi anisotropi
- $D(r,\theta)$  : Dosis pada jarak  $r$  dengan sudut  $\theta$  dari sumber
- $D(r, \frac{\pi}{2})$  : Dosis pada jarak  $r$  dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $G(r, \frac{\pi}{2})$  : Faktor geometri pada jarak  $r$  dengan sudut  $90^\circ$  dari sumber
- $G(r,\theta)$  : Faktor geometri pada jarak  $r$  dengan sudut  $\theta$  dari sumber.

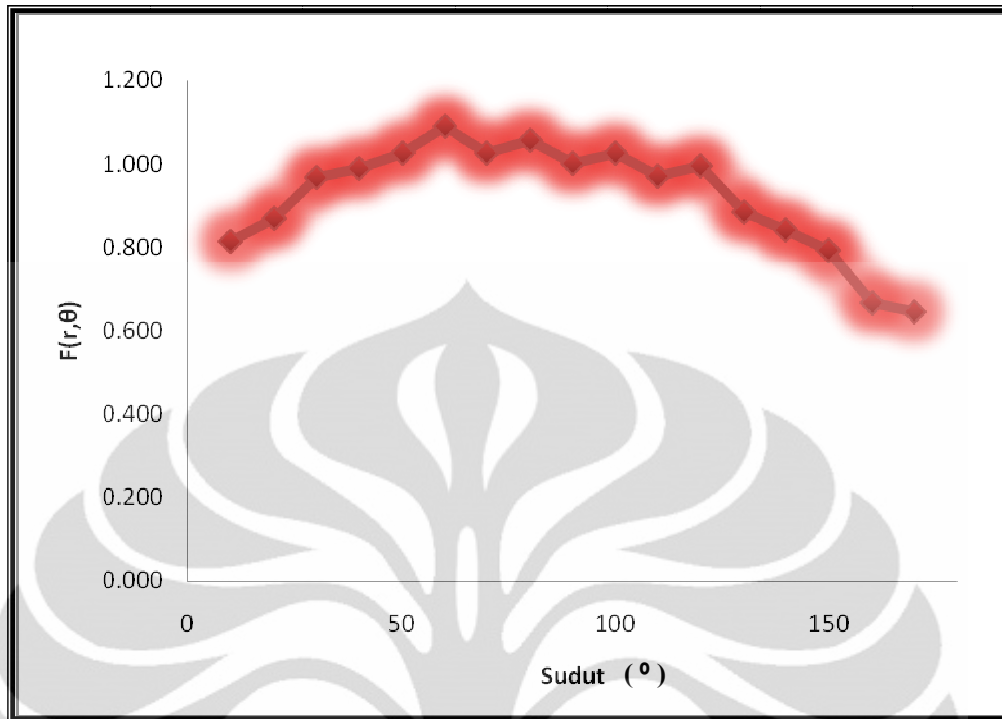




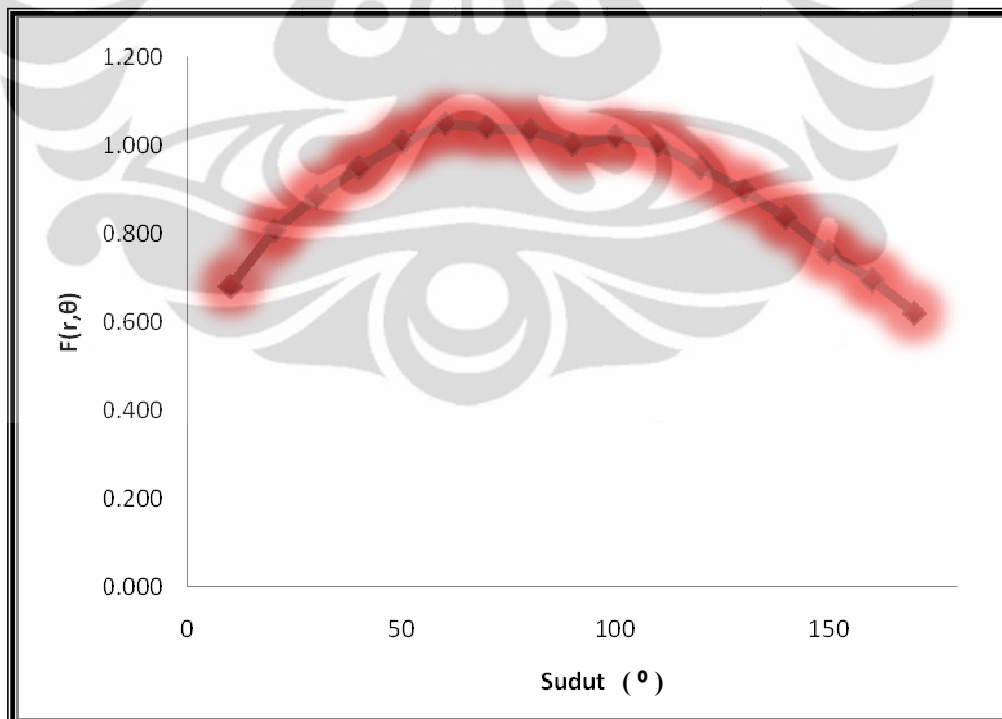
Gambar 4.10 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 0.5 cm



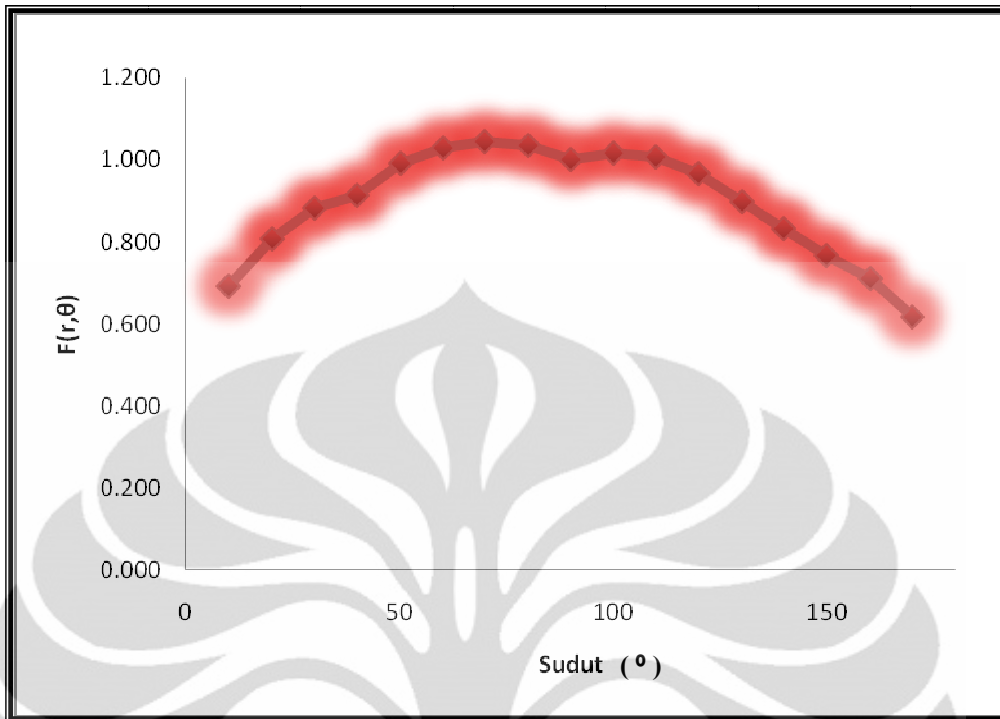
Gambar 4.11 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 1 cm



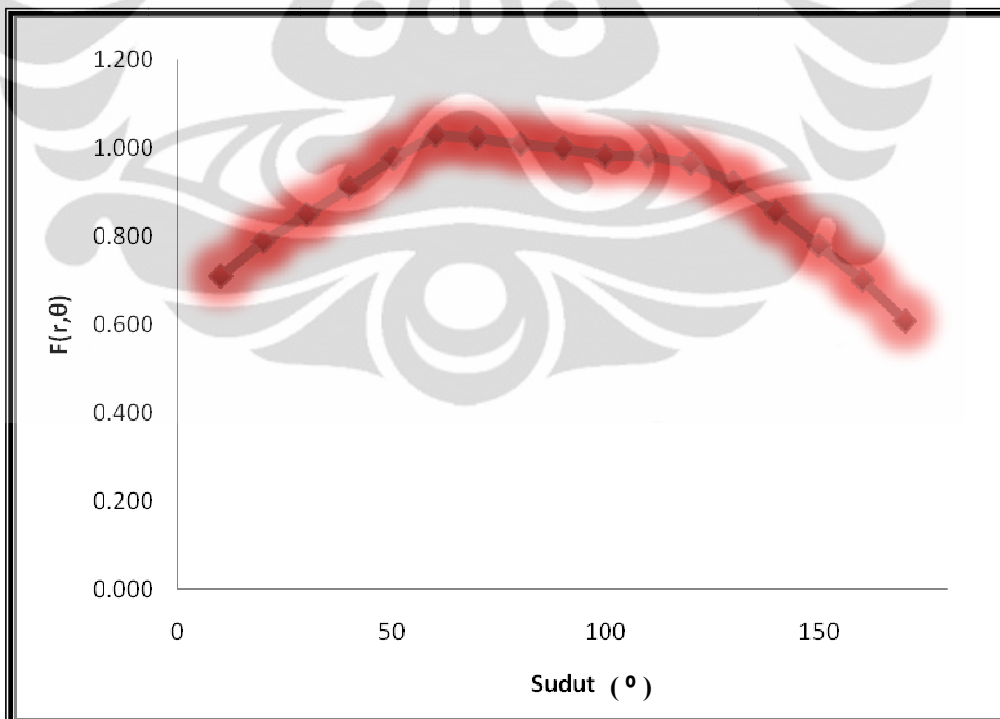
Gambar 4.12 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 1.5 cm



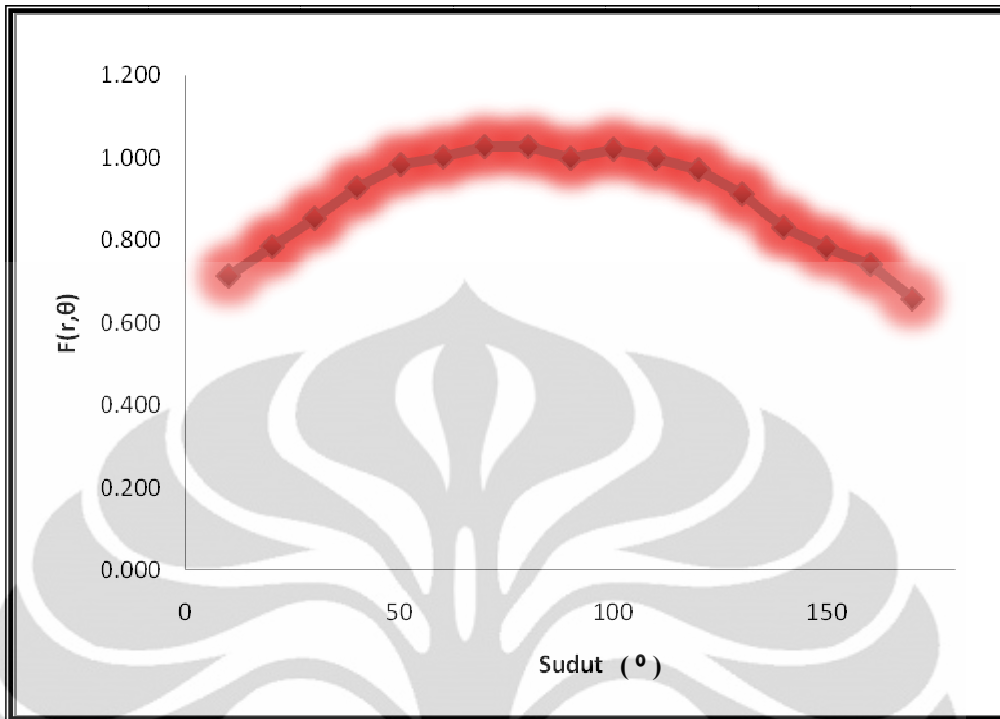
Gambar 4.13 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 2 cm



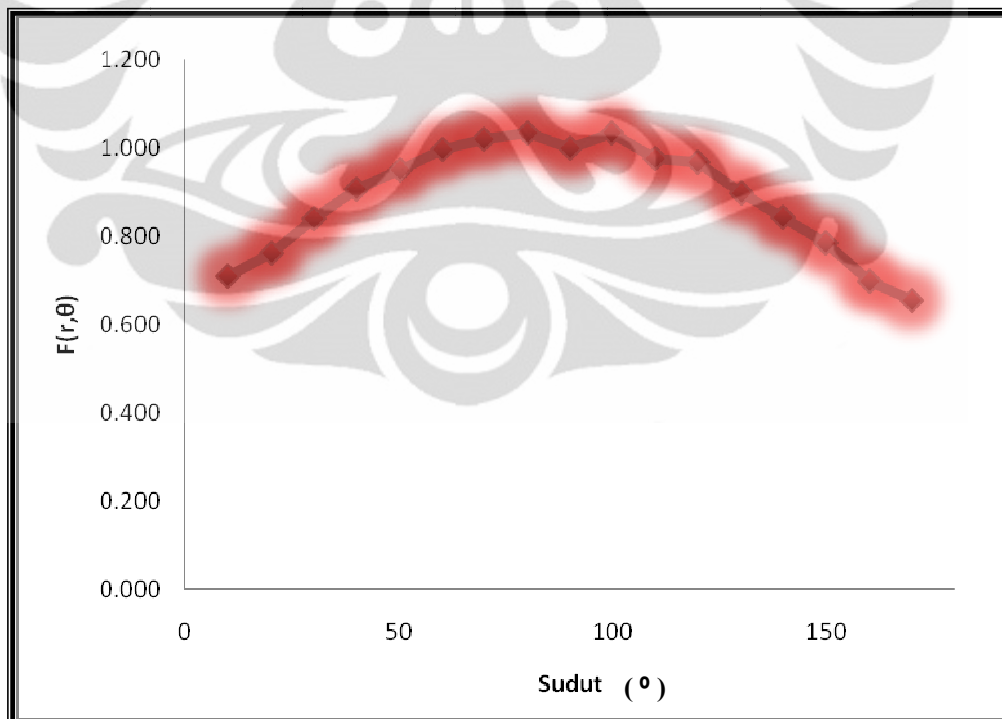
Gambar 4.14 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 2.5 cm



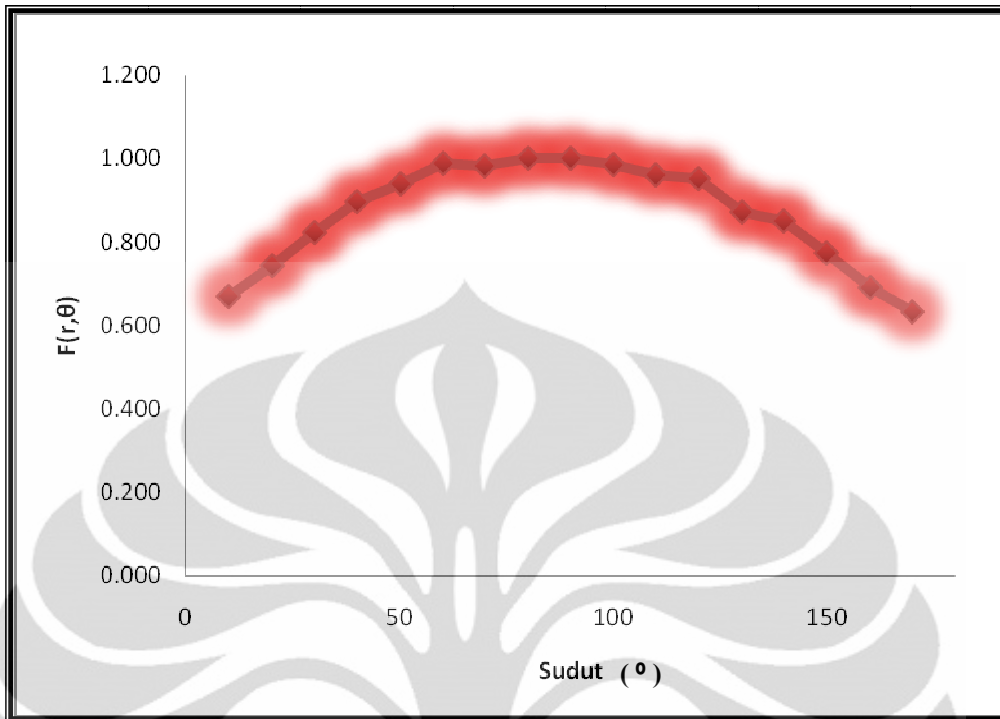
Gambar 4.15 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 3 cm



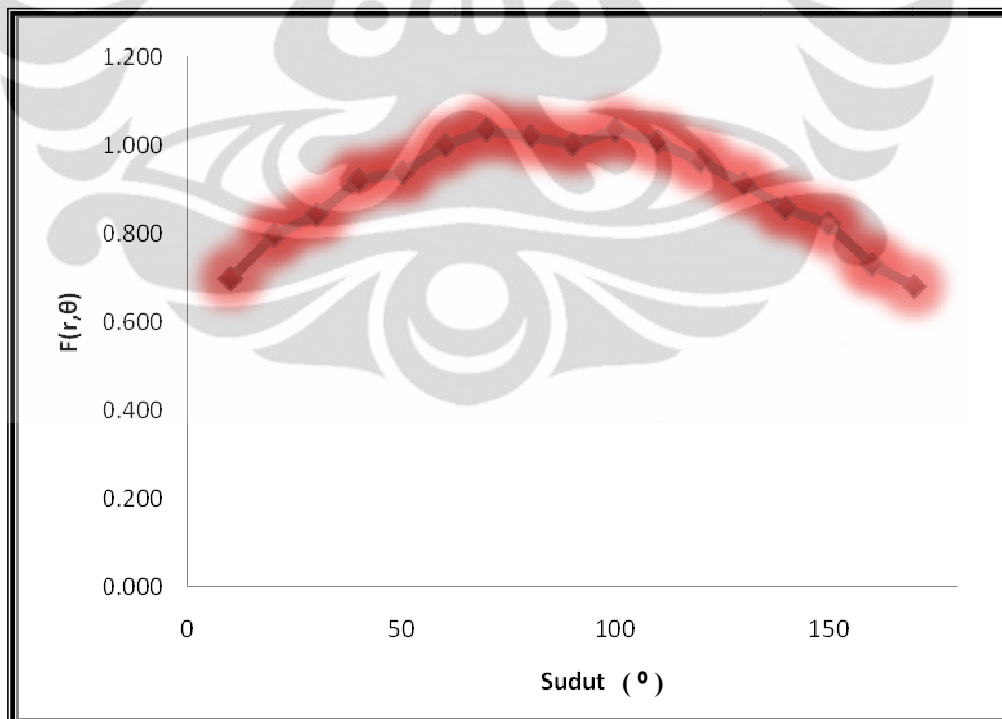
Gambar 4.16 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 3.5 cm



Gambar 4.17 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 4 cm

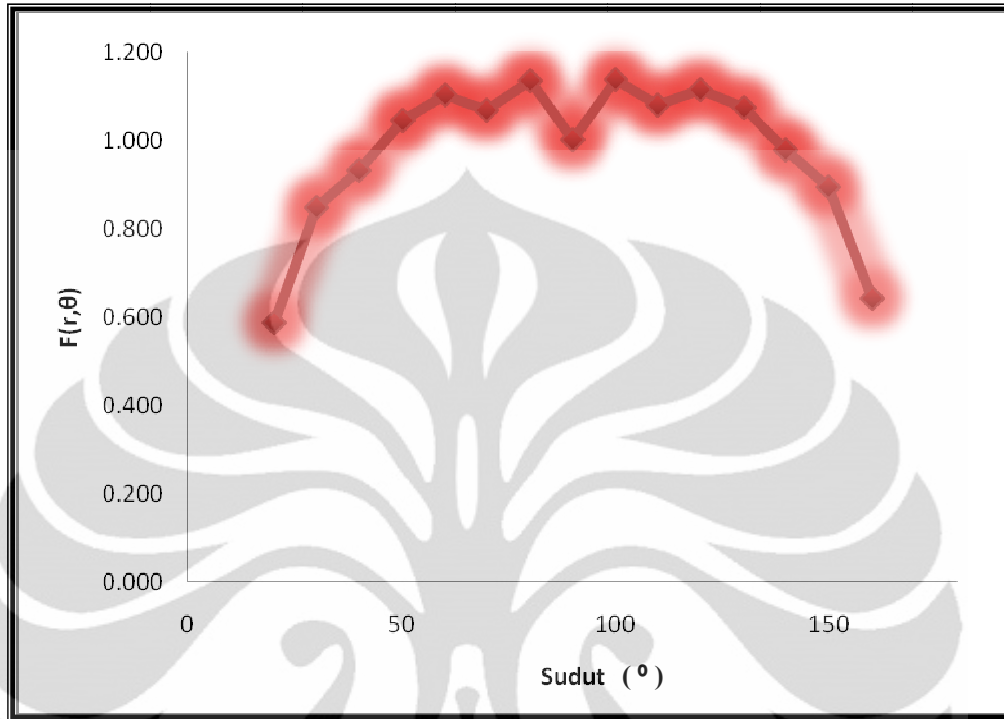


Gambar 4.18 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 4.5 cm

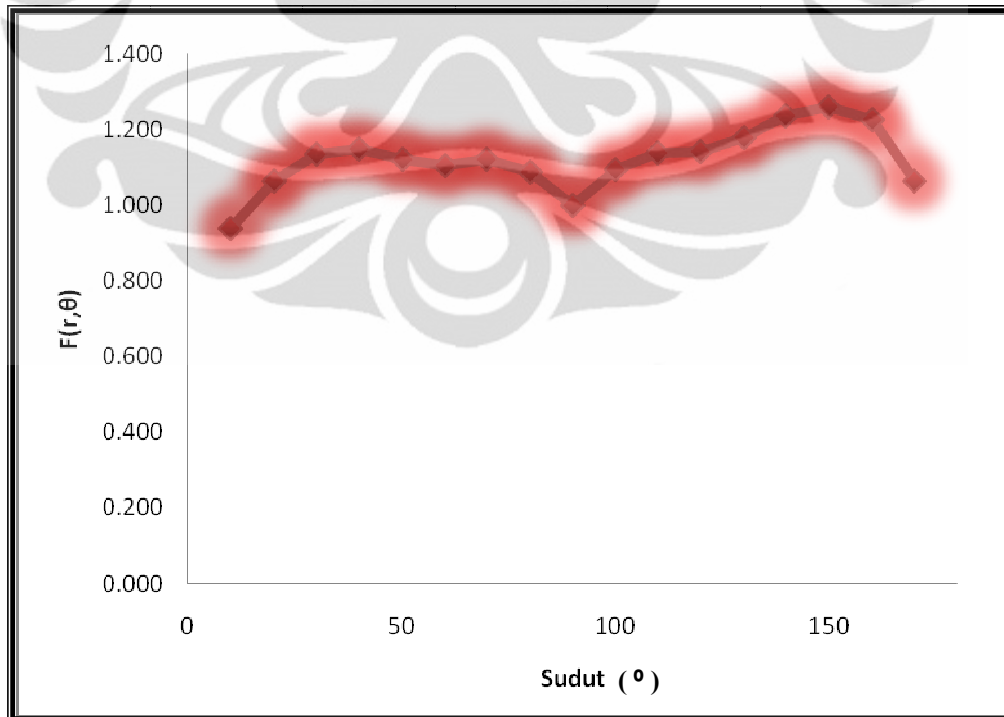


Gambar 4.19 Fungsi anisotropi pada medium udara pada jarak 5 cm

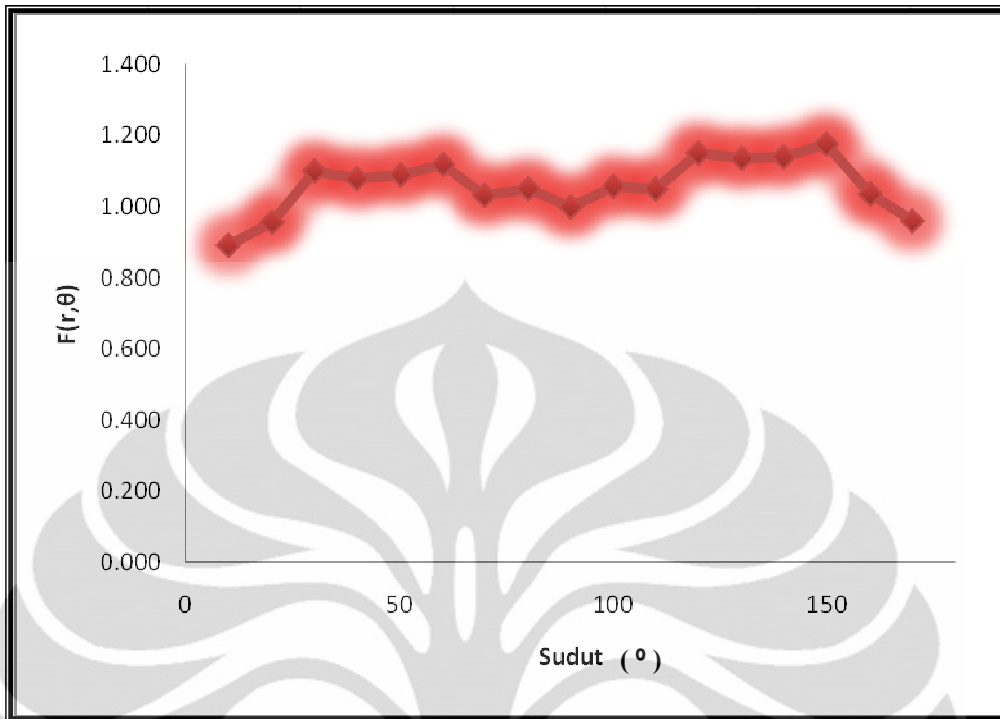
Hasil percobaan pada medium udara ditunjukkan pada gambar 4.10 sampai 4.19. Sedangkan hasil percobaan pada medium air ditunjukkan pada gambar 4.20 sampai 4.29.



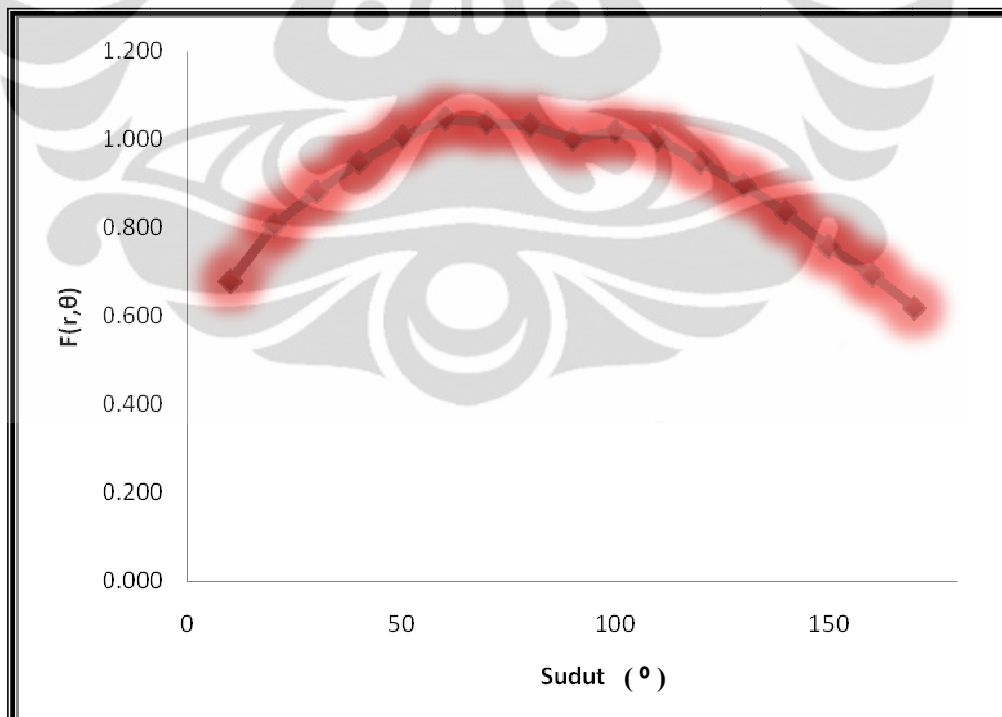
Gambar 4.20 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 0.5 cm



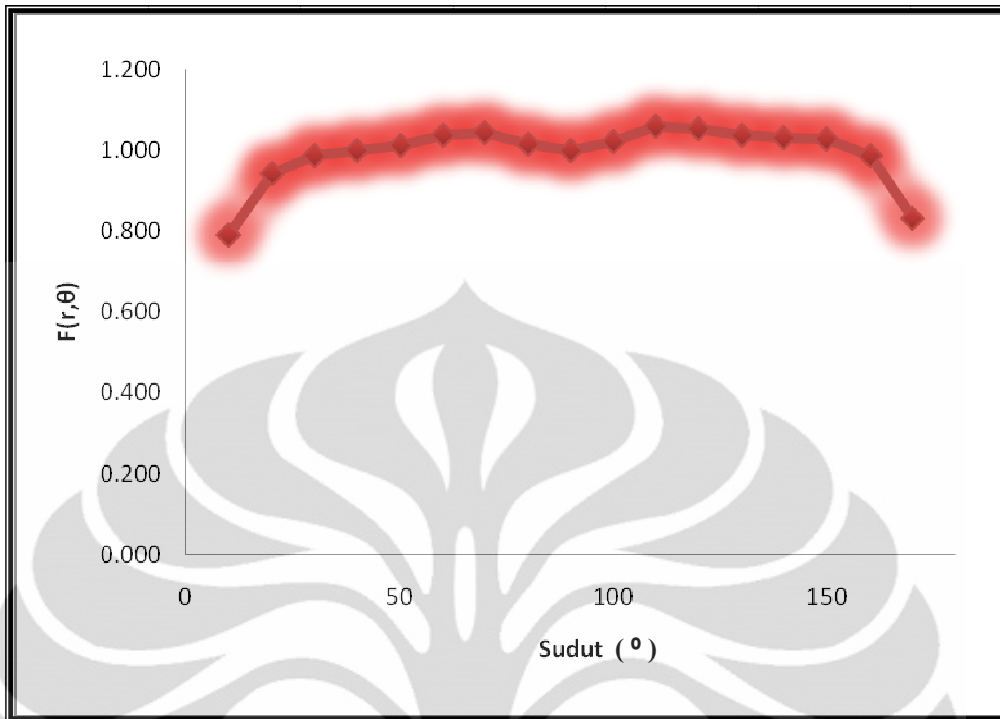
Gambar 4.21 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 1 cm



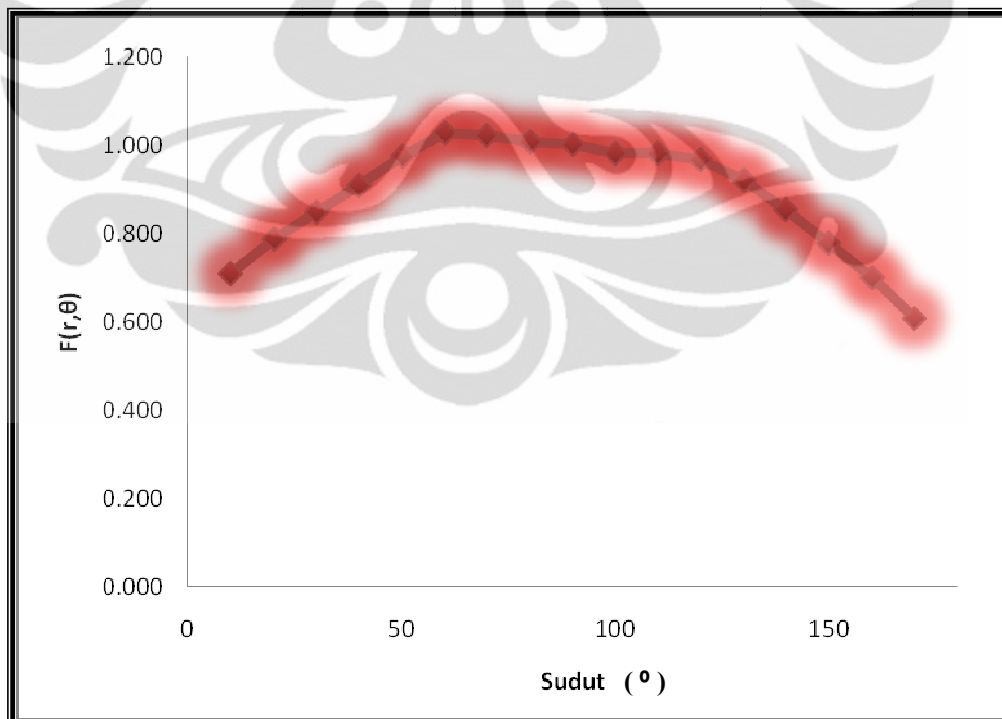
Gambar 4.22 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 1.5 cm



Gambar 4.23 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 2 cm

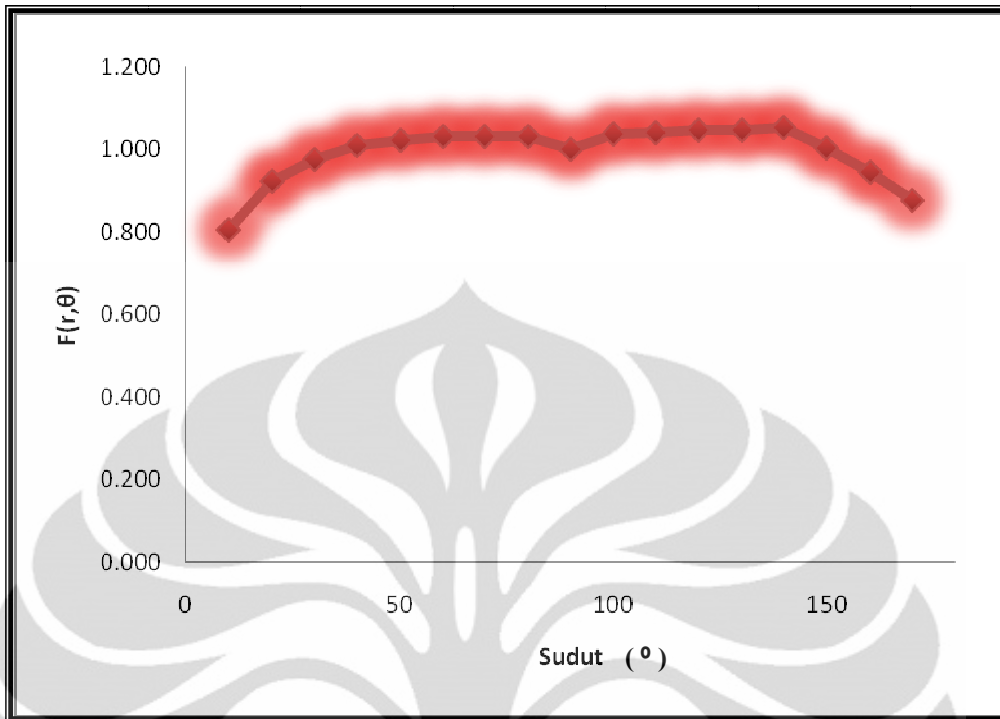


Gambar 4.24 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 2.5 cm

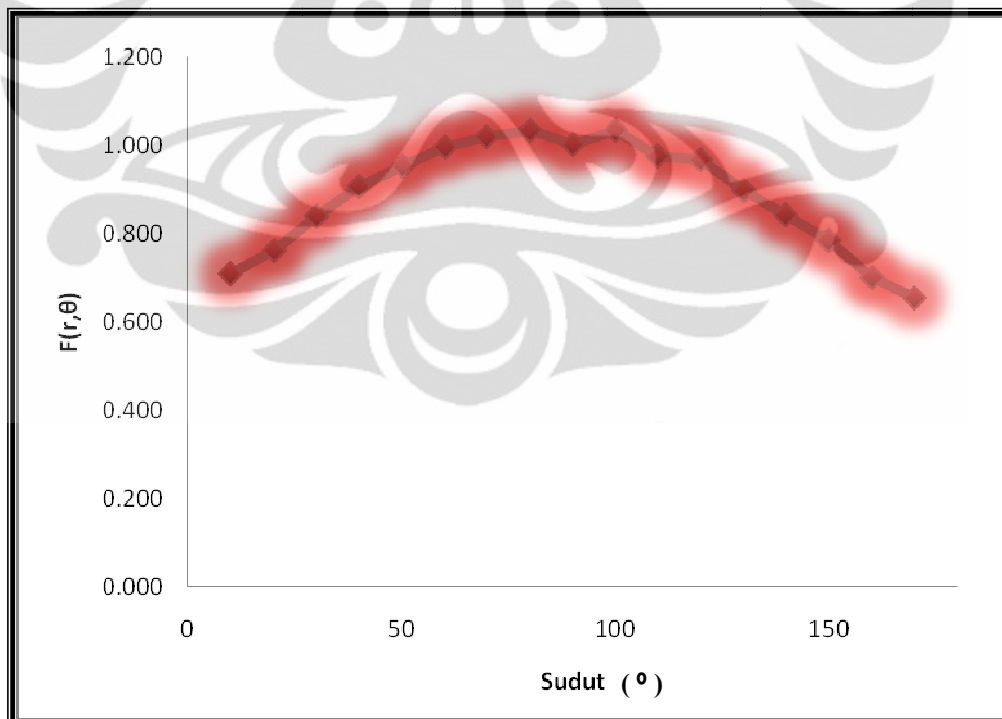


Gambar 4.25 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 3 cm

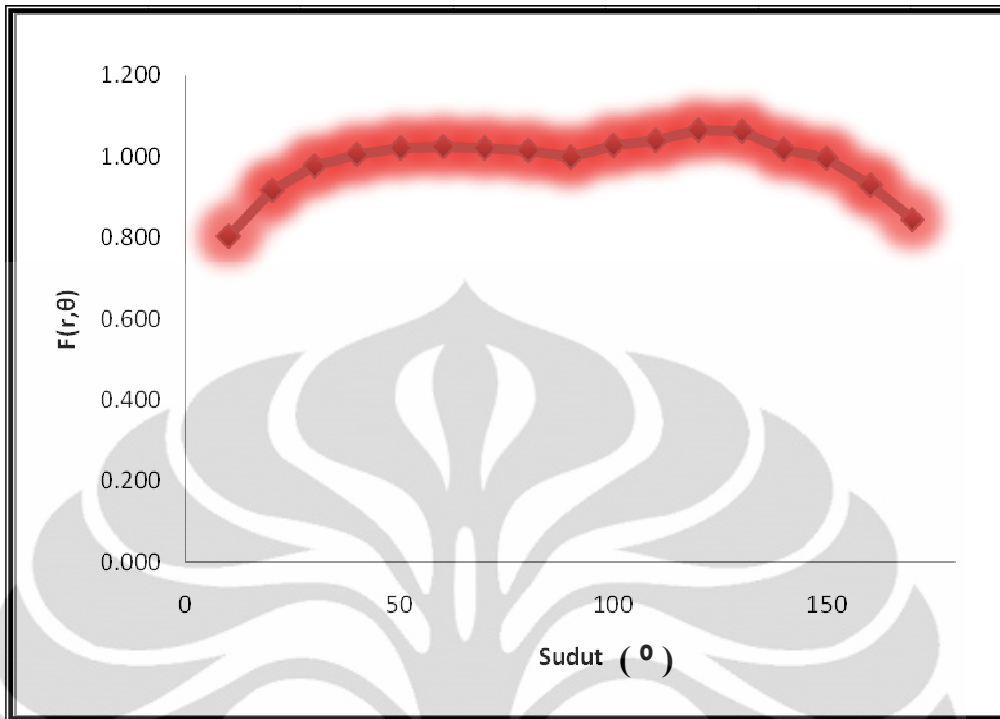




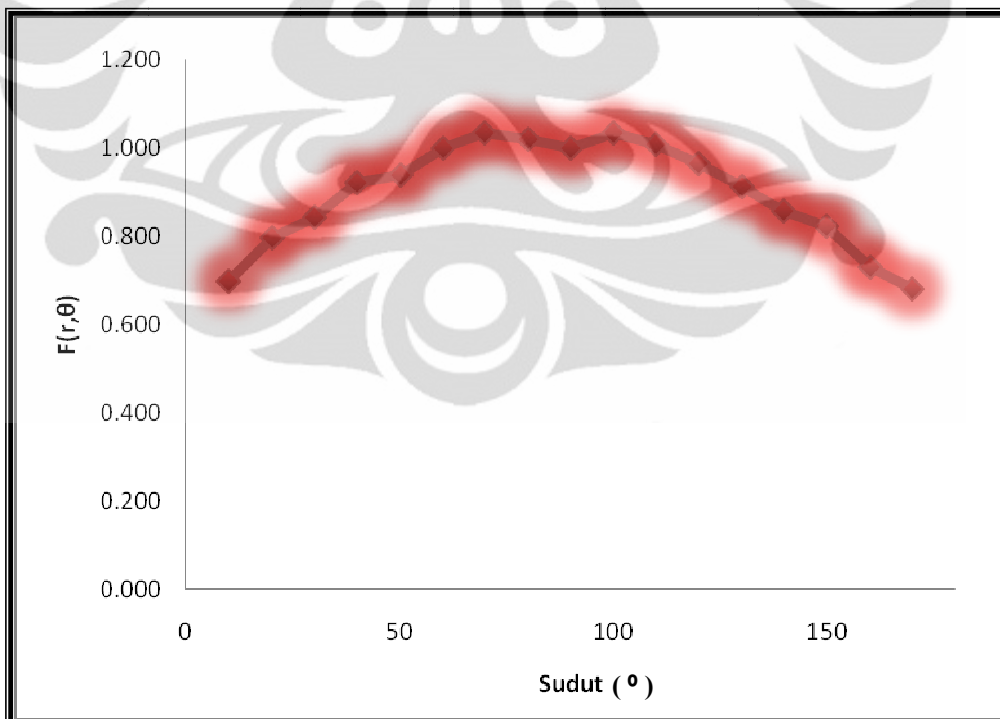
Gambar 4.26 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 3.5 cm



Gambar 4.27 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 4 cm



Gambar 4.28 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 4.5 cm



Gambar 4.29 Fungsi anisotropi pada medium air pada jarak 5 cm

Dari hasil tersebut menunjukkan bahwa efek serap maupun efek hamburan akan bernilai paling tinggi pada sumbu radial. Hal ini sesuai dengan teori faktor geometri. Dimensi sumber yang memiliki panjang aktif 1 cm memperlihatkan nilai  $F(r,\theta)$  baru akan mendekati ideal sumber berupa titik pada posisi semakin jauh dari sumber yaitu sekitar 2 cm dari sumber. Hal ini juga berkaitan dengan geometri dimana untuk sudut perspektif tertentu, sumber yang memiliki dimensi garis akan diproyeksikan semakin kecil mendekati titik. Pada jarak 5 cm dari sumber, kurva fungsi anisotropi terlihat curam, padahal seharusnya kurva akan terlihat semakin landai mendekati rata pada jarak yang semakin jauh dari sumber. Hal ini dikarenakan keterbatasan data simulasi yang hanya sampai jarak 5 cm sehingga data hasil interpolasi yang diperoleh pada jarak tersebut tidak presisi.

Fungsi anisotropi merupakan pendekatan secara matematis yang bergantung pada geometri sumber, sudut-sudut perspektif terhadap ujung-ujung sumber, dan koreksi *isodose*. Jadi formulasi AAPM TG-43 dapat mengoreksi pengukuran di udara sehingga ekuivalen dengan pengukuran di air (konstanta laju dosis), koreksi geometri sumber (faktor geometri dan fungsi anisotropi), koreksi *isodose* (fungsi anisotropi), dan koreksi *isodose* pada sumbu  $90^\circ$  (fungsi dosis radial).

## BAB V PENUTUP

### 5.1 Kesimpulan

Dalam radioterapi diperlukan dosimetri radiasi, perencanaan terapi, dan pelaksanaan terapi yang tepat dan akurat dikarenakan berkaitan dengan hasil yang diharapkan, yaitu menghilangkan penyakit maligna tanpa memberikan efek negatif terhadap jaringan sehat di sekitarnya. Pada penelitian ini, penulis melakukan simulasi dosimetri brakiterapi LDR dengan menggunakan sumber Ir-192 buatan BATAN dibantu program EGS/BEAMnrc dengan metode Monte Carlo. Dari simulasi dosimetri yang diperoleh dapat disimpulkan :

1. Diperoleh Konstanta Laju Dosis ( $\Lambda$ ) sebesar  $1.7659 \text{ cGy h}^{-1} \text{ U}^{-1}$  yang merupakan koreksi pengukuran di udara sehingga ekuivalen dengan pengukuran di air.
2. Faktor Geometri  $G(r,\theta)$  merupakan koreksi geometri sumber. Kurva faktor geometri akan semakin mendatar mendekati sumbu horizontal pada jarak  $r$  yang semakin besar.
3. Fungsi Anisotropi  $F(r,\theta)$  merupakan koreksi geometri sumber dan koreksi *isodose*. Kurva fungsi anisotropi akan semakin mendatar mendekati sumbu horizontal pada jarak  $r$  yang semakin besar. Bentuk kurva fungsi anisotropi berlawanan dengan bentuk kurva faktor geometri.
4. Bentuk kurva isodosis udara dan air pada jarak dekat dengan sumber berbeda, namun hampir sama pada jarak jauh dengan sumber.
5. Kurva isodosis pada medium udara dan air hampir sama. Pengaruh terbesar medium udara dan air terhadap kurva isodosis dan nilai fungsi anisotropi sumber pada setiap sudut terjadi pada jarak kurang 1 cm kebawah.

### 5.2 Saran

Untuk meningkatkan laju dosis sumber radiasi, maka disarankan meningkatkan aktivitas sumber dan untuk mendapatkan hasil simulasi yang lebih baik, disarankan menggunakan histori yang lebih tinggi ( $> 500$  juta histori), memperkecil area pengukuran, meningkatkan jumlah partikel, menggunakan komputer dengan kapasitas memori lebih tinggi dan mencoba menggunakan sistem operasi LINUX.

## DAFTAR PUSTAKA

1. *Dosimetry of interstitial brachytherapy sources : Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Comitee Task Group No. 43.*
2. *Update of AAPM Task Group No.43 Report : A Revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculations.*
3. *BrachyPLAN 2.6 User's Guide and Tutorial*, sonoTECH GmbH, 2010.
4. Andrian Rifki, *Dosimetri Sumber Iridium-192 LDR Brakiterapi pada Medium Air dan Udara Menggunakan Film Gafchromic EBT 2 dengan Protokol AAPM TG-43*. Skripsi S-1 Reguler, Universitas Indonesia, 2010
5. Johns HE and Cunningham JR, *The Physics of Radiology 4th Edition*. Charles C Thomas Publisher, 1983.
6. Milvita Dian, *Dosimetri Sumber Iridium-192 Bentuk Singlepin dengan Metode Monte Carlo*, Skripsi S-2 Pasca Sarjana, 2004
7. B.Podgorsak, *Review Radiation Oncology Physics : A handbook for Teacher and Students*. IAEA Publishing, 2003.
8. Aisah Siti, *Penentuan Karakteristik Kuat Kerma dan Konstanta Laju Dosis Sumber Ir-192 mHDR Menggunakan Metode Monte Carlo dan Eksperimen*. Skripsi S-1 Reguler, Universitas Indonesia, 2010.
9. Khan,M.F. *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincot Williams and Wilkins, USA, 3rd edition, 2003.
10. Rogers D.W.O. *Monte Carlo Techniques in Radiotherapy*. Medical Physics Special Issue, 2002, vol 58.