



UNIVERSITAS INDONESIA

**PENENTUAN FUNGSI GEOMETRI DAN FUNGSI ANISOTROPI
PADA SUMBER BRAKITERAPI MENGGUNAKAN
MICROSELECTRON HDR Ir-192**

SKRIPSI

Bondan Dwisetyo

0305020209

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



UNIVERSITAS INDONESIA

**PENENTUAN FUNGSI GEOMETRI DAN FUNGSI ANISOTROPI
PADA SUMBER BRAKITERAPI MENGGUNAKAN
MICROSELECTRON HDR Ir-192**

SKRIPSI

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Strata Satu Fisika**

Bondan Dwisetyo

0305020209

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI FISIKA
PEMINATAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
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 : Bondan Dwisetyo

NPM : 0305020209

Tanda Tangan :

Tanggal : 16 Juni 2010

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Bondan Dwisetyo
NPM : 0305020209
Program Studi : Fisika Medis dan Biofisika
Judul Skripsi : Penentuan Fungsi Geometri dan Fungsi Anisotropi pada Sumber Brakiterapi Menggunakan Microselectron HDR Ir-192

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 : Dwi Seno Kuncoro, M.Si.

Pembimbing : Alimuddin, M.Si.

Penguji : Prof. Dr. Djarwani

Penguji : Kristina Tri Wigati, M.Si

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 16 Juni 2010

KATA PENGANTAR

Bismillahirrahmanirrahim

Alhamdulillah rabbi'l'aalamiin. Segala puji syukur hanya kepada Allah SWT, Yang Maha Pengasih, yang selalu memberikan anugrah terindahannya kepada penulis dan telah menuntun penulis dalam menyelesaikan skripsi ini dengan baik. Shalawat dan salam kerinduan kepada sebaik – baik teladan Rasulullah SAW beserta keluarga dan sahabatnya.

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 setulus - tulusnya kepada:

1. Kedua orang tua penulis, yang telah mendidik penulis dengan sangat istimewa. Terima kasih atas kepercayaan dan do'a tiada henti yang kalian berikan.
2. Heru Prasetyo, M.Si 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. Dwi Seno Kuncoro, M.Si dan Alimuddin, M.Si selaku dosen pembimbing atas bantuan, bimbingan, saran, motivasi dan masukan-masukannya selama pelaksanaan tugas akhir ini.
4. Prof. Dr. Djarwani.S.S dan Kristina Tri Wigati, M.Si selaku dosen penguji atas kritik, saran dan masukan-masukannya selama proses pelaksanaan tugas akhir ini.
5. Seluruh staf pengajar Fisika Medis dan Biofisika atas segala ilmu yang telah disampaikan serta bimbingan dan semangat yang telah diberikan kepada penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

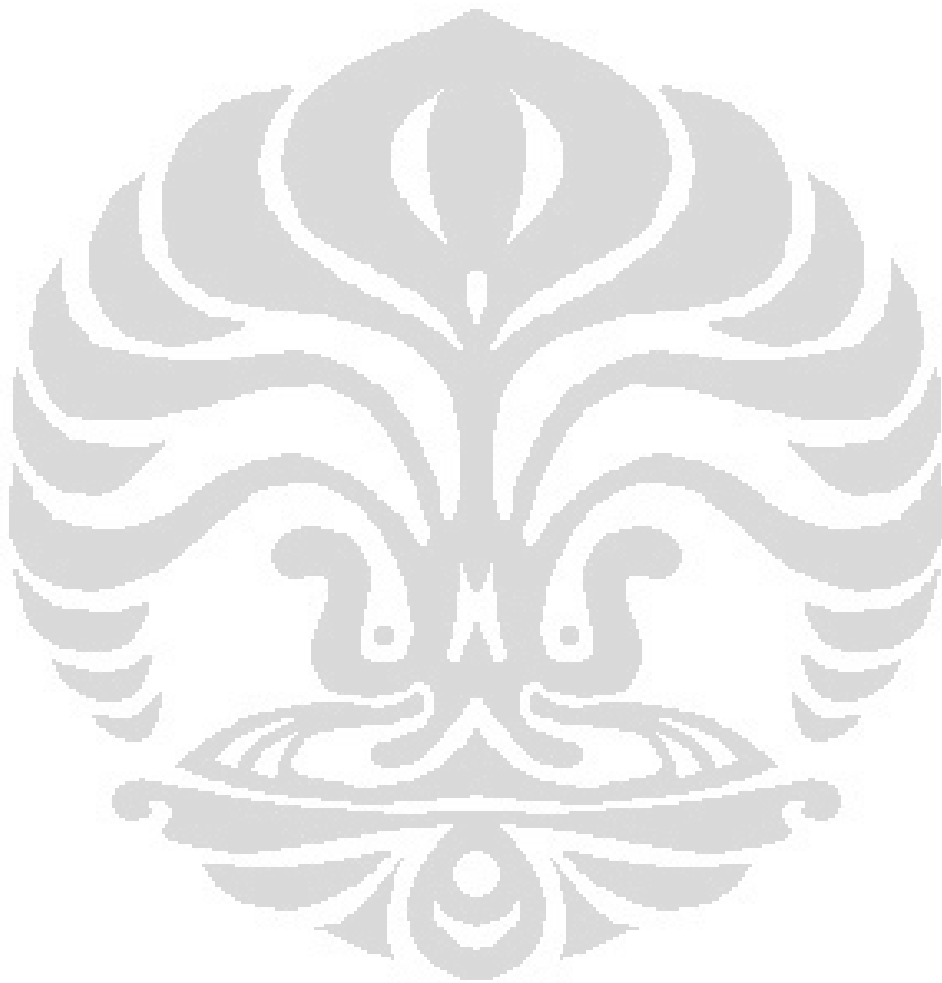
6. Seluruh dosen dan karyawan Departemen Fisika atas segala ilmu dan bantuan teknis yang penulis peroleh selama menjadi mahasiswa Fisika UI.
7. The Blood Brothers (Dhimaz and Anshary) atas do'a, spirit, dan semua hal yang telah diberikan kepada penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
8. Rekan-rekan seperjuangan skripsi fisika medis dan biofisika : Rifki, Margo, Fadli, Koko, Ira, Icha-05, Kuple, Dika, Puspus, Icha-06, Mursi and Richard.
9. Rekan-rekan fisika medis dan biofisika angkatan 2006 dan 2007, untuk bantuannya selama kuliah bersama.
10. Rekan-rekan seperjuangan fisika angkatan 2005. Terima kasih telah menjadi teman dan sahabat 'belajar' penulis selama 5 tahun ini.
11. Para pendahulu fisika 2005 : Almushfi, Nendar, Surya, Moku, Mba Tiwi, Nurma, Dian, Lia, Ninik, Mumu dan Pamuji atas ilmu, fasilitas, bantuan serta masukan-masukannya selama pelaksanaan tugas akhir ini.
12. Para penghuni workshop fisika yang selalu memberikan keceriaan, spirit, dan dukungan bagi penulis : Alm. Fanny, Kholidin, Fandy, Imam, Indra, Dedy, Eno, Mela, Hafiz, Taqwa, Munthe, The USLS dan semua yang pernah mampir dan nginep di workshop.
13. Rekan-rekan kukusan teknik : Eko, Hendry, Hary, Yoga, Swara, Bonggas, dan Fajar atas segala fasilitas yang telah diberikan kepada penulis.
14. Terima kasih untuk semua pribadi yang secara sadar ataupun tidak, telah menjadi 'pembimbing' dalam kehidupan penulis. Semoga Allah mengganjar setiap keikhlasan dari setiap amal shaleh kalian.

Dengan segala kerendahan hati, penulis masih menyadari bahwa masih banyak kekurangan dalam penulisan tugas akhir ini. Oleh sebab itu, penulis sangat 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 dan disempurnakan agar lebih bermanfaat untuk kepentingan orang banyak.

Depok, 14 Mei 2010

Penulis



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

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

Nama : Bondan Dwisetoyo
NPM : 0305020209
Program Studi : Fisika Medis dan Biofisika
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu pengetahuan Alam
Jenis karya : Skripsi

demikian 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 :

**PENENTUAN FUNGSI GEOMETRI DAN FUNGSI ANISOTROPI PADA
SUMBER BRAKITERAPI MENGGUNAKAN MICROSELECTRON HDR
Ir-192**

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 : Depok
Pada tanggal : 16 Juni 2010

Yang menyatakan

(Bondan Dwisetoyo)

Nama : Bondan Dwisetyo

Program studi : Fisika

Judul skripsi : Penentuan Fungsi Geometri dan Fungsi Anisotropi Pada Sumber
Brakiterapi Menggunakan Microselectron HDR Ir-192

ABSTRAK

Distribusi dosis yang dihasilkan oleh sumber Ir-192 dengan laju dosis tinggi (HDR) merupakan anisotropi yang tak terpisahkan akibat *self-absorption* oleh inti sumber kerapatan tinggi (high-density source core), filtrasi oblique oleh kapsul sumber dan ketidaksimetrian geometri dari kapsul sumber. Untuk menghitung distribusi dosis anisotropi sumber brakiterapi, AAPM TG-43 telah memasukkan fungsi anisotropi dua dimensi pada perumusan kalkulasi dosis. Film gafchromic EBT 2 digunakan untuk mengukur fungsi anisotropi untuk microselectron HDR sumber Ir-192. Proses radiasi dilakukan dengan menempelkan film gafchromic ke aplikator selama 30 detik pada medium udara, dan 35 detik pada medium air. Film Gafchromic kemudian discan untuk mendapatkan nilai pixel. Nilai pixel akan dikalibrasi ke dalam nilai dosis. Distribusi dosis yang telah didapatkan, dapat digunakan untuk mencari nilai fungsi geometri dan fungsi anisotropi. Penentuan fungsi geometri dan anisotropi ditentukan berdasarkan parameter dosimetri AAPM-TG 43.

Kata kunci : Brakiterapi, HDR, film gafchromic EBT2 ,fungsi geometri, fungsi anisotropi, dosimetri AAPM-TG 43

Name : Bondan Dwisetyo

Program study : Physics

Title of essay : Determination of Geometry Function and Anisotropy Function on
Brachytherapy Source Using Microselectron HDR Ir-192

ABSTRACT

The dose distribution produced by the high-dose-rate (HDR) Ir-192 source is inherently anisotropic due to self-absorption by the high-density source core, oblique filtration by the source capsule and the asymmetric geometry of the source capsule. To account for the dose distribution anisotropy of brachytherapy sources, AAPM Task Group No 43 has included a two-dimensional anisotropy function in the recommended dose calculation formalism. Gafchromic EBT 2 radiochromic film was used to measure anisotropy function for microSelectron HDR 192 Ir source. Radiation processes carried out by gluing the film to the applicator for 30 seconds in the air medium, and 35 sec 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 geometry function and anisotropy values. Geometry function and anisotropy function can be determined on dosimetry parameters AAPM TG-43.

Kata kunci : Brachytherapy, HDR, gafchromic film EBT 2, geometry function, anisotropy function, dosimetry of AAPM-TG 43

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH.....	vii
ABSTRAK	viii
ABSTRACT.....	ix
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiv
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang Masalah.....	1
1.2 Tujuan Penelitian	2
1.3 Pembatasan Masalah	2
1.5 Metodologi Penelitian.....	2
1.6 Sistematika Penulisan	3
BAB II TEORI DASAR.....	5
2.1 Pendahuluan	5
2.2 Brakiterapi.....	5
2.3 Sumber Brakiterapi	6
2.4 Sumber Iridium192	7
2.5 Kerma.....	8
2.6 Dosis Serap	8
2.7 Interaksi Foton dengan Materi	9
2.7.1 Absorpsi Fotolistrik.....	9
2.7.2 Hamburan Klasik Koheren.....	10
2.7.3 Hamburan Compton.....	11
2.7.4 Produksi Pasangan	13
2.8 Dosimetri Brakiterapi Konvensional	14
2.9 Dosimetri Brakiterapi Berdasarkan AAPM-TG43	16
2.9.1 Kuat Kerma Udara	17
2.9.2 Konstanta Laju Dosis	17
2.9.3 Fungsi Geometri.....	17
2.9.4 Fungsi Dosis Radial	19
2.9.5 Fungsi Anisotropi.....	19
2.10 Film Gafchromic EBT	19
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	22
3.1 Peralatan.....	22
3.2 Kalibrasi Alat Ukur.....	22
3.3 Pemberian Tanda Pada Film Gafchromic	23
3.4 Radiasi Film dengan Ir-192.....	23
3.5 Pembacaan Film.....	25

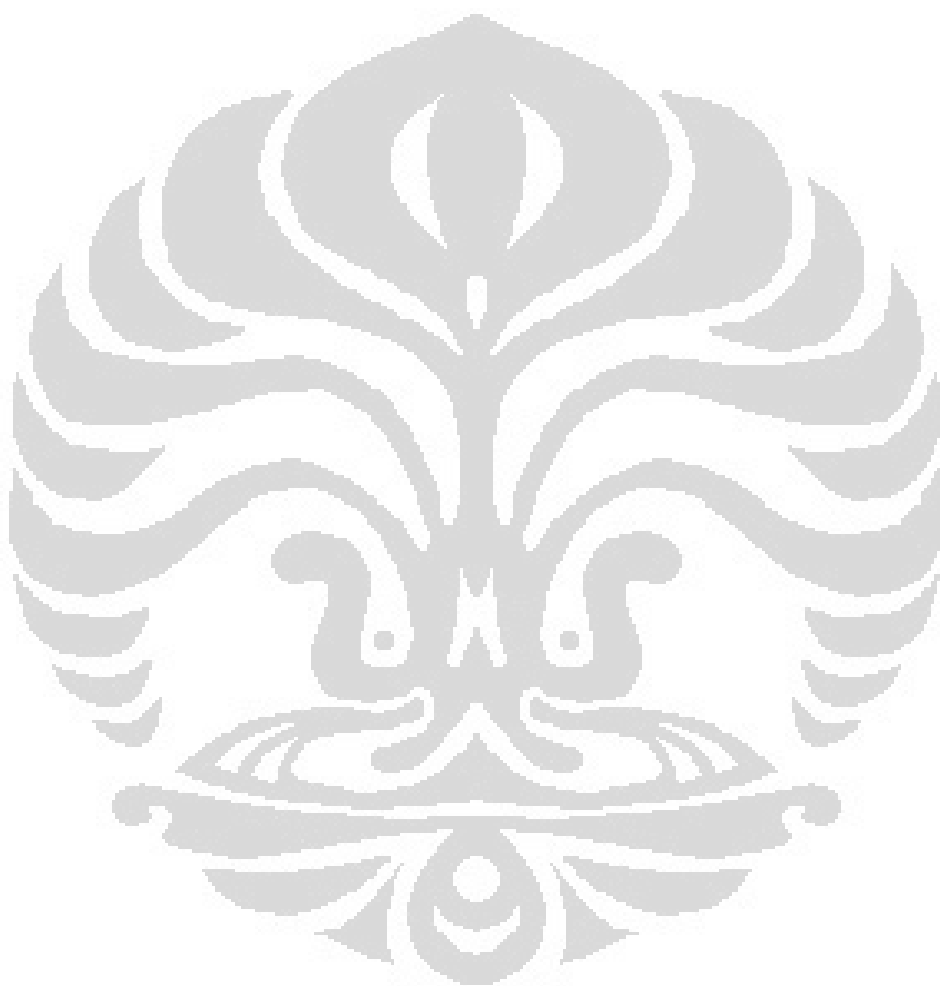
3.6 Penentuan Nilai Dosis	25
3.7 Formulasi AAPM TG-43	25
3.7.1 Penentuan Fungsi Geometri	26
3.7.2 Penentuan Fungsi Anisotropi	29
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	30
4.1 Film Gafchromic Setelah Diradiasi	30
4.2 Hasil Pembacaan Film	30
4.3 Konversi Citra Digital ke Nilai Pixel	31
4.4 Penentuan Jarak Antar Pixel	31
4.5 Konversi Nilai Pixel ke Nilai Dosis	32
4.6 Penentuan Nilai Dosis Maksimum	33
4.7 Penentuan Nilai Dosis Pada Jarak Tertentu	34
4.8 Penentuan Kurva Isodosis	34
4.9 Penentuan Fungsi Geometri dan Fungsi Anisotropi	37
4.9.1 Penentuan Fungsi Geometri	37
4.9.2 Penentuan Fungsi Anisotropi	38
BAB VI PENUTUP	45
5.1 Kesimpulan	45
5.2 Saran	45
DAFTAR ACUAN	47
LAMPIRAN	49
Lampiran A	49
Lampiran B	59
Lampiran C	63

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Bagan alur penelitian.....	3
Gambar 2.1 Dimensi Microselectron-V2 HDR Ir-192	8
Gambar 2.2 Ilustrasi proses fotolistrik.....	10
Gambar 2.3 Ilustrasi proses hamburan koheren.....	11
Gambar 2.4 Ilustrasi proses hamburan Compton.....	11
Gambar 2.5 Ilustrasi proses produksi pasangan.....	13
Gambar 2.6 Skema perhitungan dosis pada sumber garis.....	15
Gambar 2.7 Dosimetri brakiterapi AAPM-TG43	17
Gambar 2.8 Skema perhitungan nilai β dalam fungsi geometri.....	15
Gambar 3.1 Kalibrasi posisi sumber	22
Gambar 3.2 Pemberian tanda pada film.....	23
Gambar 3.3 Skema proses radiasi di fantom air	23
Gambar 3.4 Skema proses radiasi di fantom udara.....	24
Gambar 3.5 Radiasi film gafchromic di udara.....	24
Gambar 3.6 Radiasi film gafchromic pada fantom air.....	24
Gambar 3.7 Scanner Microtek 1000 xl	25
Gambar 3.9 Penentuan sudut β	27
Gambar 4.1 Film gafchromic setelah diradiasi pada medium air	30
Gambar 4.2 Citra digital film gafchromic dengan format TIFF	31
Gambar 4.3 Jarak antar pixel pada film gafchromik.....	32
Gambar 4.4 Nilai dosis maksimum digunakan sebagai sumbu koordinat	33
Gambar 4.5 Kurva isodosis pada medium udara	35
Gambar 4.6 Kurva isodosis pada medium air	35
Gambar 4.7 Kurva fungsi anisotropi terhadap θ (CLRP-TG43DB)	38
Gambar 4.8 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 0,5$ mm.....	38
Gambar 4.9 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 0,75$ mm.....	39
Gambar 4.10 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 1$ mm.....	39
Gambar 4.11 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 2$ mm.....	40
Gambar 4.12 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 3$ mm.....	40
Gambar 4.13 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 4$ mm.....	41
Gambar 4.14 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 5$ mm tian.....	41
Gambar 4.15 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 6$ mm.....	42
Gambar 4.16 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 7$ mm.....	42
Gambar 4.17 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 8$ mm.....	43

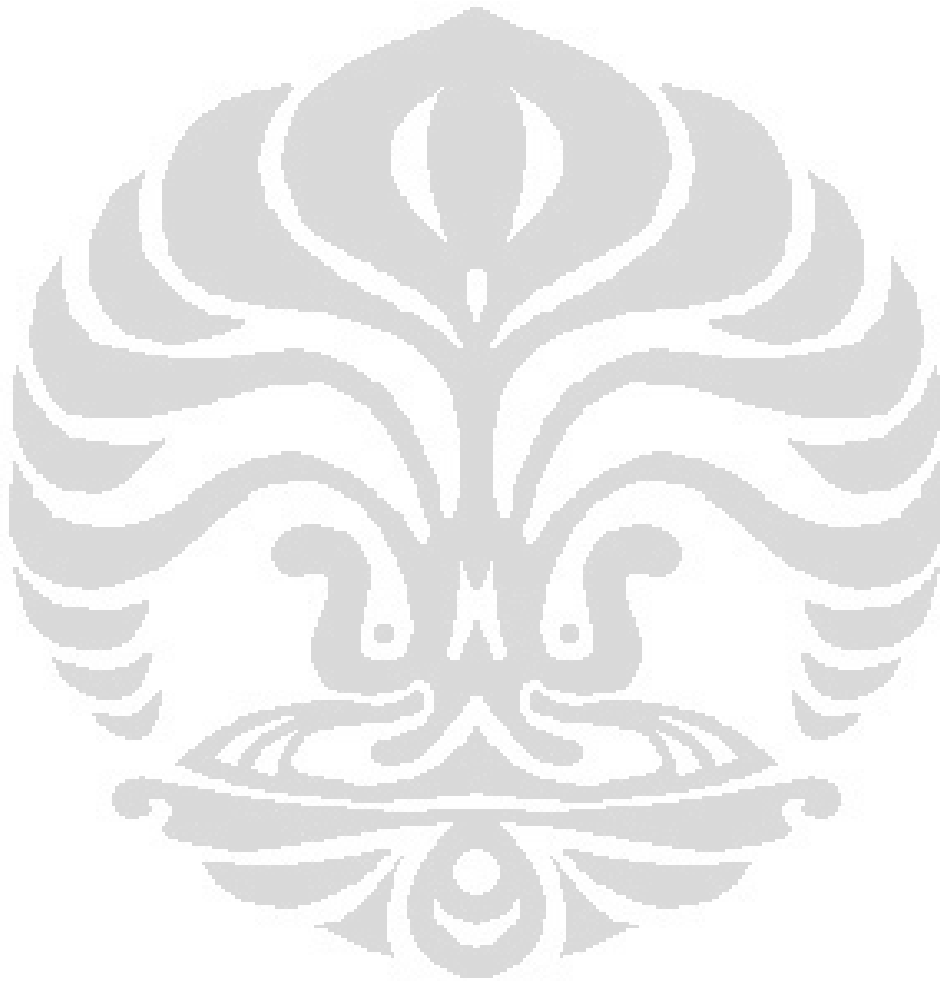
Gambar 4.18 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara
untuk $r = 9$ mm.....43

Gambar 4.19 Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara
untuk $r = 10$ mm.....44



DAFTAR TABEL

Gambar 2.1 Karakteristik Iridium-192.....	16
Gambar 2.2 Komposisi dari film Gafchromic EBT	16
Gambar 4.1 Data Kalibrasi.....	16
Gambar 4.2 Fungsi geometri pada jarak 1-10 mm dengan interval sudut 10^0	52



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Seiring dengan kemajuan teknologi di bidang kedokteran, berbagai cara telah dilakukan untuk mengobati penyakit tumor maupun kanker, salah satunya adalah radioterapi. Radioterapi merupakan suatu teknik pengobatan menggunakan radiasi pengion atau radionuklida untuk pengobatan tumor maupun kanker. Metode pengobatan radioterapi terdiri dari tiga kelompok, yaitu radioterapi eksternal (teleterapi), brakiterapi, dan radioterapi internal.

Radioterapi eksternal (teleterapi) merupakan metode pengobatan terapi menggunakan radiasi pengion atau non-pengion, dimana sumber radiasi diluar tubuh pasien (jauh dari pasien). Brakiterapi merupakan metode pengobatan terapi menggunakan radiasi tertutup pada jarak dekat. Dalam brakiterapi sumber radioaktif dimasukkan ke dalam tubuh dan kontak langsung dengan jaringan kanker, sehingga dosis radiasi dapat diberikan langsung di tempat yang dibutuhkan. Sedangkan radioterapi internal merupakan metode pengobatan terapi jarak dekat menggunakan sumber terbuka. Penelitian ini akan membahas dosimetri brakiterapi.

Perhitungan distribusi dosis pada penelitian ini mengacu pada formulasi American Association of Physicist in Medicine Task Group no. 43 (AAPM TG-43), dan parameter dosimetri sumber brakiterapi yang digunakan meliputi air kerma strength (S_k), konstanta laju dosis (Λ), fungsi geometri ($G(r,\theta)$), fungsi dosis radial ($g(r)$) dan fungsi anisotropi ($F(r,\theta)$). (Rivard et al, 2004).

Dosimeter yang digunakan pada penelitian adalah dosimeter film. Kelebihan menggunakan film sebagai dosimeter adalah resolusi pengukuran yang tinggi. Film yang digunakan yaitu film gafchromik, yang merupakan film tipe baru yang digunakan dalam dosimetri radioterapi. Film gafchromik ekuivalen dengan jaringan tubuh (9.0% hydrogen, 60.6% carbon, 11.2% nitrogen, dan 19.2% oxygen), dan berubah menjadi ungu bila terkena radiasi.

Film gafchromik berisi senyawa kimia khusus yang terpolimerisasi bila terkena radiasi, dan densitas optik film gafchromic dapat diukur dengan

densitometer khusus. Film ini tidak perlu melakukan proses pencucian, sehingga tidak membutuhkan developer ataupun penguat (Nasukha). Film gafchromic yang digunakan adalah untuk rentang terapi, dan dikategorikan sebagai dosimeter relatif. Pada penelitian ini, film gafchromik digunakan untuk mengetahui distribusi dosis setelah film terpapar radiasi, yang selanjutnya dapat ditentukan parameter-parameter dari dosimetri brakiterapi.

1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah :

- Menentukan fungsi geometri pada sumber brakhiterapi Ir-192
- Menentukan fungsi anisotropi pada sumber brakiterapi Ir-192 pada medium udara dan air

1.3 Pembatasan Masalah

Penelitian ini dibatasi pada penentuan fungsi geometri dan fungsi anisotropi pada sumber brakiterapi Ir-192 untuk pesawat brakiterapi laju dosis tinggi dengan menggunakan film gafchromic yang mengacu pada protokol AAPM TG-43.

1.4 Metodologi Penelitian

Penelitian yang dilakukan terdiri atas beberapa tahap :

1. Studi literatur

Studi literatur dilakukan untuk memperoleh informasi yang berhubungan dengan penelitian, baik melalui internet, buku, jurnal, serta penjelasan yang diberikan oleh pembimbing, mahasiswa maupun alumni yang kompeten di bidang kedokteran dan fisika medis

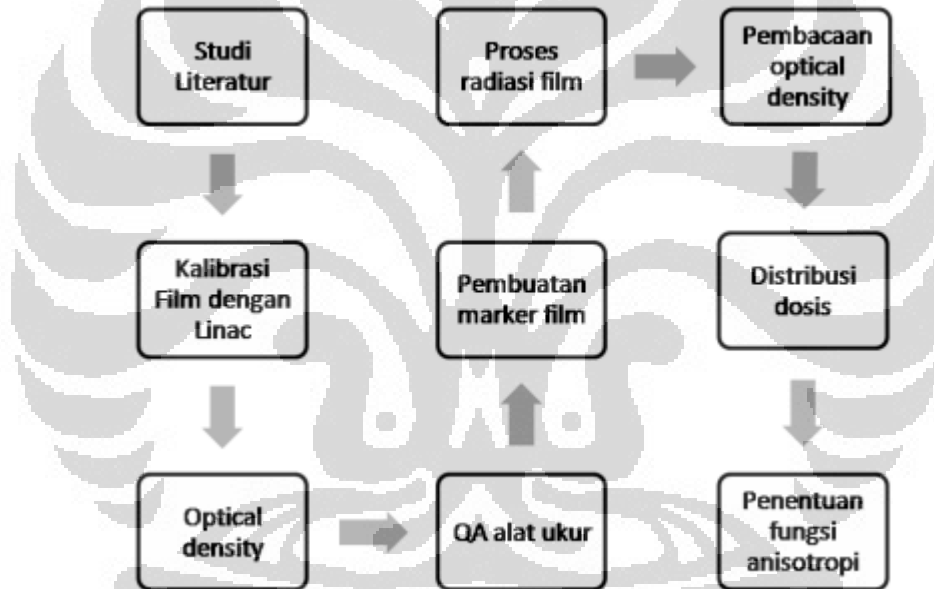
2. Radiasi film dengan Ir-192

Film gafchromic diradiasi dengan sumber Ir-192. Ada dua metode dalam proses radiasi film gafchromic dengan Ir-192, yaitu film ditempelkan pada aplikator, dan film ditempelkan pada sisi aplikator. Masing-masing metode tersebut diberi radiasi pada phantom air dan phantom udara. Setiap perlakuan akan dijadikan perbandingan dari data yang dihasilkan.

3. Pembacaan film

Film gafchromic yang telah diberikan radiasi akan menunjukkan tingkat kehitaman yang berbeda-beda. Proses pembacaan film dilakukan dengan scanner dan densitometer, yaitu mengetahui densitas optic pada tingkat kehitaman film. Setelah densitas optic diperoleh, maka dapat diketahui persebaran dosis pada jarak-jarak tertentu. Setelah mengetahui pola distribusi dosis pada film, maka dapat diperoleh fungsi geometri dan fungsi anisotropi pada sumber brakhiterapi.

Berikut ini adalah langkah-langkah skematik dalam penelitian



Gambar 1.1 Blok diagram proses penelitian

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan untuk penelitian ini terdiri dari lima bab yang secara garis besar dapat diuraikan sebagai berikut:

- Bab 1 Pendahuluan

Bab ini membahas tentang latar belakang dari penelitian, tujuan, metode yang digunakan, serta pembatasan masalah pada penelitian yang dilakukan.

- Bab 2 Teori Dasar

Bab ini membahas teori dasar yang berhubungan dengan penelitian, antara lain prinsip dasar brakiterapi, film gafchromic serta hubungannya dengan densitas dan distribusi dosis.

- Bab 3 Metodologi Penelitian

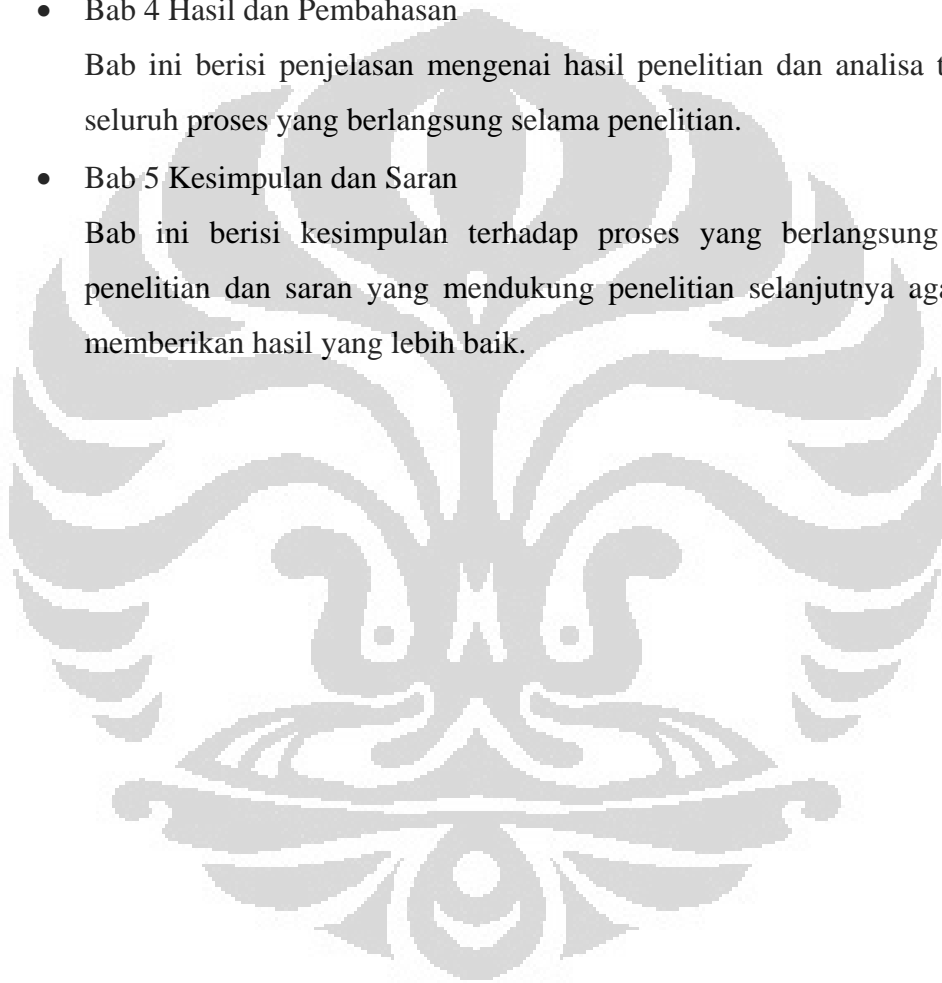
Bab ini membahas tentang langkah-langkah dari penelitian serta prosedur dalam penelitian.

- Bab 4 Hasil dan Pembahasan

Bab ini berisi penjelasan mengenai hasil penelitian dan analisa terhadap seluruh proses yang berlangsung selama penelitian.

- Bab 5 Kesimpulan dan Saran

Bab ini berisi kesimpulan terhadap proses yang berlangsung selama penelitian dan saran yang mendukung penelitian selanjutnya agar dapat memberikan hasil yang lebih baik.



BAB 2

TEORI DASAR

2.1 Pendahuluan

Teknik pengobatan kanker jarak dekat dengan menggunakan sumber radiasi tertutup atau yang dikenal brakiterapi memiliki beberapa keuntungan, diantaranya adalah dosis yang sangat tinggi disekitar volume tumor, memperhitungkan jarak disekitar jaringan sehat dan dosis yang kontinu selama keseluruhan durasi pada terapi. Radiasi yang dipancarkan dari sumber radioisotop akan terdistribusi di sekitar sumber radioisotop. Distribusi dosis disekitar suatu sumber radioisotop tersebut memiliki titik optimum dosis, dimana titik optimum tersebut merupakan titik yang paling banyak memancarkan radiasinya. Hal ini sangat penting untuk diketahui, mengingat sumber radioisotop tersebut akan diletakkan dekat dengan tumor dan juga terdapat jaringan sehat disekitarnya. Untuk mengetahui titik optimum dosis diperlukan metode untuk mempermudah perhitungan dosis pada saat perlakuan terapi, diantaranya dengan membuat suatu simulasi program kurva distribusi dosis dari sumber radioisotop atau melakukan eksperimen langsung.

2.2 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 (sealed source). (Budiyono, 2007).

Pada tahun 1901, Pierre Curie pertama kali memanfaatkan jarum mengandung radioisotop radium untuk menangani tumor di Rumah Sakit St. Louis di Paris. Secara terpisah, pada tahun 1903 Alexander Graham Bell melakukan hal yang sama. Dari percobaan ini diperoleh hasil bahwa tumor dapat mengecil setelah ke dalamnya ditusukkan jarum radium. Keberhasilan ini

merupakan awal brakiterapi. Sejalan dengan perkembangan teknologi produksi radioisotop, brakiterapi mengalami perkembangan yang pesat dengan memanfaatkan radioisotop buatan. (Meigooni, 2001)

Brakiterapi dapat dilakukan dengan menggunakan teknik-teknik yang sesuai dengan kebutuhan, diantaranya

- Teknik superficial untuk terapi tumor pada permukaan
- Teknik interstisial untuk terapi tumor dengan menanamkan sumber pada permukaan dan
- Teknik intrakaviter untuk terapi tumor dalam suatu rongga.

Sebagai contoh, untuk terapi kanker kulit, atau kanker lain yang dekat dengan kulit, dilakukan terapi superficial dengan cara menyusun sumber-sumber radionuklida di atas permukaan tumor. Terapi interstisial dilakukan pada kanker payudara atau kanker leher dan terapi intrakaviter dilakukan untuk kanker cervix, uterus, dan rektum.

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 Gy/jam, dan HDR (High Dose Rate) untuk laju dosis 60-300 Gy/jam.

2.3 Sumber Brakiterapi

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).

Berdasarkan distribusi dan bentuk geometri sumber brakiterapi, secara umum ada tiga sumber brakiterapi :

- Sumber kontinu yang materi radioaktifnya didistribusikan secara merata

- Sumber titik yang materi radioaktifnya sebagai sumber dasar serta memiliki dimensi atau ukurannya sangat kecil
- Sumber diskontinu disebut juga sumber berjajar yang terdiri dari sumber-sumber titik yang material radioaktifnya terdistribusi secara diskrit dengan memiliki keseragaman dan ketidakseragaman

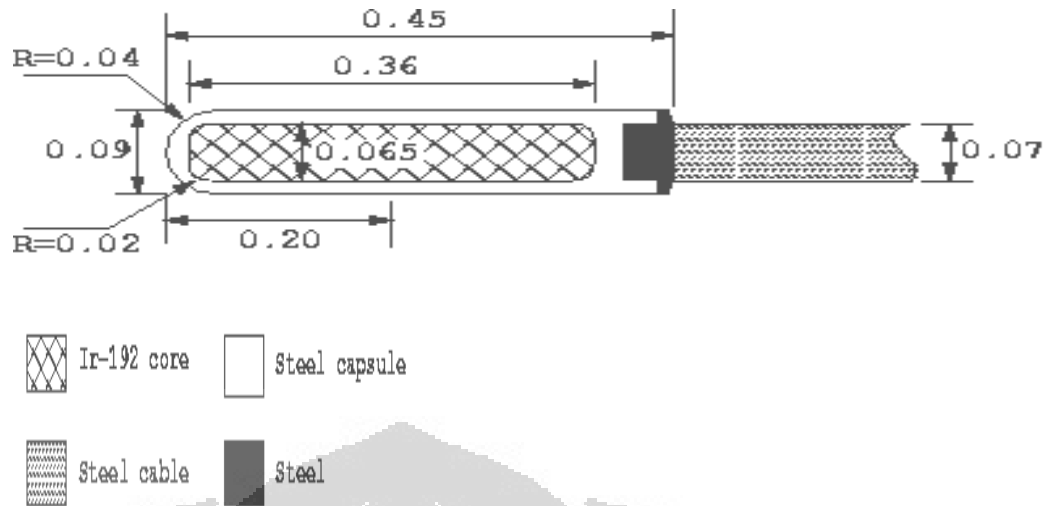
2.4 Sumber Iridium-192

Sumber Iridium-192 merupakan sumber tertutup yang digunakan sejak 1958. Berdasarkan The International Standards Organization 2919, definisi sumber tertutup adalah sebuah sumber radioaktif yang tertutup dalam sebuah kapsul dan memiliki pelindung yang terjamin dimana pelindungnya cukup kuat untuk mencegah kontak dan penyebaran dengan materi radioaktif sesuai dengan tujuan yang diperlukan, dalam hal ini untuk pengobatan. Sumber radiasi harus memenuhi spesifikasi standar dan lolos pada sejumlah pengujian seperti uji temperatur, tekanan, getaran, dll.

Pada awalnya brakiterapi interstisial menggunakan radium-226 berbentuk jarum, tetapi karena mempertimbangkan faktor keselamatan radiasi, maka Radium-226 tidak dipergunakan lagi. Saat ini mayoritas pengobatan melalui brakiterapi interstisial menggunakan Iridium-192 dan Iodium-125.

Tabel 2.1 Karakteristik Iridium-192

Waktu Paruh	74 hari
Energi Sinar Gamma	0.206 MeV - 0.612 MeV
Energi Beta	0.24 (8%); 0.536(41%); 0.672(46%)
Exposure Rate	0.48 R/h
Air Kerma Rate	1.164 μ Gy/s
Output pada Jarak 1 meter	37 GBq (1 Ci)
Reaksi Inti	$^{191}\text{Ir}(n,\gamma) ^{192}\text{Ir}$



Gambar 2.1. Dimensi Microselectron-V2 HDR Ir-192

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/cm³) dengan diameter 0,09 cm dan panjang 0,45 cm.

2.5 Kerma

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*).

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

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

2.6 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 (D) 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.

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

2.7 Interaksi Foton dengan Materi

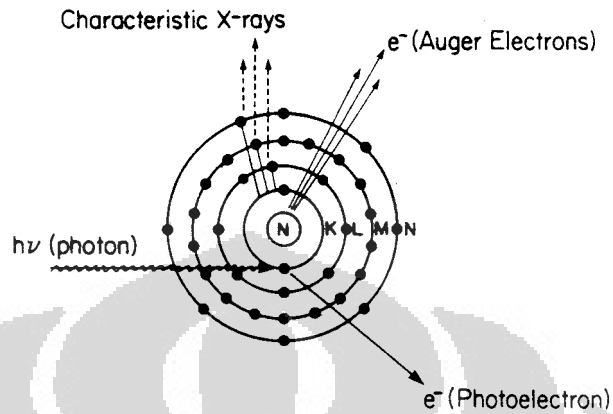
Pada saat berkas foton melewati medium, sebagian energi radiasi ditransfer pada medium. Bila medium adalah jaringan, daerah tempat transfer energi tersebut kemungkinan mengalami kerusakan biologi.

Dalam memproduksi elektron cepat, foton berinteraksi dengan materi dengan tiga proses kemungkinan, yang dikenal sebagai proses fotolistrik, hamburan Compton, dan produksi pasangan. Proses hamburan koheren juga kemungkinan terjadi, namun kemungkinannya kecil. Seringkali keempat proses tersebut terjadi secara simultan. Hamburan koheren juga sering disebut sebagai hamburan klasik dan terjadi bila energi foton rendah. Untuk material jaringan, efek fotolistrik dominan bila energi foton $E < 100$ keV, hamburan Compton bila energi foton E sekitar 35 keV – 5 MeV, dan produksi pasangan bila energi foton $E > 5$ MeV. (Cunningham, 1983).

2.7.1 Absorpsi fotolistrik

Dalam proses fotolistrik, foton dengan energi $h\nu$ menumbuk elektron terikat dan mengeluarkannya dari kulit atom K, L, M, atau N. Elektron yang keluar dari atom disebut fotoelektron, dan mempunyai energi kinetik sama dengan $h\nu - E_s$, dengan E_s menyatakan energi ikat elektron pada kulit tempat elektron berasal. Atom menjadi tereksitasi, memancarkan radiasi karakteristik dan

elektron Auger pada saat kembali ke keadaan dasar. Koefisien absorpsi fotolistrik linier pada umumnya dinyatakan dengan huruf τ , dan koefisien absorpsi massa dengan τ/ρ .



Gambar 2.2. Ilustrasi proses fotolistrik

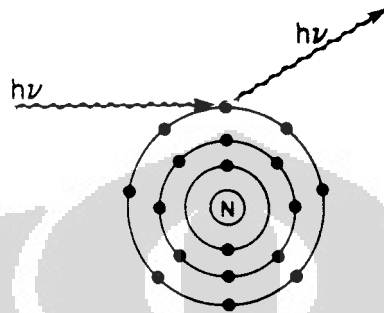
Sifat umum proses fotolistrik secara garis besar sebagai berikut :

- Fotolistrik berkaitan dengan elektron terikat pada kulit atom
- Kemungkinan proses fotolistrik maksimum bila energi foton di sekitar energi ikat elektron.
- Kemungkinan proses fotolistrik bervariasi dengan energi foton mendekati $1/(h\nu)^3$
- Koefisien absorpsi per elektron dan per gram bervariasi dengan nomor atom mendekati Z^3 untuk material dengan Z tinggi dan $Z^{3.8}$ untuk material dengan Z rendah.
- Koefisien per atom untuk material dengan Z rendah bervariasi dengan $Z^{4.8}$
- Dalam jaringan koefisien atenuasi sama dengan koefisien absorpsi.

2.7.2 Hamburan klasik, hamburan koheren (σ_{coh}/ρ)

Dalam hamburan klasik, foton dianggap berinteraksi dengan elektron bebas. Medan listrik datang mempercepat frekuensi getaran satu atau lebih elektron pada kulit atom dan mengakibatkan elektron memancarkan foton dengan energi sama dengan energi foton datang. Dalam proses hamburan ini tidak ada energi yang diubah menjadi energi kinetik elektron, dan semua energi

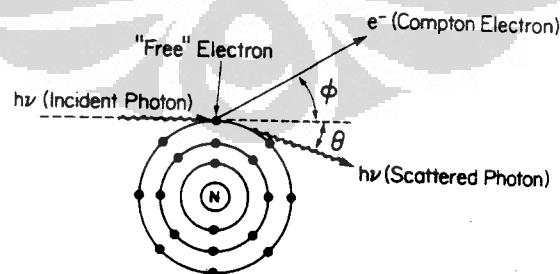
dihamburkan kembali. Kemungkinan interaksi yang dinyatakan sebagai penampang lintang hamburan koheren (σ_{coh}), menurun dengan cepat dengan kenaikan energi foton dan diabaikan untuk energi > 100 keV, dalam material dengan Z rendah.



Gambar 2.3. Ilustrasi proses hamburan koheren

2.7.3 Hamburan Compton atau Hamburan Inkoheren

Dalam proses hamburan Compton, foton berinteraksi dengan elektron yang dianggap bebas (tenaga ikat elektron \ll energi foton datang). Energi foton hambur sama dengan energi foton datang dikurangi energi kinetik elektron. Dengan memperhatikan kekekalan energi dan momentum sebelum dan sesudah interaksi, maka dapat diperoleh hubungan antara energi kinetik elektron (E) dan energi foton hambur ($h\nu'$) dengan energi foton datang ($h\nu_0$).



Gambar 2.4. Ilustrasi proses hamburan Compton.

$$E = hv_0 \frac{\alpha(1 - \cos \theta)}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.1)$$

$$hv' = hv_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.2)$$

$\alpha = \frac{hv_0}{m_0c^2} = \frac{hv_0}{0.511}$ dengan hv_0 dinyatakan dalam MeV, dan m_0c^2 adalah energi

elektron diam yang harganya sama dengan 0.511 MeV.

Bila foton bertumbukan langsung dengan elektron, elektron akan bergerak lurus, dan foton hambur akan berbalik arah dengan $\theta = 180^\circ$. Dalam tumbukan yang demikian elektron akan memperoleh energi maksimum, dan foton hambur menjadi minimum. Substitusi $\theta = 180^\circ$ ke dalam persamaan (2.1) dan (2.2) diperoleh persamaan berikut

$$E_{\text{maks.}} = hv_0 \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha} \quad (2.3)$$

$$hv' = hv_0 \frac{1}{1 + 2\alpha} \quad (2.4)$$

Sebaliknya bila dalam tumbukan, foton hanya menyerempet elektron, dan elektron terlempar dengan arah mendekati tegak lurus ($\phi = 90^\circ$) dan foton hampir tidak berubah arah ($\theta = 0^\circ$). Dari persamaan (2.1) dan (2.2) diperoleh $E = 0$, dan $hv' = hv_0$.

Kemungkinan foton berinteraksi dengan proses hamburan Compton dipengaruhi oleh energi foton. Dengan formula Klein-Nishina penampang lintang per elektron, yang biasanya dinyatakan dalam σ , mempunyai harga $66.3 \times 10^{-30} \text{ m}^2/\text{el.}$ untuk energi foton 1 keV dan menurun sampai $0.82 \times 10^{-30} \text{ m}^2/\text{el.}$ untuk foton dengan energi 100 MeV.

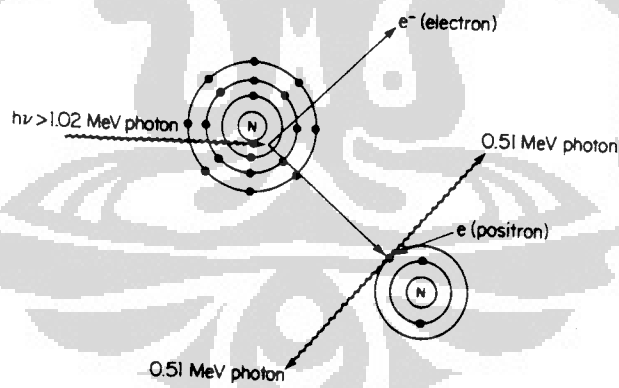
Secara garis besar sifat hamburan Compton atau hamburan inkoheren dapat disimpulkan sebagai berikut

- Interaksi berlangsung antara foton dan elektron
- Hampir tidak tergantung pada nomer atom material

- Kemungkinan interaksi menurun dengan kenaikan energi
- Dalam setiap tumbukan, sebagian energi ditransfer kepada elektron, dan sebagian lagi dihamburkan, besarnya tergantung pada sudut hambur dan energi foton datang.
- Secara rata-rata, fraksi energi yang ditransfer kepada elektron meningkat dengan kenaikan energi foton. Untuk energi foton rendah $\sigma_{tr} \ll \sigma$, untuk energi foton tinggi $\sigma_{tr} \approx \sigma$.
- Dalam jaringan lunak proses Compton dominan pada jangkauan energi foton dari 100 keV sampai 10 MeV.

2.7.4 Produksi pasangan

Bila energi foton datang $E > 1.02 \text{ MeV}$, foton kemungkinan diserap medium melalui proses produksi pasangan. Pada saat foton mendekati inti, foton mengalami medan kuat inti, sehingga memungkinkan foton berubah menjadi pasangan elektron dan positron. Jumlah energi kinetik elektron dan positron sama dengan energi foton datang dikurangi 1.02 MeV .



Gambar 2.5. Ilustrasi proses produksi pasangan.

Selanjutnya positron yang terbentuk bergerak dalam medium seperti elektron, mengakibatkan ionisasi dan eksitasi atom sepanjang lintasannya sampai akhirnya diam. Akhirnya positron diam ini bergabung dengan elektron bebas dan berubah menjadi dua foton, masing-masing mempunyai energi 0.511 MeV . Proses demikian disebut anihilasi.

Penampang lintang produksi pasangan biasanya dinyatakan dengan π , dan meningkat cepat dengan kenaikan energi foton, serta mempunyai energi ambang 1.02 MeV. Produksi pasangan terjadi dalam medan inti, yang sebagai fungsi Z^2 . Oleh karenanya penampang lintang π tergantung pada Z^2 per atom dan Z per elektron atau per gram.

Secara umum proses produksi pasangan dapat disimpulkan sebagai berikut.

- Interaksi terjadi antara foton dengan inti
- Energi ambang untuk terjadi interaksi 1.02 MeV.
- Kemungkinan meningkat cepat dengan kenaikan energi setelah melewati energi ambang
- Koefisien per atom bervariasi dengan Z^2
- Koefisien per unit massa tergantung pada Z
- Energi yang ditransfer menjadi energi kinetik sebesar $h\nu - 1.02 \text{ MeV}$
- Dua foton anihilasi, masing-masing mempunyai energi 0.511 MeV, terbentuk pada setiap interaksi.

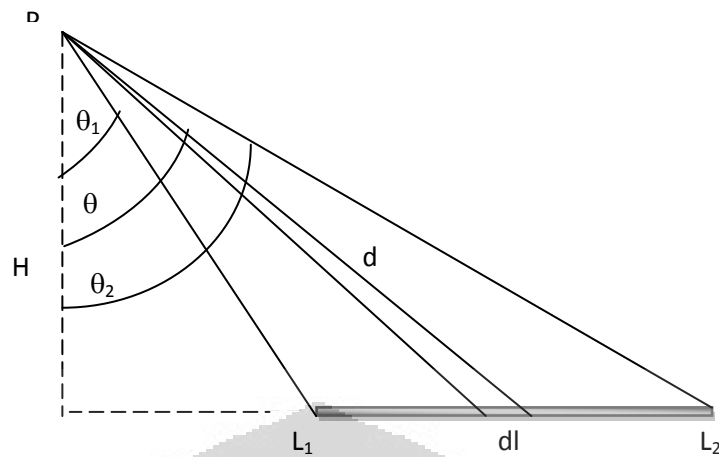
2.8 Dosimetri Sumber Brakiterapi Konvensional

Perhitungan laju dosis secara konvensional berawal dari penentuan laju paparan untuk sumber titik. Laju paparan pada jarak d untuk sumber titik ditentukan dengan rumus :

$$\frac{dX}{dt} = \dot{X} = \frac{A\Gamma}{d^2} \quad (2.5)$$

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

Persamaan diatas merupakan dasar dosimetri brakiterapi. 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 :



Gambar 2.6. Skema perhitungan dosis pada sumber garis

$$d \dot{X}_p = \frac{A' \Gamma dl}{d^2} \quad (2.6)$$

Kemudian dengan mengintegrasikan untuk seluruh panjang sumber dari L1 ke L2 sesuai pada gambar 2.6, maka laju paparan di titik P untuk seluruh panjang sumber diberikan dengan persamaan :

$$\dot{X} = \int_{l_1}^{l_2} A' \Gamma \frac{dl}{d^2} \quad (2.7)$$

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 diperoleh :

$$\dot{X} = A' \Gamma \int_{\theta_1}^{\theta_2} \frac{d\theta}{H} \quad (2.8)$$

Sehingga

$$\dot{X} = A' \Gamma [\theta_2 - \theta_1 / L] H \quad (2.9)$$

H adalah jarak tegak lurus dari titik P ke sumber garis dengan satuan cm dan θ 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, dan fluence foton yang digunakan. Sementara aplikasi klinis membutuhkan data input distribusi dosis pada medium yang dapat diterapkan pada tubuh pasien. Penentuan distribusi dosis dua dimensi pada medium berdasarkan distribusi dosis yang diketahui pada udara dapat diperoleh hanya untuk sumber titik. Sedangkan untuk sumber brakhiterapi sesungguhnya harus mempertimbangkan masalah anisotropi dan merupakan hal tidak mungkin menentukan secara akurat distribusi dosis pada medium berdasarkan fluence foton pada udara. Maka, disusunlah suatu parameter untuk mengatasi masalah ini.

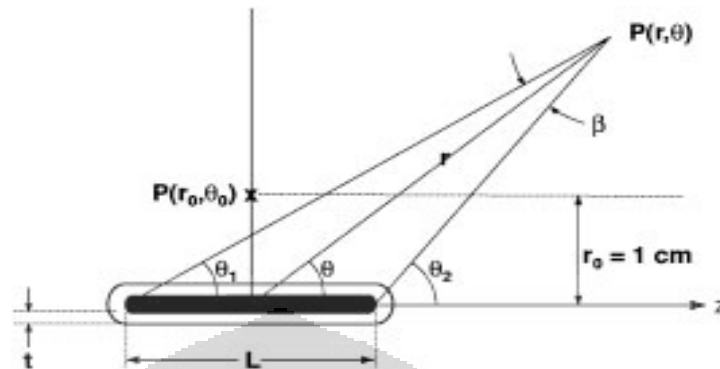
2.9 Dosimetri Brakiterapi berdasarkan AAPM TG-43

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}I , model 6701 yang memiliki nilai $1.68 \text{ cGy.cm}^2/\text{m.Ci.hr}$, tetapi ditahun yang sama Anderson et al menemukan laju dosis konstan $1.03 \text{ cGy.cm}^2/\text{m.Ci.hr}$ untuk ^{125}I , model 6701, menggunakan pendekatan sumber titik. Hasil ini jelas menunjukkan adanya banyak perbedaan konstanta laju dosis pada sumber yang sama. Perbedaan ini berhubungan dengan perbedaan material fantom, dosimeter, seperti teknik dosimetri. (Meigooni et al, 2000).

Pada tahun 1995, AAPM TG-43 telah memperkenalkan protocol kerja yang bisa meminimalisasi perbedaan informasi dosimetri yang juga telah ditentukan oleh para peneliti di seluruh dunia. Karakteristik dosimetri yang direkomendasikan adalah kuat kerma udara, konstanta laju dosis, fungsi geometri, fungsi dosis radial dan fungsi anisotropi. Karakterisasi dosimetri ini telah diperkuat menggunakan percobaan langsung dan teknik simulasi monte carlo. Sampai saat ini, Protocol AAPM TG-43 tentang dosimetri brakiterapi telah dipergunakan sebagai teknik dosimetri universal untuk sumber brakiterapi. (Meigooni et al, 2000).

Karakteristik sumber brakiterapi telah ditentukan dengan menggunakan kedua cara, yaitu eksperimen dan metode simulasi 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.



Gambar 2.7. Sistem koordinat yang digunakan pada perhitungan dosimetri brakiterapi AAPM-TG43 (Rivard et al, 2004)

$$D(r, \theta) = Sk \cdot \Lambda \cdot \left(\frac{G(r, \theta)}{G(1, \frac{\pi}{2})} \right) \cdot gl(r) F(r, \theta) \quad (2.10)$$

Dimana:

- Sk : kuat kerma udara
- Λ : konstanata laju dosis,
- $G(r, \theta)$: fungsi geometri
- $gl(r)$: fungsi dosis radial
- $F(r, \theta)$: Fungsi anisotropi

2.9.1 Air Kerma Strength

Air Kerma Strength (Sk), 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. Didefinisikan sebagai perkalian laju kerma-udara (d) yang diukur sepanjang dua dari sumber radiasi. Air kerma strength, dinyatakan dalam persamaan.

$$Sk = K_{udara} (d) \cdot d^2 \quad (2.11)$$

2.9.2 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:

$$\Lambda = \frac{D(1,\pi/2)}{S_k} \quad (2.12)$$

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).

2.9.3 Fungsi Geometri

Fungsi 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 fungsi geometri yaitu meningkatkan keakuratan, dimana laju dosis dapat diestimasi dengan interpolasi dari data yang ada pada titik-titik diskrit. (Rivard et al, 2004)

Secara fisis, fungsi 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 fungsi geometri hanya digunakan untuk interpolasi pada nilai-nilai laju dosis pada titik yang dituju, pendekatan sederhana memberikan tingkat keakuratan yang cukup untuk treatment planning.

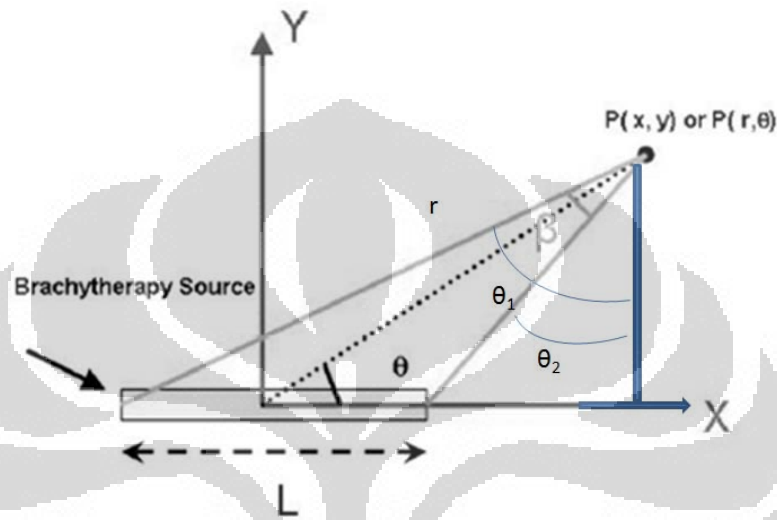
Faktor geometri diberikan dengan persamaan :

$$G(r, \theta) = r^{-2} \quad (\text{untuk sumber titik})$$
$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad (\text{untuk sumber garis}) \quad (2.13)$$

Dimana L adalah panjang sumber radiasi brakiterapi yang digunakan, sedangkan β adalah sudut yang dijadikan acuan untuk menentukan sumber sebagai objek 1D atau 2D. Untuk setiap nilai θ , β berbanding terbalik dengan nilai r , β bernilai maksimum pada θ bernilai $\pi/2$. Berdasarkan skema pada gambar

2.8, maka persamaan 2.13 yang bentuknya masih umum dapat lebih diperjelas menjadi:

$$G(r, \theta) = \frac{\text{atan}\left(\frac{x+L/2}{y}\right) - \text{atan}\left(\frac{x-L/2}{y}\right)}{L \sin \theta} \quad (2.14)$$



Gambar 2.8. Skema perhitungan nilai β dalam fungsi geometri

2.9.4 Fungsi Dosis Radial

Fungsi dosis radial menghitung efek serapan dan hamburan dalam medium sepanjang sumbu tegak lurus. Dirumuskan dengan persamaan :

$$g(r) = \frac{D\left(r, \frac{\pi}{2}\right) \cdot G\left(1, \frac{\pi}{2}\right)}{D\left(1, \frac{\pi}{2}\right) \cdot G\left(r, \frac{\pi}{2}\right)} \quad (2.15)$$

Dimana $D(1, \pi/2)$ adalah nilai dosis referensi dan $G(1, \pi/2)$ adalah faktor geometri yang diukur pada jarak 1 cm dengan sudut 90° sebagai referensi. Jarak 1 cm dari sumber adalah nilai r referensi sebagai tempat dimana nilai dosis optimum berada.

2.9.5 Fungsi Anisotropi

Fungsi anisotropi menentukan anisotropi distribusi dosis di sekitar sumber, efek yang ditimbulkan dari serapan dan hamburan dalam medium. Dirumuskan dalam persamaan:

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta) \cdot G(r, \frac{\pi}{2})}{D(r, \frac{\pi}{2}) \cdot G(r, \theta)} \quad (2.16)$$

Dimana $D(r, \pi/2)$ adalah nilai dosis pada jarak radial r cm dan sudut 90° dan $G(r, \pi/2)$ adalah faktor geometri yang diukur pada jarak radial r cm dengan sudut 90° .

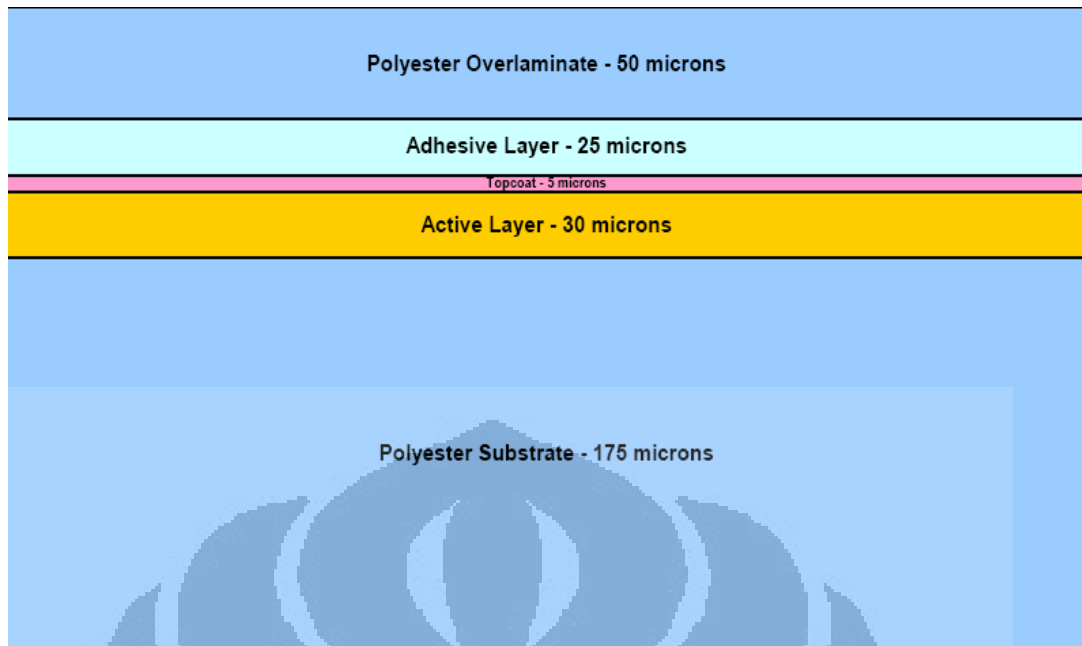
Fungsi anisotropi menggambarkan variasi dosis sebagai fungsi sudut polar relatif terhadap bidang tegak lurus (transverse plane) sumber. Ketika $F(r, \theta)$ pada bidang tegak lurus (transverse plane) sumber didefinisikan sebagai kesatuan (unity), Nilai $F(r, \theta)$ menurun akibat:

- r semakin kecil
- θ mendekati 0 atau 180°
- ketebalan kapsul sumber
- energi foton menurun

2.10 Film Gafchromic EBT

Film gafchromic EBT adalah film pengukuran yang di design untuk pengukuran dosis serap photon energy tinggi. Yang perlu diperhatikan dalam hal ini, respon film adalah energy bebas untuk foton diatas 0.2 Mev. Range energy yang bisa ditangkap oleh film yaitu 1 cGy- 800 cGy dan maximum sensitivitasnya bisa mencapai 636 nm. (Sharma, et al, 2004).

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 $25 \mu\text{m}$.



Gambar 2.9. Lapisan Penyusun Film Gafchromic Tipe EBT 2 (International Specialty Products, 1999).

Tabel 2 menunjukkan komposisi atom yang menyusun film gafchromic EBT. Nomor atom efektif telah dihitung menurut McCullough dan Holmes. Nomor atom efektifnya (Z_{eff}) bernilai 6,98. Nilai ini mendekati dari nilai Z_{eff} dari air 7,3.

Tabel 2.2. Komposisi dari film Gafchromic EBT (McCullough, 1985)

Atomic Composition						$Z_{eff} = [\sum \alpha_i (Z_i)^{a_i}]^{1/a}$
C	H	O	N	Li	Cl	
42.3%	39.7%	16.2%	1.1%	0.3%	0.3%	6.98

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Peralatan

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini, baik perangkat keras maupun perangkat lunak adalah sebagai berikut :

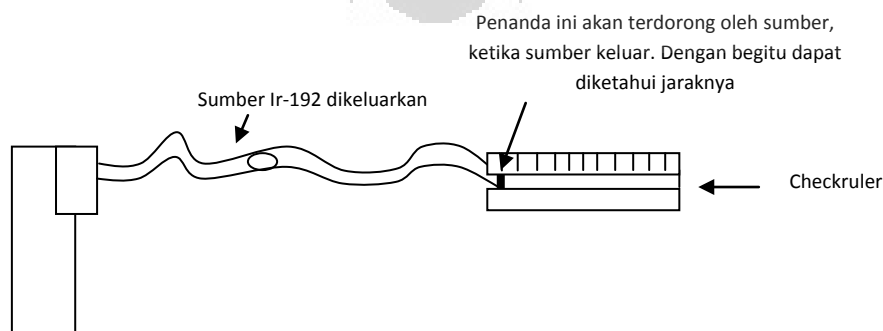
- Film gafchomic tipe EBT 2
- Microselectron HDR Ir-192
- Phantom air
- Microtek 1000 xl
- Software Image-J
- Matlab 2008b

3.2 Kalibrasi Alat Ukur

Untuk menjamin bahwa alat yang digunakan berfungsi dengan baik, maka perlu dilakukan kalibrasi alat ukur agar jarak yang telah diatur sesuai dengan yang diinginkan.

Gambar 3.1 menjelaskan dari pengaturan jarak tersebut. Digunakan penggaris atau mistar yang berfungsi untuk mencocokkan jarak yang diatur pada ruang control agar sesuai dengan yang diharapkan. Oleh karena itu digunakan checkruler untuk mengetahui posisi sumber yang keluar.

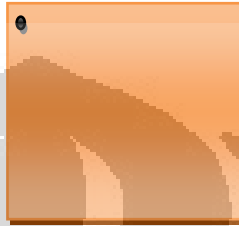
Sumber keluar dari microselectron melalui kateter menuju checkruler. Sumber tersebut akan mendorong penanda jarak, dan besarnya jarak pada ruang kontrol akan disesuaikan dengan jarak yang terbaca pada checkruler.



Gambar 3.1. Kalibrasi Jarak Sumber

3.3 Pemberian Tanda Pada Film Gafchromic

Film Gafchromic dipotong-potong dengan ukuran 10 x 10 cm, kemudian diberi marker. Pembuatan marker dilakukan dengan cara memberikan tanda pada film, dalam penelitian ini menggunakan spidol. Pada gambar 3.2, film diberi tanda pada bagian pojok kiri atas. (bulatan kecil pada gambar 3.2).

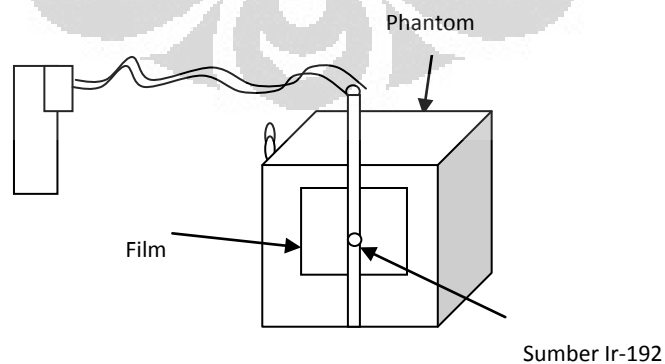


Gambar 3.2. Pemberian tanda pada film

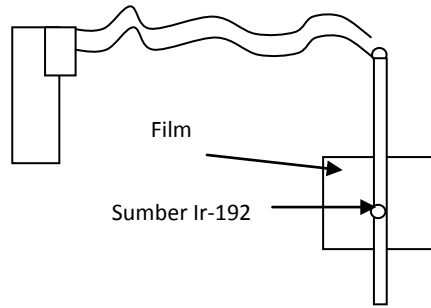
Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, film gafchromic terdiri dari polimer yang mempunyai ketebalan yang berbeda. Tujuan dari pemberian tanda ini agar lapisan film yang menerima radiasi untuk setiap potongan adalah sama dan sesuai.

3.4 Radiasi Film dengan Ir-192

Film yang telah diberi marker diradiasi dengan sumber Ir-192. Proses radiasi film dilakukan pada medium udara dan air, setelah itu dibandingkan hasil dari keduanya.



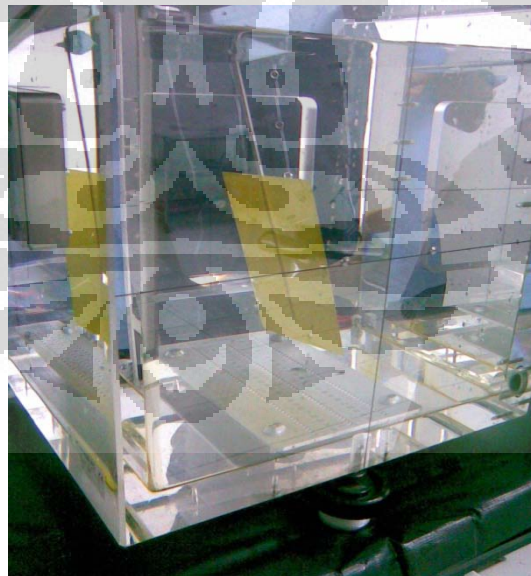
Gambar 3.3. Skema proses radiasi di fantom air



Gambar 3.4. Skema proses radiasi di udara



Gambar 3.5. Radiasi film gafchromic di udara



Gambar 3.6. Radiasi film gafchromic di fantom air

Pada gambar 3.c. proses radiasi dilakukan di udara, film ditempelkan pada aplikator selama 30 detik, sedangkan pada gambar 3.d. proses radiasi dilakukan di fantom air, film ditempelkan pada aplikator selama 35 detik.

3.5 Pembacaan Film

Film gafchromic yang telah diberikan radiasi akan menunjukkan tingkat kehitaman yang berbeda-beda. Proses pembacaan film dilakukan dengan scanner *Microtek 1000 xl*. Resolusi film yang digunakan yaitu 75 dpi (75 dot per inch). Hasil dari scan film yaitu berupa citra digital, yang dalam penelitian ini format citra digital dalam bentuk *TIFF*.

Selanjutnya citra digital dikonversi ke dalam nilai pixel dengan menggunakan *software image-j*.



Gambar 3.7. Scanner Microtek 1000 xl

3.6 Penentuan nilai dosis

Distribusi nilai pixel yang diperoleh akan dikalibrasi untuk mendapatkan nilai dosis. Data kalibrasi film diambil dari eksperimen sebelumnya. Nilai dosis dari hasil kalibrasi ini tidak seluruhnya mengakomodir nilai-nilai dosis yang didapatkan. Untuk mengatasi ini, dilakukan metode interpolasi menggunakan *Matlab R-2008b*. Dengan menggunakan metode interpolasi, dapat ditentukan nilai dosis pada titik-titik yang tidak diketahui nilainya.

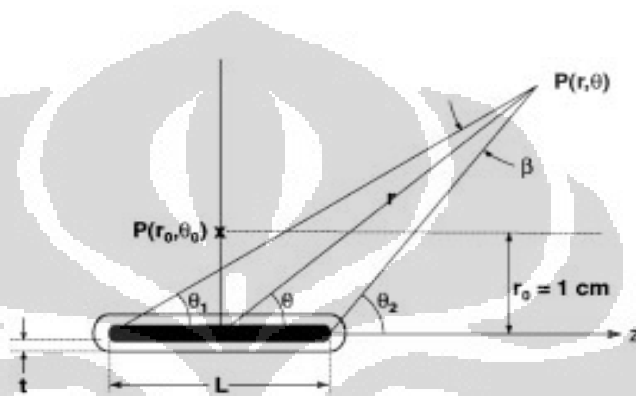
3.7 Penentuan Parameter dari Formulasi AAPM TG-43

Menurut AAPM TG-43 dosimetri sumber brakiterapi meliputi air kerma strength, konstanta laju dosis, faktor geometri, fungsi dosis radial dan fungsi

anisotropi. Laju dosis di titik P, $\dot{D}_P(r, \theta)$ pada sebuah titik P (r, θ) diberikan pada persamaan:

$$\dot{D}(r, \theta) = Sk. \Lambda. \left(\frac{G(r, \theta)}{G(1, \pi/2)} \right). gl(r)F(r, \theta) \quad (3.1)$$

Pada penelitian ini hanya dilakukan pada penentuan fungsi geometri dan fungsi anisotropi.

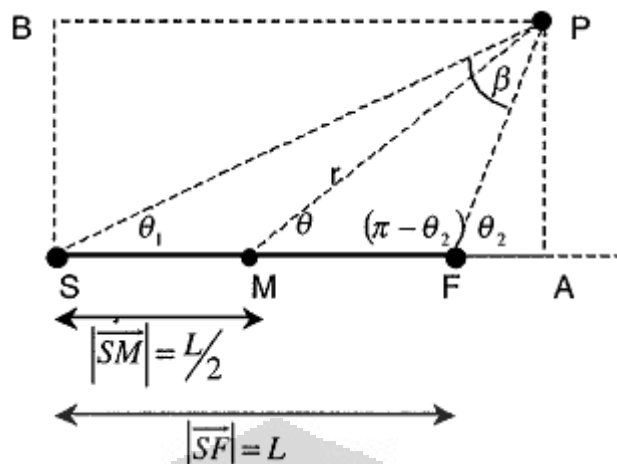


Gambar 3.8. Sistem koordinat yang digunakan pada perhitungan dosimetri brakiterapi menurut AAPM TG-43

3.7.1 Fungsi Geometri

Faktor geometri, murni didapatkan dari hasil perhitungan dari panjang sumber (L), jarak (r), sudut dari pusat sumber radiasi (θ), dan sudut beta (β) yaitu sudut yang terbentuk dari proyeksi garis dari ujung-ujung sumber radiasi yang dihubungkan ke titik yang dituju $P(r, \theta)$.

Untuk menentukan nilai β , dapat dilihat pada gambar 3.6. Misalkan sumber garis memiliki titik-titik ujung yang diberi label S dan F ditunjukkan pada gambar 3.6. Titik tengah M terletak antara S dan F sebagai sumbu sistem koordinat. Titik P ditempatkan pada posisi yang dituju terhadap sumber. Dengan menggunakan protokol TG-43, segmen garis yang menghubungkan S, M, dan F dengan titik P membentuk sudut-sudut θ_1 , θ , dan θ_2 , sepanjang axis sumber. Besarnya sudut SPF dinyatakan sebagai β .



Gambar 3.9. Penentuan sudut β

Jika segmen garis yang menghubungkan titik M dan P mempunyai panjang r , maka posisi P dapat dinyatakan sebagai $P(r, \theta)$. Hubungan antara β , θ_1 , dan θ_2 dapat ditentukan dengan memastikan bahwa penjumlahan sudut-sudut segitiga SFP adalah π .

$$\theta_1 + \beta + (\pi - \theta_2) = \pi \therefore \beta = \theta_2 - \theta_1 \quad (3.2)$$

Jika kita memperhatikan titik-titik berseberangan S dan P sebagai persegi panjang, hal ini bertujuan untuk mengeliminasi θ_1 dan θ_2 dari persamaan untuk menentukan nilai β . Nilai θ_2 diberikan dalam bentuk r dan θ menggunakan definisi trigonometri

$$|AP| = r * \sin(\theta) \quad (3.3)$$

$$|MA| = r * \cos(\theta) \quad (3.4)$$

Dengan demikian

$$|BP| = |SA| = (|MA| + |SM|) = [r * \cos(\theta) + L/2] \quad (3.5)$$

$$|FA| = (|BP| - L) = [r * \cos(\theta) + L/2 - L] = [r * \cos(\theta) - L/2] \quad (3.6)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} \left(\frac{AP}{FA} \right) = \tan^{-1} \left(\frac{r * \sin(\theta)}{r * \cos(\theta) - L/2} \right) \quad (3.7)$$

Hukum sinus digunakan untuk menjelaskan β dalam bentuk variabel independen

$$\frac{|SP|}{\sin(\pi - \theta_2)} = \frac{L}{\sin(\beta)} \quad (3.8)$$

Dari sifat fungsi sinus

$$\sin(\pi - \theta_2) = \sin(\theta_2) \quad (3.9)$$

$$\sin(\beta) = \frac{L * \sin(\theta_2)}{|SP|} \quad (3.10)$$

Karena titik S, A, dan P membentuk segitiga siku-siku, teorema pythagoras dapat digunakan untuk menghitung jarak dari S ke P

$$|SP| = \sqrt{[r * \sin(\theta)]^2 + [r * \cos(\theta) + L/2]^2} \quad (3.11)$$

Substitusikan persamaan (3.11) ke persamaan (3.10), diperoleh

$$\beta = \sin^{-1} \left(\frac{L * \sin(\tan^{-1}\{[r * \sin(\theta)]/[r * \cos(\theta) - L/2]\})}{\sqrt{[r * \sin(\theta)]^2 + [r * \cos(\theta) + L/2]^2}} \right) \quad (3.12)$$

Karena β diberikan dalam bentuk r , θ , dan konstanta L , $G(r, \theta)$ juga dapat ditulis dalam bentuk r , θ , dan L .

$$G(r, \theta) = \frac{\sin^{-1} \left(\frac{L * \sin(\tan^{-1}\{[r * \sin(\theta)]/[r * \cos(\theta) - L/2]\})}{\sqrt{[r * \sin(\theta)]^2 + [r * \cos(\theta) + L/2]^2}} \right)}{L * r * \sin(\theta)} \quad (3.13)$$

Dengan demikian, untuk menentukan fungsi geometri dari sumber garis dalam bentuk koordinat polar, r dan θ , kita hanya perlu mengetahui panjang aktif sumber. (Anderson, 2001)

3.7.2 Fungsi Anisotropi

Setelah menentukan nilai dosis dan nilai faktor geometri untuk setiap jarak r dan sudut θ , nilai fungsi anisotropi dapat ditentukan. Jarak radial r yang diambil yaitu 0,5 mm, 0,75 mm, 1 mm, dan 2-10 mm dengan interval 1 mm. Setelah itu hasilnya akan di plot terhadap sudut θ pada jarak radial r , kemudian dibandingkan hasilnya antara medium udara dan air. Fungsi Anisotropi dapat ditentukan menggunakan persamaan :

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta) \cdot G\left(r, \frac{\pi}{2}\right)}{D\left(r, \frac{\pi}{2}\right) \cdot G(r, \theta)} \quad (3.14)$$

Dimana :

$D(r, \theta)$: dosis pada jarak r mm, sudut θ

$D\left(r, \frac{\pi}{2}\right)$: dosis pada jarak r mm, sudut 90°

$G\left(r, \frac{\pi}{2}\right)$: geometri pada jarak r mm, sudut 90°

$G(r, \theta)$: geometri pada jarak r mm, sudut θ

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Film Gafchromic Setelah Diradiasi

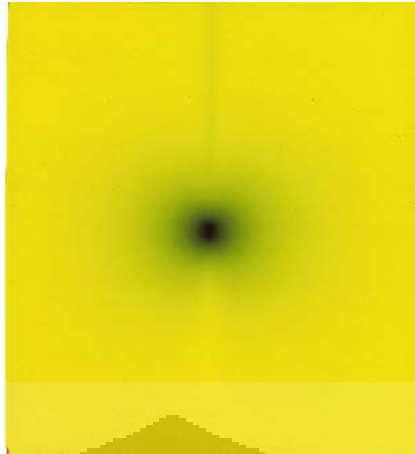
Film yang sudah diberi radiasi akan menunjukkan tingkat kehitaman yang berbeda-beda. Semakin besar radiasi yang diterima film, maka semakin gelap warna film.



Gambar 4.1. Film gafchromic setelah diradiasi pada medium air

4.2 Hasil Pembacaan Film

Film yang telah diberi radiasi di scan menggunakan microtek 1000xl untuk mendapatkan citra digital. Citra digital yang diperoleh yaitu dalam format TIFF. Kelebihan format TIFF ini adalah semua data dan informasi yang berkaitan dengan hasil penelitian, termasuk hasil paparan, resolusi film yang digunakan, serta ukuran film tidak hilang. Selain itu, format ini mudah digunakan untuk transfer antar program. Hampir semua program termasuk microtek 1000xl yang mampu membaca format berkas bitmap, juga mampu membaca format berkas TIFF.



Gambar 4.2. Citra digital film gafchromic dengan format TIFF setelah di scan menggunakan Microtek 1000 xl

4.3 Konversi Citra Digital ke Nilai Pixel

Citra digital yang sudah diperoleh di konvert menjadi nilai-nilai pixel dalam bentuk angka. Hal ini dilakukan untuk mengetahui variasi nilai-nilai pixel pada film, mengetahui jarak antar pixel, serta menentukan dosis yang diterima oleh film. Pada penelitian ini diperoleh nilai-nilai pixel membentuk matrik dengan ukuran 384 x 253 atau terdapat 97.536 nilai pixel.

4.4 Penentuan Jarak antar Nilai Pixel

Setelah memperoleh nilai pixel sebagai hasil konversi citra digital, selanjutnya mencari jarak antar titik-titik pada film, dimana setiap titik mewakili nilai pixel yang diperoleh. Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, resolusi film yang dipakai yaitu 75 dpi, sehingga diperoleh jarak antar titik pada film sebesar 0,0133 inchi atau 0,33867 mm. Jarak antar pixel dapat dibuat menjadi koordinat kartesian. Nilai pixel selanjutnya dikalibrasi menjadi nilai dosis.

Gambar 4.3. Jarak antar pixel pada film gafchromik

4.5 Konversi Nilai Pixel ke Nilai Dosis

Dari data hasil kalibrasi pada tabel 4.1 terlihat bahwa nilai pixel akan semakin kecil bila dosis yang diberikan semakin besar.

Dalam dunia digital (komputer), warna dikodekan dalam 3 komponen, yaitu R (Red), G (Green) dan B (Blue). Jadi warna yang sekian banyaknya, terbentuk atas tiga komponen ini. Campuran ketiga komponen tersebut, tergantung pada intensitas masing-masing, akan membentuk warna-warna yang berbeda. Masing-masing komponen memiliki range antara 0 dan 255, dimana 0 adalah minimal (gelap), dan 255 adalah maksimal (terang).

Dengan demikian, semakin besar dosis yang diterima oleh film, maka semakin gelap warna film tersebut. Karena warna film setelah diberikan dosis besar lebih gelap dibandingkan dengan dosis rendah, maka nilai pixel juga akan semakin kecil.

Tabel 4.1 Data Kalibrasi (Hary Kurniawan, 2009)

Pixel Value	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

4.6 Penentuan Nilai Dosis Maksimum

Setelah menentukan jarak setiap titik, ditentukan dosis maksimum yang diterima film, dimana pada udara dosis maksimum sebesar 7020,053 cGy dan di air sebesar 7244,843 cGy. Nilai dosis maksimum diperoleh dari nilai pixel terkecil, sehingga dapat digunakan sebagai sumbu koordinat kartesian (titik 0,0).

Gambar 4.4. Nilai dosis maksimum digunakan sebagai sumbu koordinat pada medium air

4.7 Penentuan Nilai Dosis pada Jarak Tertentu

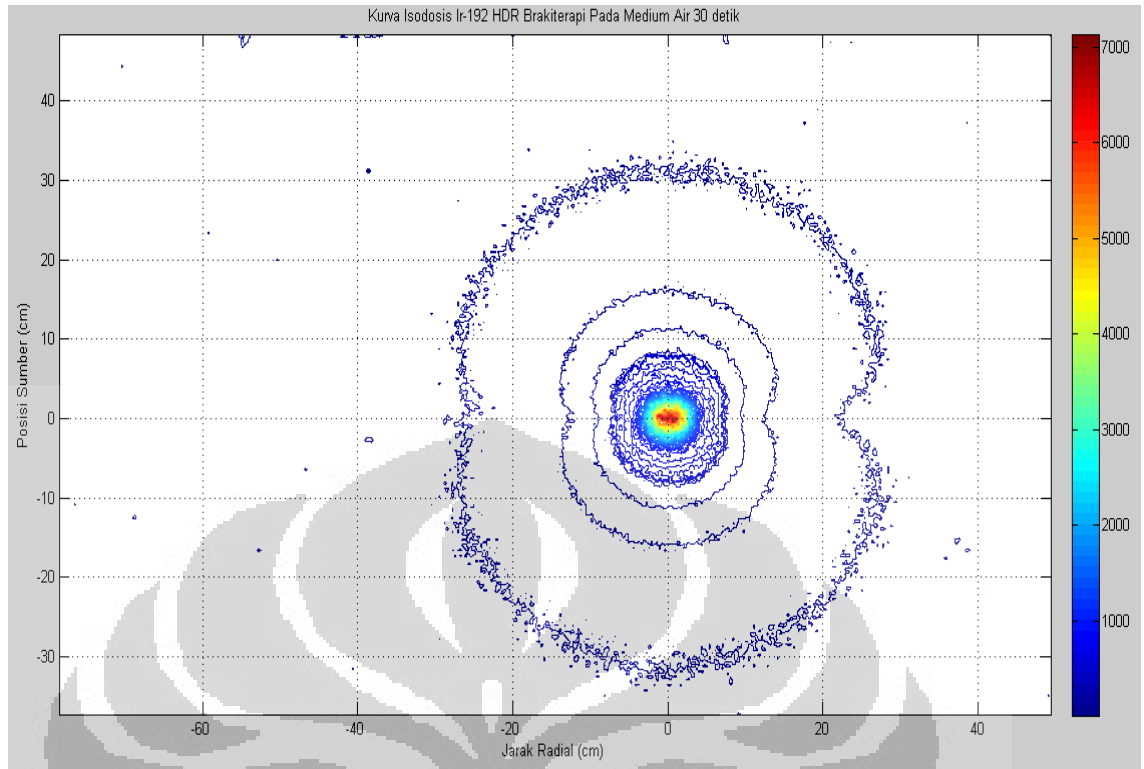
Distribusi nilai pixel mempunyai nilai yang sangat banyak, yang nantinya akan diubah ke dalam bentuk dosis. Tentu saja nilai pixel dan dosis hasil kalibrasi tidak menjangkau semua nilai yang didapatkan.

Untuk mengatasi permasalahan ini digunakan metode interpolasi. Metode interpolasi dapat membantu dalam memperbaiki tingkat kerapatan suatu data. Dengan metode interpolasi ini, distribusi dosis dengan kerapatan titik yang kurang baik dapat diperbaiki, sehingga dosis yang didapat akan menjadi lebih akurat. Penentuan dosis pada jarak tertentu menggunakan metode interpolasi dapat dilihat pada lampiran.

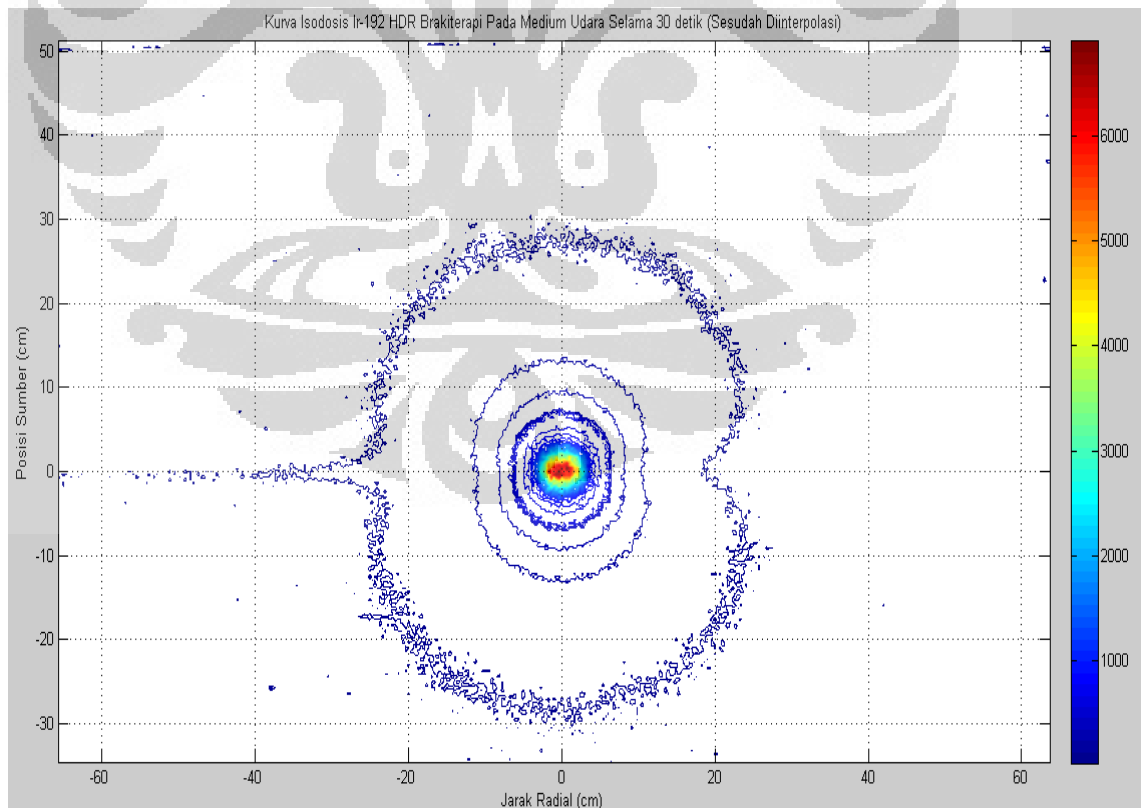
4.8 Penentuan Kurva Isodosis

Kurva isodosis ditentukan menggunakan matlab 2008b, dengan cara memasukkan seluruh nilai dosis yang diperoleh. Pada gambar 4.3 dan 4.4 menjelaskan dari kurva isodosis HDR Ir-192 yang dihasilkan pada medium air dan udara. Semakin jauh jarak dari sumber, maka semakin kecil nilai dosis.

Pada gambar 4.4 menjelaskan gabungan kurva isodosis pada medium udara dan air, dimana nilai dosis relatif pada setiap titik pada kedua medium tersebut memiliki nilai yang hampir sama.



Gambar 4.5. Kurva isodosis pada medium air (dosis dalam satuan cGy)



Gambar 4.6. Kurva isodosis pada medium udara (dosis dalam satuan cGy)

Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, sumber bergerak dari microselectron melalui kateter menuju aplikator. Setelah sampai pada aplikator dapat diketahui posisi sumber. Sebelum mencapai posisi tersebut, terjadi interaksi antara sumber dengan medium sekitar. Peristiwa ini disebut sebagai transfer dose dan dapat dilihat pada kurva isodosis untuk medium udara.

4.9 Fungsi Geometri dan Fungsi Anisotropi berdasarkan AAPM-TG 43

Hasil yang diperoleh dari perhitungan fungsi geometri dan fungsi anisotropi mengacu dari AAPM –TG 43. Berdasarkan hasil yang didapat, terjadi hubungan antara fungsi geometri dan fungsi anisotropi terhadap jarak dan sudut polar.

4.9.1. Penentuan Fungsi Geometri

Nilai dari fungsi geometri adalah murni dari perhitungan yang tergantung dari panjang sumber dan sudut aktif yang menghubungkan sumber pada jarak-jarak tertentu. Nilai fungsi geometri akan berubah tergantung dari nilai jarak yang diinginkan dan perubahan sudut yang diberikan.

Secara fisis, fungsi 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.

Faktor geometri menyatakan variasi distribusi sumber spasial akibat pengaruh ukuran sumber dan distribusi sumber aktif di dalam sumber tersebut. Secara geometri, semakin jauh dari sumber, maka luasan aktif dari ukuran sumber akan semakin besar, namun nilai dari sudut beta akan semakin kecil. Sudut beta (β) yaitu sudut yang terbentuk dari proyeksi garis dari ujung-ujung sumber radiasi yang dihubungkan ke titik yang dituju $P(r,\theta)$. Fungsi geometri merupakan perbandingan antara sudut beta dengan luasan aktif dari ukuran sumber, sehingga koreksi geometri akan semakin kecil ketika jaraknya semakin jauh.

Tabel 4.2 menunjukkan fungsi geometri pada variasi jarak 1-10 mm dan setiap jarak diberikan sudut θ dari 0-180° dengan interval 10°. Pada tabel (lampiran) nilai sudut beta akan semakin mengecil ketika jaraknya semakin jauh dari sumber. Nilai sudut beta yang semakin besar menunjukkan penyebaran dosis

yang heterogen pada pusat sumber, dan ketika jarak semakin jauh, maka distribusi dosis akan homogen yang berarti nilai sudut betanya akan semakin kecil.

Tabel 4.2. Fungsi geometri pada jarak 1-10 mm dengan interval sudut 10°

	r = 1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6mm	7 mm	8 mm	9 mm	10 mm
0°	-0,446	1,316	0,174	0,078	0,046	0,031	0,022	0,016	0,013	0,010
10°	4,715	0,820	0,168	0,077	0,046	0,030	0,022	0,016	0,013	0,010
20°	2,237	0,516	0,154	0,075	0,045	0,030	0,022	0,016	0,013	0,010
30°	1,428	0,379	0,139	0,071	0,044	0,029	0,021	0,016	0,013	0,010
40°	1,042	0,304	0,127	0,068	0,042	0,029	0,021	0,016	0,013	0,010
50°	0,830	0,260	0,116	0,065	0,041	0,028	0,021	0,016	0,012	0,010
60°	0,708	0,232	0,109	0,062	0,040	0,028	0,020	0,016	0,012	0,010
70°	0,638	0,216	0,104	0,060	0,039	0,027	0,020	0,015	0,012	0,010
80°	0,602	0,206	0,101	0,059	0,039	0,027	0,020	0,015	0,012	0,010
90°	0,591	0,204	0,100	0,059	0,038	0,027	0,020	0,015	0,012	0,010
100°	0,602	0,206	0,101	0,059	0,039	0,027	0,020	0,015	0,012	0,010
110°	0,638	0,216	0,104	0,060	0,039	0,027	0,020	0,015	0,012	0,010
120°	0,708	0,232	0,109	0,062	0,040	0,028	0,020	0,016	0,012	0,010
130°	0,830	0,260	0,116	0,065	0,041	0,028	0,021	0,016	0,012	0,010
140°	1,042	0,304	0,127	0,068	0,042	0,029	0,021	0,016	0,013	0,010
150°	1,428	0,379	0,139	0,071	0,044	0,029	0,021	0,016	0,013	0,010
160°	2,237	0,516	0,154	0,075	0,045	0,030	0,022	0,016	0,013	0,010
170°	4,715	0,820	0,168	0,077	0,046	0,030	0,022	0,016	0,013	0,010
180°	-0,446	1,316	0,174	0,078	0,046	0,031	0,022	0,016	0,013	0,010

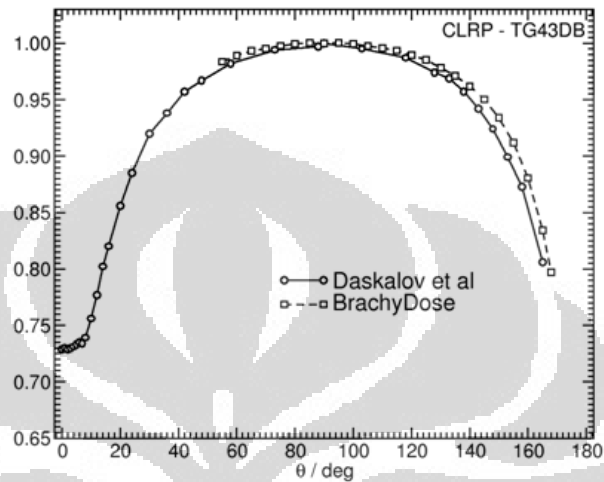
Nilai faktor geometri pada medium air dan udara memiliki nilai yang sama. Hal ini menunjukkan bahwa faktor koreksi geometri tidak bergantung pada medium, akan tetapi bergantung pada bentuk dan desain sumber.

4.9.2 Penentuan Fungsi Anisotropi

Nilai fungsi anisotropi $F(r,\theta)$ mengacu pada nilai dosis dan nilai fungsi geometri di sekitar sumber. Nilai referensi yang dipakai yaitu jarak r_0 1 cm tegak lurus dari sumber dengan sudut θ_0 90° . Fungsi anisotropi merupakan faktor koreksi sumber dalam medium disekitar sumber dengan jarak r dan sudut θ . Penelitian ini ingin membandingkan nilai dari fungsi anisotropi ketika ada di udara dan air.

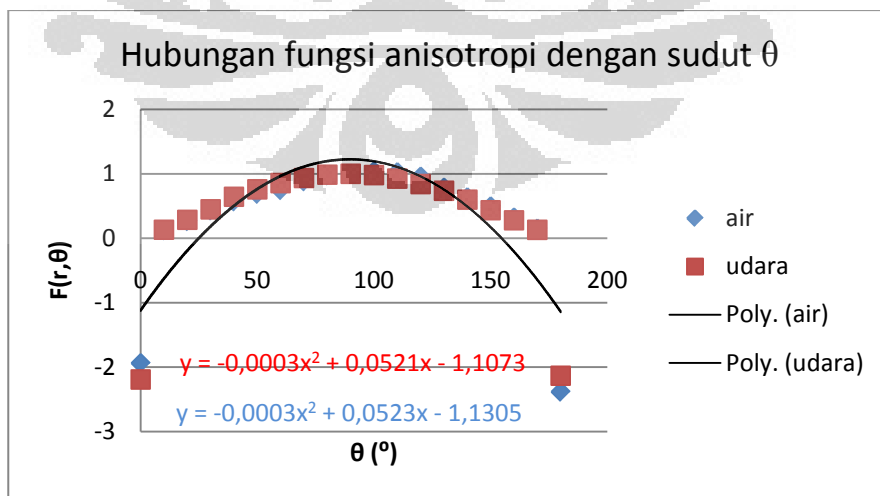
Pengukuran fungsi anisotropi dilakukan untuk microselectron sumber Ir-192 HDR. Sumber mempunyai panjang aktif 0,36 cm dengan diameter 0,065 cm. Sumber dibungkus dengan bahan stainless steel (kerapatan 8,06 g/cm³) dengan diameter 0,09 cm dan panjang 0,45 cm.

Pengukuran fungsi anisotropi pada jarak radial 0,25 mm, 0,5 mm, 0,75 mm dan 1-10 mm dengan interval 1 mm ditunjukkan pada tabel. Pada perhitungan $F(r,\theta)$, diasumsikan distribusi dosis pada sumbu longitudinal sumber adalah simetris. Data ditunjukkan pada tabel 2 untuk sudut 0-180° dengan interval sudut 10°

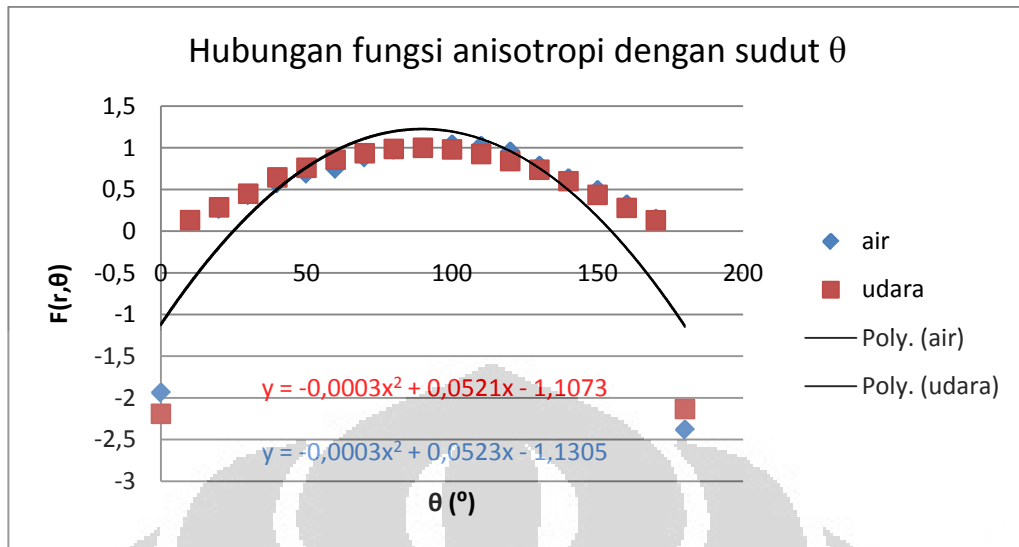


Gambar 4.7. Kurva fungsi anisotropi terhadap θ (CLRP-TG43DB)

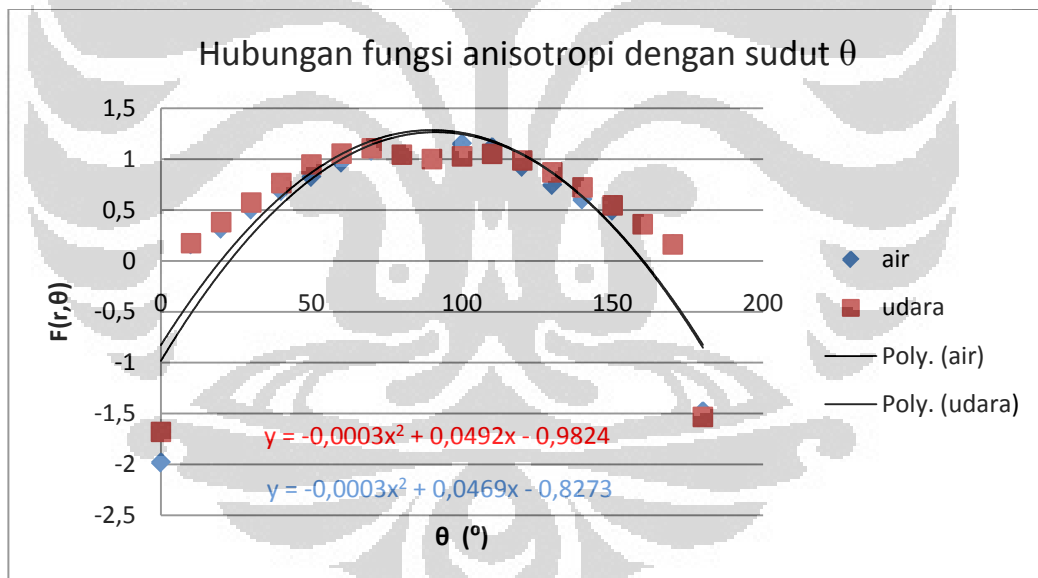
Gambar 4.6 merupakan kurva anisotropi yang dikutip dari database parameter CLRP TG-43, yang dalam penelitian ini dijadikan sebagai literatur. Faktor anisotropi meningkat dari sudut theta 0-90°, dan secara perlahan turun untuk sudut theta > 90°.



Gambar 4.8. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 0,5 \text{ mm}$



Gambar 4.9. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 0,75$ mm

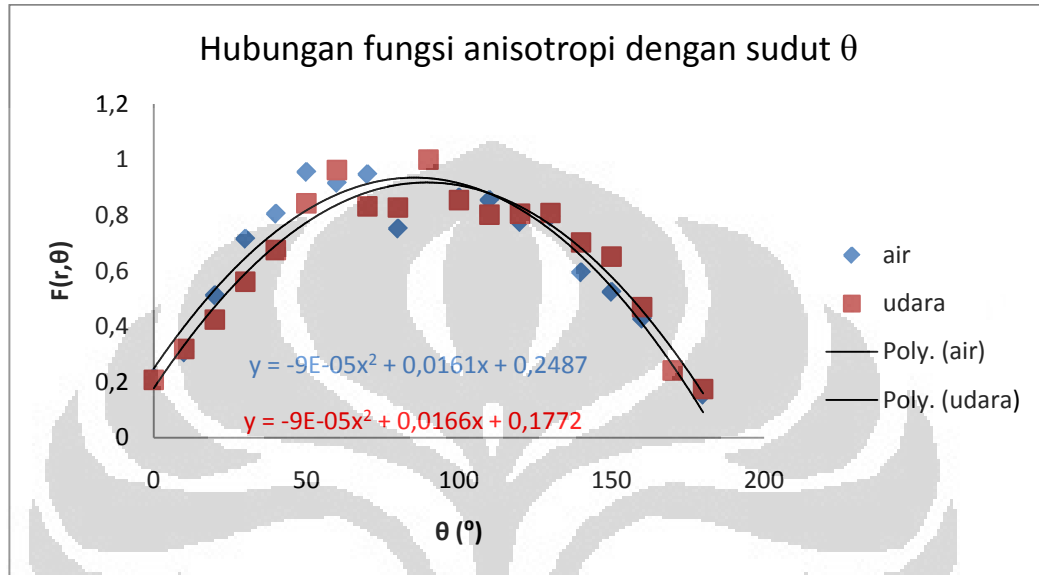


Gambar 4.10. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 1$ mm

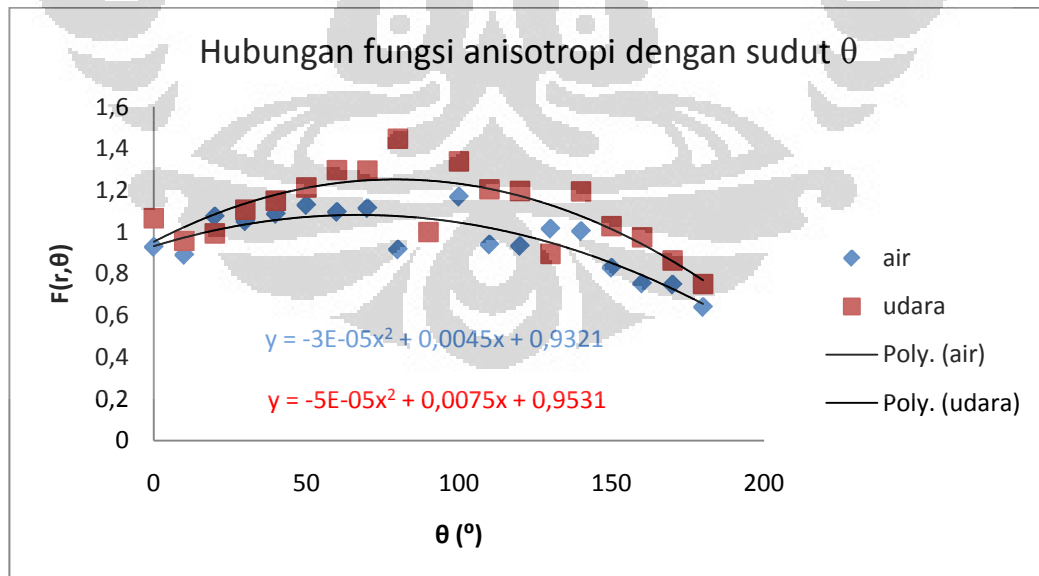
Gambar 4.6, 4.7, dan 4.8 merupakan kurva anisotropi pada jarak radial r 0,5 mm, 0,75 mm, dan 1 mm. Faktor anisotropi meningkat dari sudut theta 0-90°, dan secara perlahan turun untuk sudut theta > 90°. Pada jarak radial $r < 1$ mm, distribusi dosis relatif merata pada sudut-sudut yang diberikan. Dosis dekat

dengan pusat dan tepi sumber memiliki nilai yang relatif lebih besar dari pada nilai dosis dekat dengan ujung sumber.

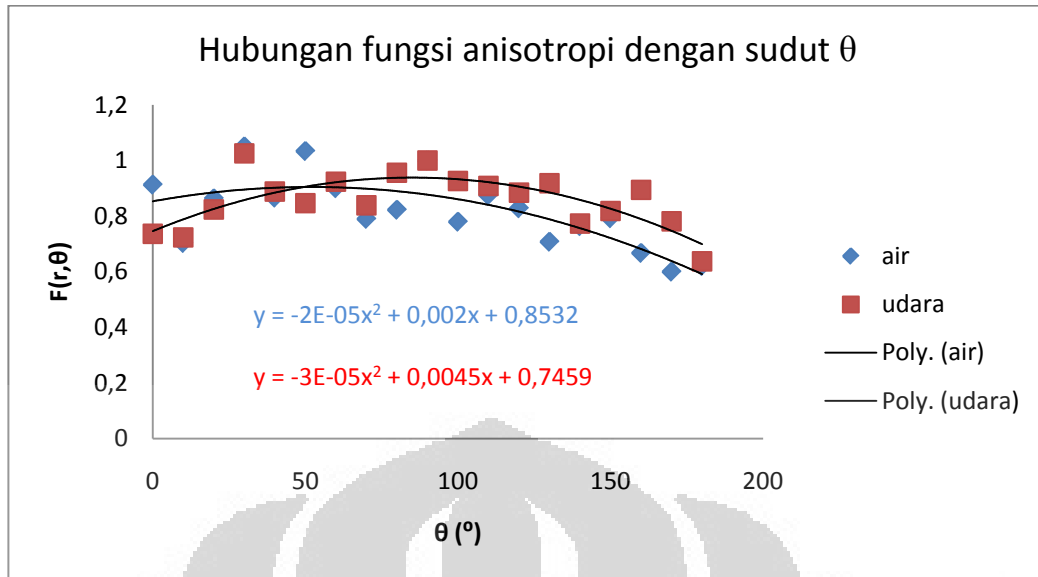
Gambar kurva di bawah ini yaitu untuk jarak radial $r = 2-10$ mm, dengan interval 1 mm.



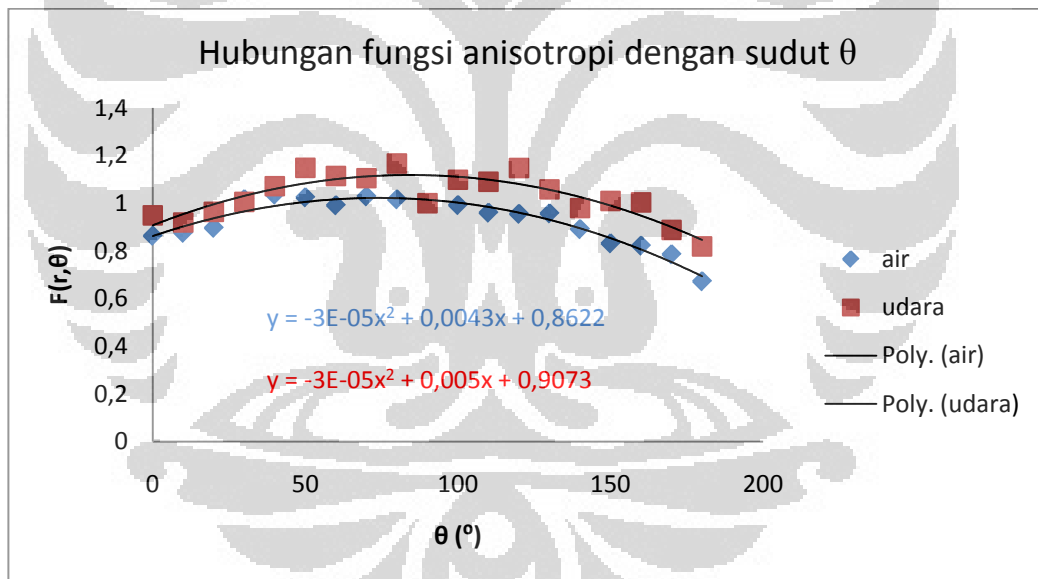
Gambar 4.11. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 2$ mm



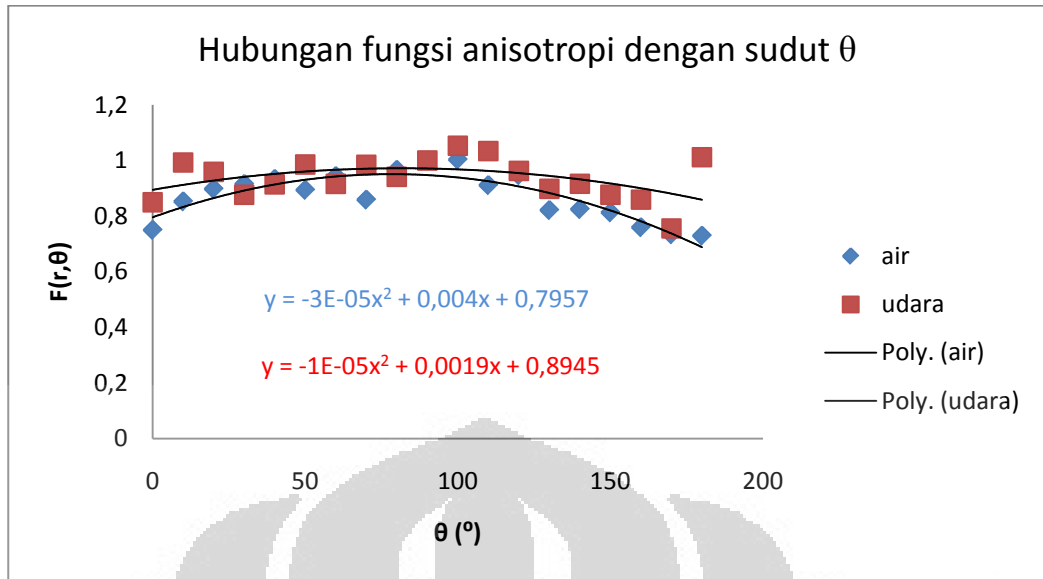
Gambar 4.12. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 3$ mm



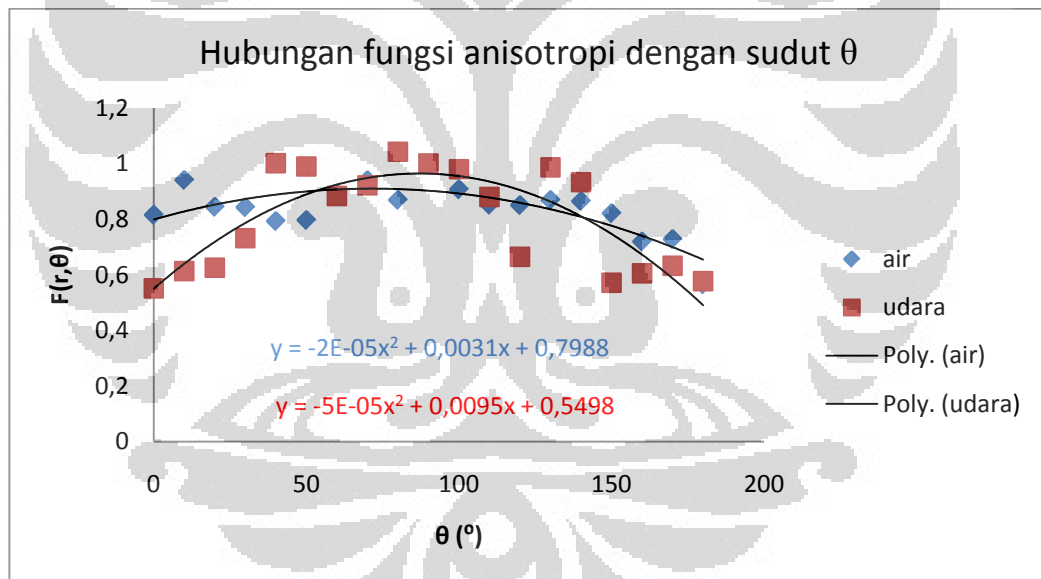
Gambar 4.13. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 4 \text{ mm}$



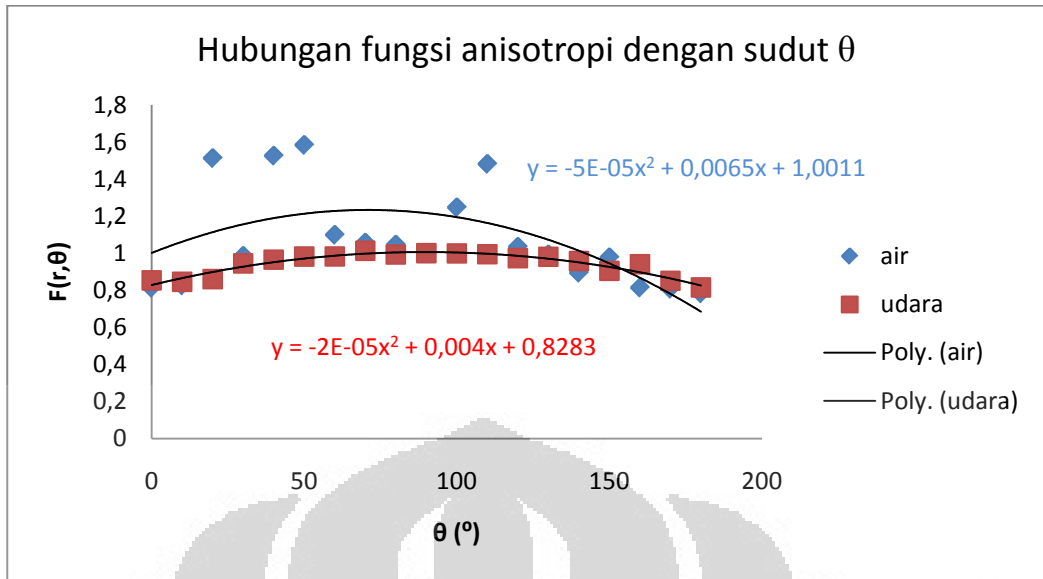
Gambar 4.14. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 5 \text{ mm}$



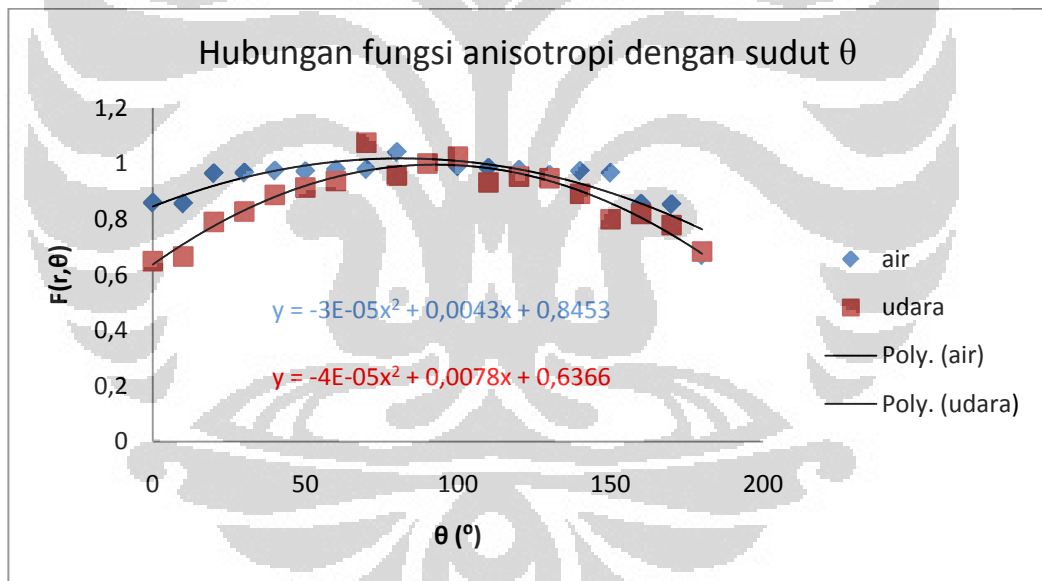
Gambar 4.15. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 6$ mm



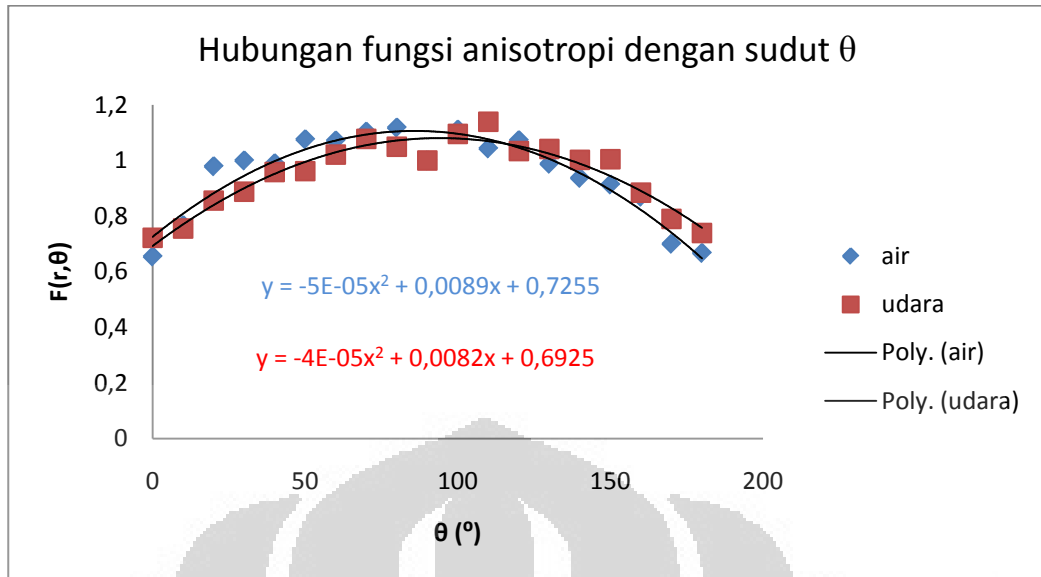
Gambar 4.16. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 7$ mm



Gambar 4.17. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 8$ mm



Gambar 4.18. Kurva Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 9$ mm

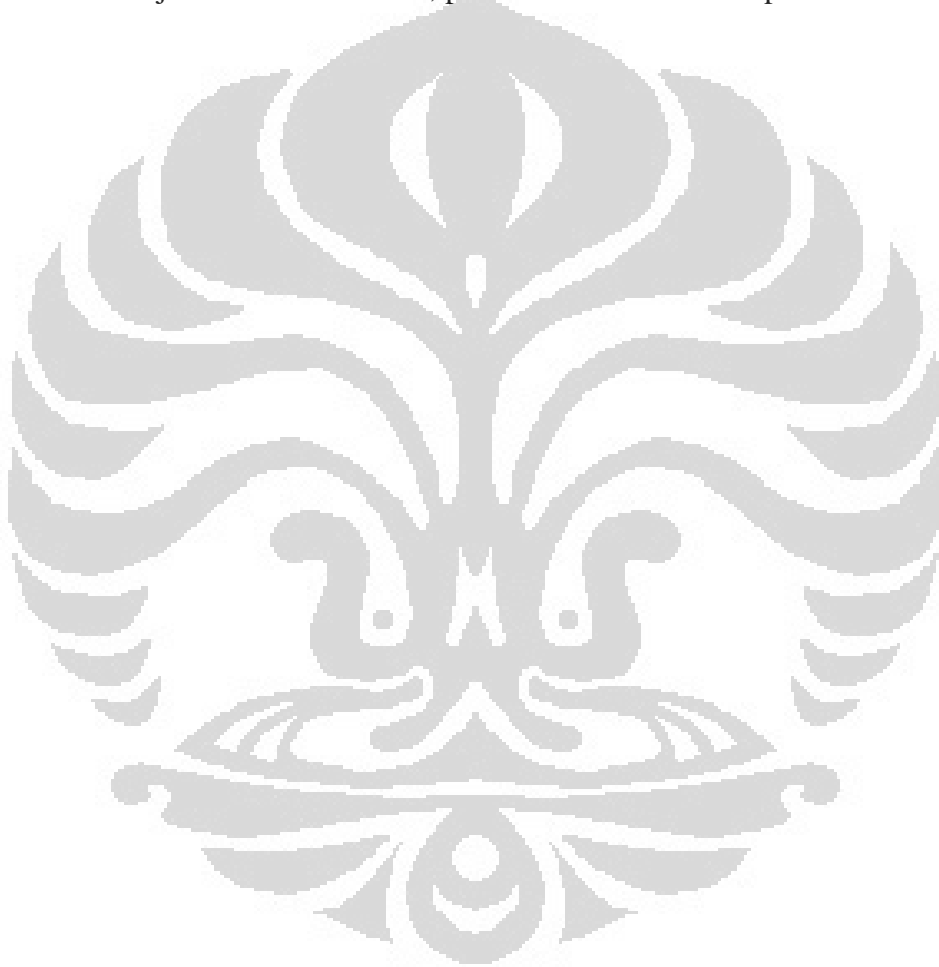


Gambar 4.19. Kurva fungsi anisotropi terhadap sudut pada medium air dan udara untuk $r = 10 \text{ mm}$

Pada tabel (lampiran), semakin jauh jarak radial r maka semakin kecil nilai fungsi anisotropi. Dari grafik terlihat bahwa untuk jarak $> 1 \text{ mm}$ terdapat titik-titik yang menyimpang atau tidak sesuai dengan literatur. Hal ini dikarenakan karena persebaran dosis tidak merata (anisotrop) pada jarak yang semakin jauh dari sumber.

Untuk setiap jarak r , semakin mendekati sudut 90° , semakin besar nilai fungsi anisotropinya, dan untuk sudut $\theta > 90^\circ$ nilai anisotropinya semakin menurun. Namun pada hasil yang diperoleh pada penelitian ini tidak demikian. Untuk $r > 1 \text{ mm}$, nilai fungsi anisotropi tidak maksimum pada sudut $\theta 90^\circ$. Hal ini disebabkan distribusi dosis yang tidak merata pada jarak $> 1 \text{ mm}$. Terdapat dua kemungkinan terjadinya penyebaran dosis yang tidak merata di sekitar sumber, yaitu karena sumbernya tidak homogen, dan karena pengaruh medium di sekitarnya. Sumber yang tidak homogen memiliki kerapatan yang tidak sama pada setiap bagiannya. Namun, karena sumber sudah didesain sedemikian rupa oleh pabrik atau vendor, faktor sumber sebagai penyebab penyebaran dosis yang tidak merata sangatlah kecil. Pengaruh medium sekitar juga dapat menyebabkan dosis yang anisotrop, karena adanya faktor hamburan dan atenuasi dari medium tempat berjalannya proses penelitian.

Pada penelitian ini, sumber diletakkan pada film (sumber di atas film). Posisi sumber dan film tidak satu bidang sehingga ada koreksi sudut pada saat penentuan jarak radial r terhadap sumber. Namun, karena ketebalan sumber sangat kecil (0.9 mm) maka film dan sumber dianggap satu bidang permukaan, sehingga koreksi sudutnya sangat kecil. Meskipun koreksi sudut yang kecil, hal ini tetap akan berpengaruh pada saat menentukan nilai fungsi geometri dan fungsi anisotropi. Perbandingan nilai fungsi anisotropi pada medium udara dan air relatif sama. Untuk jarak radial $r > 2$ mm, perbedaan mulai terlihat pada bentuk kurva.



BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

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

- Fungsi geometri bergantung pada ukuran sumber dan distribusi spasial sumber aktif di dalam sumber tersebut.
- Semakin jauh jarak radial r , semakin kecil faktor koreksi geometri.
- Untuk setiap jarak r , semakin mendekati sudut 90° semakin kecil faktor geometri, dan semakin menjauhi sudut 90° semakin besar faktor koreksi geometri
- Fungsi anisotropi menurun karena r yang semakin kecil, θ mendekati 0° atau 180° , ketebalan kapsul sumber, energi foton yang semakin menurun.
- Perbedaan nilai fungsi anisotropi pada medium air dan udara terjadi saat jarak radial $r > 1$ mm

5.2 Saran

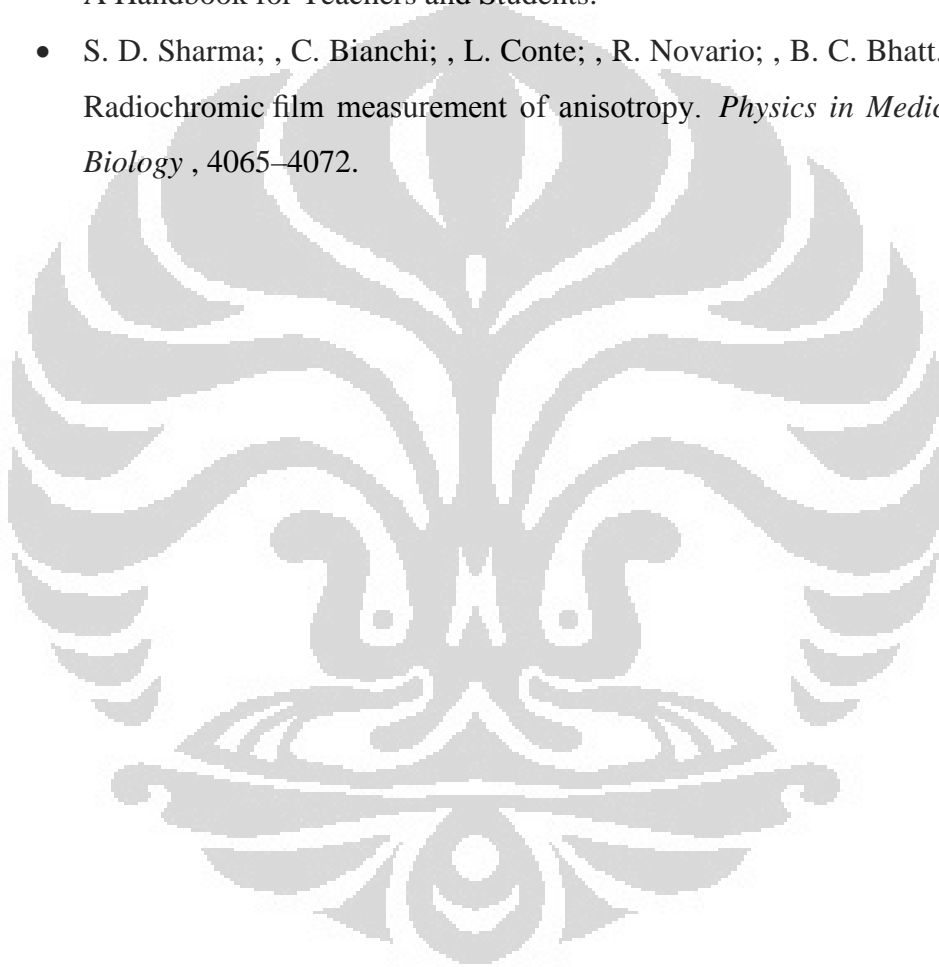
Setelah melakukan penelitian ini, hasil yang diperoleh masih banyak terdapat kekurangan baik dalam proses pengukuran maupun perhitungan. Oleh karena itu, penulis mengharapkan pada penelitian yang akan datang diperlukan beberapa perbaikan dan peningkatan, diantaranya :

- 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 ACUAN

- A.Hanafi, & D.Migahed, M. (2001). Comparison of two planning systems for HDR. *JournalL of Applied Clinical Medical Physics* , 2, 114-120.
- Budiyo, T. (2007, Mei 18-20). Brachytherapy Intracavitair Nasofarings Menggunakan mHDR Ir-192di RS Dr. Sardjito. 1-7.
- F.Scarlat; , A. Scarisoreanu; , M. Oane; , E. Mitru; , E. Badita. (2008, November 15-19). Determination of Absorbed Dose Using a Dosimetric Film. *IX Radiation Physics & Protection Conference* , 313-321.
- <http://www.kalbe.co.id/files/cdk/files/18KalibrasiAktivitasSumberIr192Brakerapi118.pdf/18KalibrasiAktivitasSumberIr192Brakiterapi118.html>
- International Specialty Products (February 19, 2009). *Gafchromic EBT2 Self Developin Film for Radiotherapy Dosimetry*. Revision 1. ISP, 1361 Alps Road Wayne, NJ 07470, 973- B 628-3831/-3531, USA.
- Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*. Charles C Thomas Pub, Illinois, 1983.
- King, R. P, & Anderson, R. S. (2001). Geometry function of a linear brachytherapy source. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*,2.
- Kurniawan, Hary. 2009. *Kalibrasi Film Gafchromic EBT 2 Menggunakan Linac dan Co-60*. Skripsi Sarjana, Jurusan Fisika Universitas Indonesia, Depok, Tidak diterbitkan
- McCullough and Holmes, *Med. Phys.*, 12:237-242, 1985.
- Meigooni A.S., Gearheart D.M., Sowards K. (2000). Experimental determination of dosimetric characteristics of Best 125I brachytherapy source. *Med.Phys.*, 27: 2168-2173
- Nasukha. *Dosimetri Klinik, Pusat Standardisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi*. Badan Tenaga Atom Nasional (BATAN). Jakarta
- Nazaroh. (2005). Prosedur Standardisasi untuk Kalibrasi Sumber-Sumber Brakhiterapi. *Standardisasi/Kalibrasi Sumber-Sumber Brakhiterapi*, 7, 65-75

- Ravinder Nath et al., “Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43,” *Med. Phys.* 22, 209–234 ~1985!.
- Rivard et al, Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM Protocol for brachytherapy dose calculations, *Med. Phys* Vol 31. 2004
- Sunthralingan. N, Podgorsak E.B, Tolli. H,” *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.*
- S. D. Sharma; , C. Bianchi; , L. Conte; , R. Novario; , B. C. Bhatt. (2004). Radiochromic film measurement of anisotropy. *Physics in Medicine and Biology* , 4065–4072.



LAMPIRAN A

1. Tabel nilai dosis, sudut β , faktor geometri dan fungsi anisotropi pada jarak radial r dan sudut θ untuk medium udara

r (mm)	θ ($^\circ$)	β ($^\circ$)	D (cGy)	$G(r,\theta)$	$F(r,\theta)$
1	0		5595,968	-0,446	-1,485
	10	164,407	6251,590	4,715	0,161
	20	151,203	6342,955	2,237	0,351
	30	141,216	6156,646	1,428	0,533
	40	134,069	6201,989	1,042	0,727
	50	129,085	5758,009	0,830	0,835
	60	125,697	5368,414	0,708	0,904
	70	123,511	4894,175	0,638	0,910
	80	122,286	4844,503	0,602	0,953
	90	121,891	4988,197	0,591	1,000
	100	122,286	4988,197	0,602	0,982
	110	123,511	5100,410	0,638	0,948
	120	125,697	5103,552	0,708	0,859
	130	129,085	5069,471	0,830	0,735
	140	134,069	4999,981	1,042	0,586
	150	141,216	5118,357	1,428	0,443
	160	151,203	5224,163	2,237	0,289
	170	164,407	5568,293	4,715	0,144
180			6160,174	-0,446	-1,635

r (mm)	θ ($^\circ$)	β ($^\circ$)	D (cGy)	$G(r,\theta)$	$F(r,\theta)$
2	0		5101,859	1,316	0,246
	10	58,706	4609,302	0,820	0,357
	20	72,849	4242,768	0,516	0,522
	30	78,079	4119,572	0,379	0,691
	40	80,674	3945,284	0,304	0,823
	50	82,154	4018,094	0,260	0,981
	60	83,051	3316,061	0,232	0,905
	70	83,591	3043,159	0,216	0,896
	80	83,882	3495,378	0,206	1,075
	90	83,974	3206,849	0,204	1,000
	100	83,882	2391,972	0,206	0,735
	110	83,591	2903,073	0,216	0,855
	120	83,051	3143,466	0,232	0,858
	130	82,154	3121,712	0,260	0,762
	140	80,674	2909,287	0,304	0,607
	150	78,079	3214,705	0,379	0,539
	160	72,849	3164,070	0,516	0,389
	170	58,706	3041,588	0,820	0,236
180			2934,033	1,316	0,142

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
3	0		2657,110	0,174	1,103
	10	18,035	2440,144	0,168	1,048
	20	32,672	2446,971	0,154	1,142
	30	43,152	2375,519	0,139	1,227
	40	50,317	2188,219	0,127	1,247
	50	55,154	1810,314	0,116	1,121
	60	58,374	1759,415	0,109	1,164
	70	60,422	1788,960	0,104	1,241
	80	61,562	1422,229	0,101	1,015
	90	61,928	1388,741	0,100	1,000
	100	61,562	1440,004	0,101	1,027
	110	60,422	1387,184	0,104	0,962
	120	58,374	1273,940	0,109	0,843
	130	55,154	1444,389	0,116	0,895
	140	50,317	1546,821	0,127	0,881
	150	43,152	1301,585	0,139	0,673
	160	32,672	1289,780	0,154	0,602
	170	18,035	1296,993	0,168	0,557
180		1317,146	0,174	0,547	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
4	0		1051,623	0,078	1,062
	10	11,088	892,098	0,077	0,913
	20	21,106	1064,193	0,075	1,126
	30	29,434	1173,778	0,071	1,302
	40	35,957	1056,336	0,068	1,233
	50	40,843	894,057	0,065	1,095
	60	44,343	835,345	0,062	1,066
	70	46,681	904,224	0,060	1,189
	80	48,020	796,544	0,059	1,067
	90	48,455	741,898	0,059	1,000
	100	48,020	772,267	0,059	1,034
	110	46,681	753,754	0,060	0,991
	120	44,343	738,103	0,062	0,941
	130	40,843	758,466	0,065	0,929
	140	35,957	754,619	0,068	0,881
	150	29,434	784,700	0,071	0,871
	160	21,106	741,392	0,075	0,785
	170	11,088	711,809	0,077	0,728
180		741,898	0,078	0,749	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
5	0		657,661	0,046	0,902
	10	8,174	661,062	0,046	0,913
	20	15,797	679,959	0,045	0,957
	30	22,470	668,726	0,044	0,967
	40	28,000	659,100	0,042	0,983
	50	32,361	685,278	0,041	1,054
	60	35,617	634,809	0,040	1,003
	70	37,859	710,552	0,039	1,146
	80	39,168	638,611	0,039	1,044
	90	39,598	609,203	0,038	1,000
	100	39,168	589,560	0,039	0,964
	110	37,859	575,948	0,039	0,929
	120	35,617	618,503	0,040	0,978
	130	32,361	577,055	0,041	0,888
	140	28,000	559,303	0,042	0,835
	150	22,470	601,571	0,044	0,870
	160	15,797	522,677	0,045	0,736
	170	8,174	547,121	0,046	0,755
180		5556,509	0,046	0,705	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
6	0		526,615	0,031	0,923
	10	6,532	548,829	0,030	0,966
	20	12,708	522,235	0,030	0,931
	30	18,246	535,072	0,029	0,971
	40	22,968	539,911	0,029	1,001
	50	26,798	559,397	0,028	1,059
	60	29,727	505,587	0,028	0,976
	70	31,781	516,929	0,027	1,012
	80	32,997	543,693	0,027	1,075
	90	33,398	504,222	0,027	1,000
	100	32,997	526,105	0,027	1,040
	110	31,781	571,643	0,027	1,120
	120	29,727	540,841	0,028	1,044
	130	26,798	514,248	0,028	0,974
	140	22,968	576,139	0,029	1,068
	150	18,246	554,448	0,029	1,006
	160	12,708	440,943	0,030	0,786
	170	6,532	389,146	0,030	0,685
180		430,683	0,031	0,755	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
7	0		322,081	0,022	0,465
	10	5,462	342,660	0,022	0,496
	20	10,667	491,575	0,022	0,718
	30	15,395	529,138	0,021	0,783
	40	19,493	551,824	0,021	0,829
	50	22,873	499,663	0,021	0,762
	60	25,497	588,537	0,020	0,911
	70	27,361	562,224	0,020	0,880
	80	28,472	493,949	0,020	0,778
	90	28,842	633,157	0,020	1,000
	100	28,472	391,627	0,020	0,617
	110	27,361	341,165	0,020	0,534
	120	25,497	350,605	0,020	0,542
	130	22,873	324,085	0,021	0,494
	140	19,493	331,144	0,021	0,497
	150	15,395	318,441	0,021	0,471
	160	10,667	306,660	0,022	0,448
170	5,462	302,313	0,022	0,438	
180		299,895	0,022	0,433	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
8	0		283,996	0,016	0,890
	10	4,705	295,526	0,016	0,928
	20	9,208	300,117	0,016	0,948
	30	13,333	299,163	0,016	0,954
	40	16,945	301,004	0,016	0,971
	50	19,956	308,209	0,016	1,006
	60	22,318	299,073	0,016	0,987
	70	24,009	298,559	0,015	0,994
	80	25,023	301,832	0,015	1,011
	90	25,361	298,126	0,015	1,000
	100	25,023	303,572	0,015	1,016
	110	24,009	300,483	0,015	1,000
	120	22,318	303,706	0,016	1,003
	130	19,956	304,897	0,016	0,996
	140	16,945	305,556	0,016	0,986
	150	13,333	289,892	0,016	0,925
	160	9,208	281,661	0,016	0,890
170	4,705	245,254	0,016	0,770	
180		243,175	0,016	0,762	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
9	0		215,239	0,013	0,777
	10	4,138	237,070	0,013	0,858
	20	8,111	267,535	0,013	0,973
	30	11,768	259,621	0,013	0,951
	40	14,994	273,257	0,013	1,010
	50	17,702	271,742	0,012	1,014
	60	19,842	279,172	0,012	1,051
	70	21,382	291,554	0,012	1,105
	80	22,310	286,717	0,012	1,091
	90	22,620	262,360	0,012	1,000
	100	22,310	260,170	0,012	0,990
	110	21,382	287,563	0,012	1,090
	120	19,842	258,982	0,012	0,975
	130	17,702	242,977	0,012	0,907
	140	14,994	240,918	0,013	0,890
	150	11,768	223,703	0,013	0,819
	160	8,111	217,231	0,013	0,790
	170	4,138	189,163	0,013	0,684
180		180,321	0,013	0,651	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
10	0		160,009	0,010	0,705
	10	3,697	172,139	0,010	0,759
	20	7,252	192,080	0,010	0,851
	30	10,538	205,057	0,010	0,914
	40	13,450	216,677	0,010	0,972
	50	15,908	222,826	0,010	1,008
	60	17,859	223,907	0,010	1,020
	70	19,270	223,212	0,010	1,022
	80	20,123	211,251	0,010	0,971
	90	20,408	217,312	0,010	1,000
	100	20,123	224,098	0,010	1,030
	110	19,270	200,243	0,010	0,917
	120	17,859	197,405	0,010	0,899
	130	15,908	208,665	0,010	0,944
	140	13,450	189,693	0,010	0,851
	150	10,538	191,093	0,010	0,851
	160	7,252	179,580	0,010	0,795
	170	3,697	158,390	0,010	0,699
180		156,353	0,010	0,689	

2. Nilai dosis, sudut β , faktor geometri dan fungsi anisotropi pada jarak radial r (mm) dan sudut θ untuk medium air

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	$G(r,\theta)$	$F(r,\theta)$
1	0		4293,297	-0,446	-1,023
	10	168,881	4691,275	4,715	0,106
	20	157,817	5106,573	2,237	0,243
	30	147,288	5256,552	1,428	0,391
	40	138,159	5406,530	1,042	0,552
	50	131,159	5526,356	0,830	0,708
	60	126,447	5535,662	0,708	0,832
	70	123,672	5637,783	0,638	0,940
	80	122,296	5635,426	0,602	0,995
	90	121,891	5556,509	0,591	1,000
	100	122,296	5556,509	0,602	0,982
	110	123,672	5802,846	0,638	0,967
	120	126,447	5922,007	0,708	0,890
	130	131,159	5874,535	0,830	0,753
	140	138,159	5795,618	1,042	0,592
	150	147,288	6097,161	1,428	0,454
	160	157,817	6427,757	2,237	0,306
	170	168,881	6171,958	4,715	0,139
180		5556,509	-0,446	-1,324	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	$G(r,\theta)$	$F(r,\theta)$
2	0		2772,522	1,316	0,113
	10	58,706	2545,585	0,820	0,166
	20	72,849	3305,214	0,516	0,343
	30	78,079	3349,149	0,379	0,474
	40	80,674	3884,421	0,304	0,684
	50	82,154	3338,180	0,260	0,688
	60	83,051	3306,263	0,232	0,762
	70	83,591	4131,356	0,216	1,026
	80	83,882	3495,378	0,206	0,907
	90	83,974	3799,619	0,204	1,000
	100	83,882	3831,221	0,206	0,994
	110	83,591	3970,587	0,216	0,986
	120	83,051	4087,184	0,232	0,942
	130	82,154	4351,682	0,260	0,897
	140	80,674	4356,781	0,304	0,767
	150	78,079	4669,207	0,379	0,661
	160	72,849	5913,030	0,516	0,614
	170	58,706	5181,562	0,820	0,339
180		4806,616	1,316	0,196	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
3	0		1274,011	0,174	0,407
	10	18,035	1438,854	0,168	0,475
	20	32,672	1835,747	0,154	0,659
	30	43,152	1900,414	0,139	0,755
	40	50,317	1929,016	0,127	0,845
	50	55,154	1932,488	0,116	0,921
	60	58,374	1716,387	0,109	0,873
	70	60,422	1912,583	0,104	1,020
	80	61,562	2034,707	0,101	1,116
	90	61,928	1805,636	0,100	1,000
	100	61,562	1977,294	0,101	1,085
	110	60,422	2369,284	0,104	1,264
	120	58,374	2174,113	0,109	1,106
	130	55,154	3031,111	0,116	1,444
	140	50,317	2532,265	0,127	1,109
	150	43,152	2770,236	0,139	1,101
	160	32,672	3245,172	0,154	1,165
	170	18,035	2919,592	0,168	0,964
180		3068,477	0,174	0,980	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
4	0		748,029	0,078	0,633
	10	11,088	829,613	0,077	0,711
	20	21,106	885,799	0,075	0,785
	30	29,434	977,923	0,071	0,909
	40	35,957	943,608	0,068	0,923
	50	40,843	975,967	0,065	1,001
	60	44,343	1128,195	0,062	1,205
	70	46,681	1033,198	0,060	1,138
	80	48,020	986,387	0,059	1,107
	90	48,455	885,799	0,059	1,000
	100	48,020	1194,803	0,059	1,340
	110	46,681	1377,081	0,060	1,516
	120	44,343	1197,525	0,062	1,279
	130	40,843	1359,525	0,065	1,395
	140	35,957	1571,039	0,068	1,536
	150	29,434	1502,937	0,071	1,397
	160	21,106	1587,700	0,075	1,407
	170	11,088	1377,944	0,077	1,181
180		1249,479	0,078	1,057	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
5	0		597,115	0,046	0,687
	10	8,174	606,521	0,046	0,702
	20	15,797	687,758	0,045	0,812
	30	22,470	685,823	0,044	0,832
	40	28,000	672,112	0,042	0,841
	50	32,361	716,594	0,041	0,925
	60	35,617	772,737	0,040	1,024
	70	37,859	732,411	0,039	0,991
	80	39,168	761,424	0,039	1,044
	90	39,598	726,290	0,038	1,000
	100	39,168	796,557	0,039	1,092
	110	37,859	743,777	0,039	1,007
	120	35,617	806,187	0,040	1,069
	130	32,361	798,455	0,041	1,030
	140	28,000	832,744	0,042	1,042
	150	22,470	883,306	0,044	1,072
	160	15,797	857,019	0,045	1,012
	170	8,174	774,412	0,046	0,897
180		912,258	0,046	1,049	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
6	0		554,646	0,031	0,831
	10	6,532	556,561	0,030	0,838
	20	12,708	517,502	0,030	0,789
	30	18,246	512,467	0,029	0,795
	40	22,968	571,108	0,029	0,905
	50	26,798	609,788	0,028	0,987
	60	29,727	565,803	0,028	0,933
	70	31,781	606,406	0,027	1,015
	80	32,997	627,615	0,027	1,061
	90	33,398	589,891	0,027	1,000
	100	32,997	639,521	0,027	1,081
	110	31,781	572,914	0,027	0,959
	120	29,727	639,371	0,028	1,055
	130	26,798	643,637	0,028	1,042
	140	22,968	636,630	0,029	1,009
	150	18,246	617,143	0,029	0,958
	160	12,708	639,768	0,030	0,975
	170	6,532	581,393	0,030	0,875
180		563,423	0,031	0,844	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
7	0		311,208	0,022	0,472
	10	5,462	336,368	0,022	0,512
	20	10,667	504,837	0,022	0,775
	30	15,395	613,045	0,021	0,953
	40	19,493	594,517	0,021	0,938
	50	22,873	556,031	0,021	0,891
	60	25,497	544,918	0,020	0,886
	70	27,361	502,487	0,020	0,826
	80	28,472	509,699	0,020	0,844
	90	28,842	602,575	0,020	1,000
	100	28,472	535,218	0,020	0,886
	110	27,361	524,684	0,020	0,862
	120	25,497	537,123	0,020	0,873
	130	22,873	514,282	0,021	0,824
	140	19,493	501,212	0,021	0,791
	150	15,395	566,925	0,021	0,881
	160	10,667	530,446	0,022	0,814
170	5,462	512,221	0,022	0,779	
180		503,184	0,022	0,763	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
8	0		265,823	0,016	0,587
	10	4,705	299,153	0,016	0,662
	20	9,208	298,608	0,016	0,665
	30	13,333	311,066	0,016	0,700
	40	16,945	306,194	0,016	0,697
	50	19,956	346,005	0,016	0,797
	60	22,318	433,520	0,016	1,009
	70	24,009	572,033	0,015	1,343
	80	25,023	565,164	0,015	1,334
	90	25,361	422,742	0,015	1,000
	100	25,023	613,895	0,015	1,449
	110	24,009	593,135	0,015	1,393
	120	22,318	585,038	0,016	1,362
	130	19,956	632,738	0,016	1,457
	140	16,945	601,030	0,016	1,368
	150	13,333	454,774	0,016	1,023
	160	9,208	402,348	0,016	0,897
170	4,705	339,445	0,016	0,752	
180		311,824	0,016	0,689	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
9	0		235,256	0,013	0,739
	10	4,138	221,731	0,013	0,698
	20	8,111	281,691	0,013	0,891
	30	11,768	304,461	0,013	0,970
	40	14,994	305,061	0,013	0,981
	50	17,702	301,351	0,012	0,978
	60	19,842	300,274	0,012	0,983
	70	21,382	305,372	0,012	1,006
	80	22,310	300,467	0,012	0,995
	90	22,620	301,615	0,012	1,000
	100	22,310	304,939	0,012	1,009
	110	21,382	343,669	0,012	1,133
	120	19,842	325,007	0,012	1,064
	130	17,702	308,810	0,012	1,002
	140	14,994	315,819	0,013	1,015
	150	11,768	342,387	0,013	1,091
	160	8,111	303,977	0,013	0,961
170	4,138	302,413	0,013	0,952	
180		287,709	0,013	0,904	

r (mm)	θ (°)	β (°)	D (cGy)	G(r, θ)	F(r, θ)
10	0		165,297	0,010	0,519
	10	3,697	180,883	0,010	0,569
	20	7,252	217,832	0,010	0,688
	30	10,538	259,103	0,010	0,823
	40	13,450	268,857	0,010	0,860
	50	15,908	282,574	0,010	0,911
	60	17,859	280,061	0,010	0,909
	70	19,270	297,525	0,010	0,971
	80	20,123	293,709	0,010	0,962
	90	20,408	304,792	0,010	1,000
	100	20,123	302,812	0,010	0,992
	110	19,270	302,960	0,010	0,989
	120	17,859	302,768	0,010	0,983
	130	15,908	300,051	0,010	0,967
	140	13,450	305,436	0,010	0,977
	150	10,538	305,399	0,010	0,970
	160	7,252	259,859	0,010	0,821
170	3,697	236,763	0,010	0,745	
180		204,628	0,010	0,643	

LAMPIRAN B

Metode interpolasi menggunakan program matlab R-2008b untuk menentukan nilai dosis pada jarak tertentu atau jarak yang diinginkan.

1. Medium Udara

```
% Program mencari nilai dosis dengan r dan theta setelah di interpolasi
```

```
clear all  
close all  
clc  
format short
```

```
Z = xlsread('ok.xlsx', 1, 'C4:NU257');
```

```
[x,y] = meshgrid(-65.363310:0.33867:64.008630,-  
34.544340:0.33867:51.139170);  
[xi,yi] = meshgrid(-65.363310:0.067734:64.008630,-  
34.544340:0.067734:51.139170);  
vi = interp2(x,y,Z,xi,yi,'linear');
```

```
% mengubah ke koordinat kartesian  
xn=-65.363310:0.067734:64.008630;  
yn=51.139170:-0.067734:-34.544340;  
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
```

```
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('output_udara.xls', M, 1, 'F5:I23')

```



2. Medium Air

% Program mencari nilai dosis dengan r dan theta setelah di interpolasi

```
clear all
close all
clc
format short
```

```
Z = xlsread('ok2.xlsx', 1, 'C3:NQ256');
```

```
[x,y] = meshgrid(-79.248780:0.33867:48.768480,-
36.915030:0.33867:48.768480);
[xi,yi] = meshgrid(-79.248780:0.067734:48.768480,-
36.915030:0.067734:48.768480);
vi = interp2(x,y,Z,xi,yi,'linear');
```

```
% mengubah ke koordinat kartesian
xn=-79.248780:0.067734:48.768480;
yn=48.768480:-0.067734:-36.915030;
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
```

```
end
```

```
    for j=1:length(yn)
        dy=yy-yn(j);
        if dy<0.06773 && dy>-0.06773
            break
        end
    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('output.xls', M, 1, 'F5:I23')
```



LAMPIRAN C

Penentuan kurva isodosis menggunakan program matlab untuk medium udara dan air

1. Medium udara

```
%kurva dosis (gray/foton)
clear all
clc
format short

load data -mat

[x,y] = meshgrid(-65.36331:0.33867:64.00863,51.13917:-0.33867:-
34.54434);
[xi,yi] = meshgrid(-65.36331:0.067734:64.00863,51.13917:-
0.067734:-34.54434);
vi = interp2(x,y,Z,xi,yi,'linear');

subplot(1,2,1)
[c,h]=contour(x,y,Z,46);
%clabel(c,h,'manual');
xlabel('Jarak Radial (cm)')%label sumbu horizontal
ylabel('Posisi Sumber (cm)')%label sumbu vertikal
title('Kurva Isodosis Ir-192 HDR Brakiterapi Pada Medium Udara
Selama 30 detik (Sebelum Diinterpolasi)')%judul grafik
colormap(jet);
colorbar;
grid on;

subplot(1,2,2)
[c,h]=contour(xi,yi,vi,46);
%clabel(c,h,'manual');
xlabel('Jarak Radial (cm)')%label sumbu horizontal
ylabel('Posisi Sumber (cm)')%label sumbu vertikal
title('Kurva Isodosis Ir-192 HDR Brakiterapi Pada Medium Udara
Selama 30 detik (Sesudah Diinterpolasi)')%judul grafik
colormap(jet);
colorbar;
grid on;
```

2. Medium Air

```
%kurva dosis (gray/foton)
clear all
clc
format short

load data -mat

[x,y] = meshgrid(-65.36331:0.33867:64.00863,51.13917:-0.33867:-
34.54434);
[xi,yi] = meshgrid(-65.36331:0.067734:64.00863,51.13917:-
0.067734:-34.54434);
vi = interp2(x,y,Z,xi,yi,'linear');

subplot(1,2,1)
[c,h]=contour(x,y,Z,46);
%clabel(c,h,'manual');
xlabel('Jarak Radial (cm)')%label sumbu horizontal
ylabel('Posisi Sumber (cm)')%label sumbu vertikal
title('Kurva Isodosis Ir-192 HDR Brakiterapi Pada Medium Udara
Selama 30 detik (Sebelum Diinterpolasi)')%judul grafik
colormap(jet);
colorbar;
grid on;

subplot(1,2,2)
[c,h]=contour(xi,yi,vi,46);
%clabel(c,h,'manual');
xlabel('Jarak Radial (cm)')%label sumbu horizontal
ylabel('Posisi Sumber (cm)')%label sumbu vertikal
title('Kurva Isodosis Ir-192 HDR Brakiterapi Pada Medium Udara
Selama 30 detik (Sesudah Diinterpolasi)')%judul grafik
colormap(jet);
colorbar;
grid on;
```