

**Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron
Pada Berkas Sinar X 6 MV Produksi Pesawat
Linac Elekta SL15**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar
Magister

Nama: Choirul Anam
NPM: 0806420871



UNIVERSITAS INDONESIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM MAGISTER
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS
DEPOK
JUNI 2010

**Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron
Pada Berkas Sinar X 6 MV Produksi Pesawat
Linac Elekta SL15**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Magister

Nama: Choirul Anam
NPM: 0806420871



UNIVERSITAS INDONESIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM MAGISTER
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS
DEPOK
JUNI 2010

HALAMAN PERNYATAN ORISINALITAS

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

Nama : Choirul Anam

NPM : 0806420871

Tanda Tangan :

Tanggal : 29 Juni 2010

HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh:

Nama : Choirul Anam
NPM : 0806420871
Program Studi : Magister Fisika Medis
Judul Tesis : Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi
Elektron Pada Berkas Sinar X 6 MV Produksi
Pesawat Linac Elekta SL15

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing: Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko (.....)

Pembimbing: Dr. rer.nat. Freddy haryanto (.....)

Penguji : Prof. Dr. Wahyu Setiabudi (.....)

Penguji : Dr. Warsito (.....)

Penguji : Dr. Musaddiq Musbach (.....)

Ditetapkan di : Depok
Tanggal : 29 Juni 2010

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji syukur kami panjatkan kepada Allah SWT, atas rahmat dan hidayah-Nya sehingga tesis ini dapat diselesaikan. Sholawat dan salam semoga tercurah kepada Rasulullah, Muhammad SAW. Juga kepada sahabat, keluarga, dan orang-orang yang mengikuti beliau hingga akhir zaman. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia. Saya menyadari tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, sangat sulit bagi saya untuk menyelesaikan tesis ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

- (1) Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko, selaku dosen pembimbing I yang telah membimbing dan mengarahkan saya dalam penyusunan tesis ini.
- (2) Dr.rer.nat Freddy Haryanto, selaku pembimbing II, yang telah mengajari saya tentang simulasi Monte Carlo.
- (3) Para staf pengajar Program Magister Fisika Medis UI
- (4) Kedua orang tua saya (Bpk H. Chayatun Ma'ruf dan Ibu Hj. Sumarni) dan kedua mertua saya (Bpk. H. Abdul Karim dan Alm Ibu Hj. Siti Munziah) yang selalu mendo'akan keberhasilan saya, di dunia dan di akhirat.
- (5) Istri tercinta (Siti maimunah), anak saya (MS Zakka Annafsa), dan si kecil yang masih bermunajat di hadapan Allah. Mereka adalah istri dan anak-anak terbaik, semoga mereka bahagia dunia dan akhirat.
- (6) Keluarga besar saya, kakak, adik, sepupu, pak de, bu de, dll. Terima kasih atas do'a dan kebersamaannya selama ini.
- (7) Teman-teman aktivis Islam, semoga Allah memberikan pertolongan-Nya dan melimpahkan pahala kepada kalian.
- (8) Teman-teman S2 Fisika Medis UI 2008.

Akhir kata, saya berdoa agar Allah SWT berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu, baik secara langsung atau tidak langsung. Semoga tesis ini membawa manfaat bagi penulis, dunia Fisika Medis dan ilmu pengetahuan secara umum.

Depok, 29 Juni 2010

Penulis

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

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

Nama : Choirul Anam
NPM : 0806420871
Program Studi : Magister Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : MIPA
Jenis Karya : Tesis

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

Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron Pada Berkas Sinar X 6 MV Produksi Pesawat Linac Elekta SL15

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya tanpa meminta izin dari 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 : 29 Juni 2010

Yang menyatakan

(Choirul Anam)

ABSTRAK

Nama : Choirul Anam
Program Studi : Fisika Medis
Judul : Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron pada Berkas Sinar 6 MV Produksi Pesawat Linac Elekta SL15

Telah dilakukan studi kontaminasi elektron pada berkas foton 6MV pesawat Linac Elekta SL15 menggunakan simulasi Monte Carlo. Pemodelan kepala Linac menggunakan program BEAMnrc, analisis *phase space file* menggunakan program BEAMDP dan perhitungan dosis radiasi dalam phantom air menggunakan program DOSXYZnrc. Dalam simulasi ini, energi awal elektron yang optimum adalah 6.3 MeV, dan intensitas radialnya memiliki FWHM 1.0 mm karena diketahui paling sesuai dengan pengukuran. Dalam simulasi diperoleh, semakin besar ukuran lapangan radiasi, dosis kontaminasi elektron mengalami kenaikan. Pada kedalaman 1.0 mm dan ukuran lapangan radiasi 5x5, 10x10, 20x20, 30x30, dan 40x40 cm², dosis kontaminasi elektron secara berurutan sebesar 3.71, 5.19, 14.39, 18.97 dan 20.89%. Semakin ke dalam, dosis kontaminasi elektron semakin berkurang dan pada kedalaman 15 mm, kontribusinya hanya sekitar 1%. Kontaminasi elektron terutama dihasilkan oleh udara antara Linac dan fantom, *mirror* dan *flattening filter*. Bagian lain dari kepala Linac, hanya memberikan kontribusi yang kecil.

Kata kunci:

Simulasi Monte Carlo, Linac Elekta, kontaminasi elektron.

ABSTRACT

Study on electron contamination for 6 MV photon beams from Elekta SL15 linac by using Monte Carlo simulation has been done. The linear accelerator head was simulated by BEAMnrc code and the phase-space file then was analyzed by BEAMDP, while the absorbed dose in water phantom was calculated using DOSXYZnrc code. In this simulation, the optimal initial electron beam parameters were 6.3 MeV in energy and 1.0 mm in FWHM (full width at half maximum) on the radial intensity distribution. They were found to be in good agreement with the measured data. It was obtained in this reasearch that the electron contamination increases as the field size increases. At 1.0 mm in depth and the field size 5x5, 10x10, 20x20, 30x30, and 40x40 cm², the dose from electron cotamination respectively 3.71, 5.19, 14.39, 18.97 and 20.89%. The electron contamination decreases with depth. At 15 mm in depth, the contribution of electron contamination is about 1%. The electron contamination is mainly produced from air volume between the linac head and water phantom, mirror and flattening filter. The other parts of linac head only give small contribution.

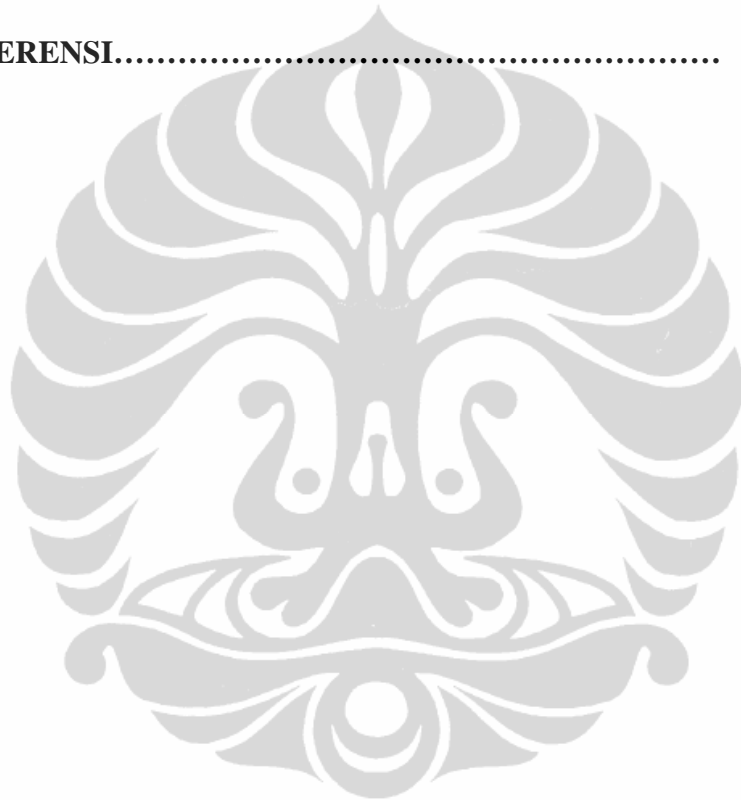
Key words:

Monte Calo simulation, Elekta linear accelerator, electron contamination

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH.....	v
ABSTRAK.....	vi
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xv
1. PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	3
1.3 Tujuan Penelitian.....	4
1.4 Manfaat Penelitian.....	4
1.5 Batasan Penelitian.....	5
2. TINJAUAN PUSTAKA.....	6
2.1 <i>Linear Accelerator</i>	6
2.1.1 Konsep Linac.....	6
2.1.2 Bagian-bagian Kepala Linac.....	6
2.2 Simulasi Monte Carlo.....	8
2.2.1 Simulasi Monte Carlo dalam Radioterapi.....	8
2.2.2 Interaksi Foton.....	9
2.2.3 Simulasi Interaksi Foton.....	14
2.2.4 Simulasi Interaksi Elektron.....	17
2.2.5 Program EGSnrc.....	20
2.3 Kontaminasi Elektron.....	22
3. METODE PENELITIAN.....	25
3.1 Simulasi Kepala Linac.....	26
3.1.1 Desain BEAMnrc.....	26
3.1.2 Penentuan Parameter untuk Standar Model.....	28
3.2 Simulasi Fantom.....	30
3.2.1 Penentuan PDD.....	31
3.2.2 Penentuan <i>Profile</i> Dosis.....	32
3.2.3 Penentuan Dosis pada Daerah <i>Build-up</i>	33
3.2.4 Penentuan Dosis Kontaminasi Elektron dan Pelacakan Sumbernya.....	33
3.3 Desain BEAMDP.....	34
4. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	36

4.1	Penentuan Parameter Standar Model.....	36
4.1.1	Variasi Energi Elektron.....	36
4.1.2	Variasi FWHM.....	40
4.2	PDD dan <i>Profile</i> Dosis untuk Variasi Lapangan Radiasi.....	47
4.3	Kontaminasi Elektron.....	49
4.3.1	Dosis Kontaminasi Elektron.....	49
4.3.2	Sumber Kontaminasi Elektron.....	52
5.	KESIMPULAN DAN SARAN.....	55
	DAFTAR REFERENSI.....	57



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Bagian-bagian kepala Linac.....	7
Gambar 2.2	Diagram Feynman untuk Efek Fotolistrik (kiri) dan produksi pasangan (kanan).....	10
Gambar 2.3	Fraksi energi maksimum dan rata-rata yang ditransfer oleh foton terhadap elektron.....	11
Gambar 2.4	Diagram Feynman untuk hamburan Compton (kiri) dan hamburan Rayleigh (kanan).....	12
Gambar 2.5	Grafik komponen <i>cross-section</i> interaksi foton dengan karbon 13	13
Gambar 2.6	Grafik <i>cross section</i> total.....	14
Gambar 2.7	Pemilihan tipe interaksi.....	16
Gambar 2.8	Interaksi elektron dengan atom. a adalah jari-jari atom dan b adalah <i>impact parameter</i>	17
Gambar 2.9.	Diagram Feynman untuk proses bremsstrahlung (kiri) dan annihilasi (kanan).....	18
Gambar 2.10	Diagram Feynman untuk interaksi Moller (kiri) dan Bhabha (kanan).....	18
Gambar 2.11	Jejak elektron dan interaksinya.....	20
Gambar 2.12	Struktur EGSnrc. Kode program EGSnrc terdiri dari <i>user code</i> dan <i>EGS code</i>	21
Gambar 2.13	Ilustri kontaminasi elektron pada berkas foton	23
Gambar 2.14	Komponen dosis pada pasien.....	24
Gambar 3.1	Diagram urutan simulasi penentuan kontaminasi elektron. Pemodelan kepala Linac dengan BEAMnrc, analisis <i>phase-space file</i> dengan BEAMDP, dan penentuan dosis dengan DOSXYZnrc.	25
Gambar 3.2	Desain kepala Linac dan udara (antara Linac dan phantom) dalam BEAMnrc.....	27
Gambar 3.3	<i>Flow chart</i> penentuan parameter masukan.....	29
Gambar 3.4	Sumber partikel menggunakan ISOURC=19 atau <i>Parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution</i>	30
Gambar 3.5	a. Untuk penentuan PDD b. Untuk penentuan <i>profile</i> dosis	31

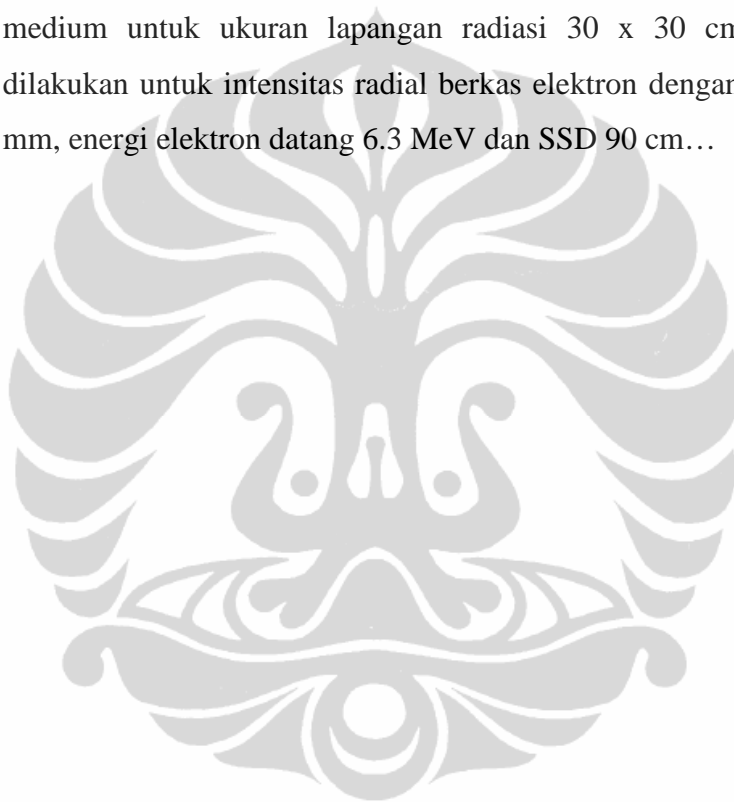
Gambar 4.1	Distribusi spektral berkas radiasi untuk variasi energi elektron datang, yaitu 5.7, 6.0, 6.3 dan 6.6 MeV. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm ² dan SSD 90 cm.....	36
Gambar 4.2	Grafik fluence vs posisi pada permukaan medium untuk variasi energi kinetik elektron datang, sebesar 5.7, 6.0, 6.3, dan 6.6 MeV. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10x10 cm ² dan SSD 90 cm... ..	37
Gambar 4.3	Grafik <i>fluence</i> energi vs posisi pada permukaan medium untuk variasi energi kinetik elektron datang. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm ² dan SSD 90 cm.....	37
Gambar 4.4	Grafik PDD untuk variasi energi kinetik elektron datang. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm ² dan SSD 90 cm.....	38
Gambar 4.5.	Grafik Δ% antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi energy kinetik elektron.....	39
Gambar 4.6	Kurva <i>profile</i> dosis dalam air pada kedalaman 1.5 cm untuk variasi energi kinetik elektron. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm ² dan SSD 90 cm.....	40
Gambar 4.7	Distribusi spektral berkas radiasi untuk intensitas radial berkas elektron dengan variasi FWHM 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 mm. Energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm ² dan SSD 90 cm.....	41
Gambar 4.8	Grafik <i>fluence</i> vs posisi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10 x 10 cm ² dan SSD 90 cm	41
Gambar 4.9	Grafik <i>fluence</i> vs posisi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM (untuk daerah pinggir lapangan radiasi) sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10 x 10 cm ² dan SSD 90 cm.....	42

Gambar 4.10	Grafik <i>fluence</i> energi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM (untuk daerah pinggir lapangan radiasi) sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10 x 10 cm ² dan SSD 90 cm.....	43
Gambar 4.11	Kurva <i>profile</i> dosis hasil pengukuran dan hasil simulasi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm pada kedalaman 1.5 cm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10 x 10 cm ² dan SSD 90 cm.....	44
Gambar 4.12	PDD hasil pengukuran dan simulasi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 mm. Ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm ² , energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm	46
Gambar 4.13	Persentase perbedaan ($\Delta\%$) antara hasil pengukuran dengan simulasi untuk variasi FWHM 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 mm. Ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm ² , energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.....	46
Gambar 4.14	Grafik PDD untuk variasi ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm... ..	48
Gambar 4.15	Grafik <i>profile</i> dosis untuk variasi ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, SSD 90 cm, dan pada kedalaman 1.5 cm.....	46
Gambar 4.16	Grafik dosis pada daerah <i>build-up</i> untuk ukuran lapangan radiasi 10x10 cm ² . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.....	50
Gambar 4.17	Dosis kontaminasi elektron untuk berbagai ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.....	51
Gambar 4.18	Distribusi spektral kontaminasi elektron pada permukaan fantom untuk berbagai ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk	

intensitas radial berkas elektron datang dengan FWHM 0.1 mm, energy elektron 6.3 MeV dan SSD 90 cm..... 52

Gambar 4.19 Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai peralatan dan medium untuk ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm... 53

Gambar 4.20 Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai peralatan dan medium untuk ukuran lapangan radiasi 30 x 30 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm... 53



DAFTAR TABEL

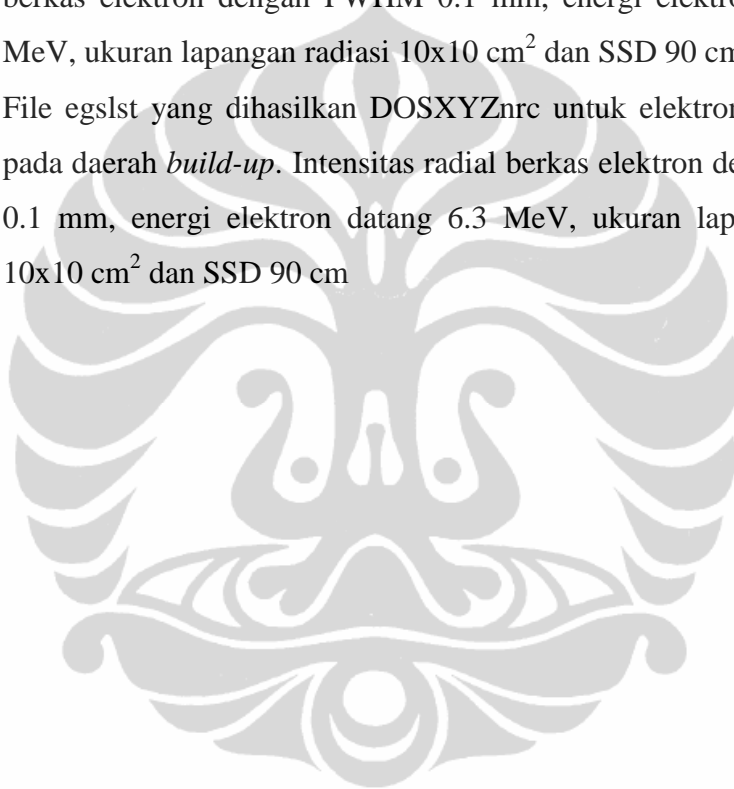
Tabel 2.1	Karakteristik interaksi foto listrik, hamburan Rayleigh, efek Compton dan produksi pasangan.....	12
Tabel 3.1	Komponen Linac dan modul yang digunakan dalam BEAMnrc untuk pemodelannya.....	27
Tabel 3.2	Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk penentuan PDD.....	32
Tabel 3.3	Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk penentuan <i>profile</i> dosis.....	32
Tabel 3.4	Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk daerah <i>build-up</i>	33
Tabel 3.5	Nomor LATCH komponen Linac.....	34
Tabel 3.6	Spesifikasi untuk menentukan distribusi spektral, <i>fluence</i> dan <i>fluence</i> energi untuk lapangan radiasi 10x10 cm ²	35
Tabel 4.1	Dosis pada berbagai kedalaman dari hasil pengukuran dan hasil simulasi untuk variasi energi kinetik elektron datang.....	38
Tabel 4.2	$\Delta\%$ antara hasil pengukuran dengan hasil simulasi untuk variasi energi elektron.....	39
Tabel 4.3	Lebar <i>profile</i> dosis dari hasil pengukuran dan simulasi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10 x 10 cm ² dan SSD 90 cm.....	44
Tabel 4.4	Perbedaan lebar <i>profile</i> dosis antara hasil pengukuran dengan hasil simulasi untuk berbagai FWHM.....	45

Tabel 4.5	Rentang selisih perbedaan dosis PDD antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi FWHM, dari kedalaman 1 mm sampai 35 cm.....	47
Tabel 4.6	Dosis kontaminasi elektron pada kedalaman 1 mm (paling dekat dengan permukaan) dan 1.5 cm untuk berbagai ukuran lapangan radiasi.....	51



DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran A Grafik dosis kontaminasi elektron dan asal mulanya untuk ukuran lapangan radiasi 5x5, 10x10, 30 x 30 dan 40x40 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.
- Lampiran B File egslst yang dihasilkan oleh BEAMnrc untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10x10 cm² dan SSD 90 cm.
- Lampiran C File egslst yang dihasilkan DOSXYZnrc untuk elektron kontaminasi pada daerah *build-up*. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi 10x10 cm² dan SSD 90 cm



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Sejak ditemukan sinar-X pada tahun 1895 oleh W. C. Rontgen dan dikenalnya sifat radioaktivitas oleh Marie Curie dan Henri Becqueurel, penggunaan radiasi sebagai salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker telah mengalami perkembangan yang sangat pesat (Susworo, 2007, h. 1). Penyembuhan pasien kanker dengan radiasi pertama kali dilaporkan pada 1899, sejak saat itu penggunaan radiasi untuk terapi kanker terus mengalami perkembangan secara terus-menerus. Saat ini, peralatan radioterapi sudah sangat *sophisticated*, pemberian dosis pada target tumor dilakukan secara konformal dengan sangat presisi, sementara komplikasi pada jaringan sehat sangat minimal (Vandyk, 2005, h. 5).

Radiasi pengion dimanfaatkan untuk pengobatan penyakit kanker karena interaksi radiasi pengion dengan jaringan dapat mengakibatkan kematian sel, baik secara langsung atau tidak langsung (Susworo, 2007, h. 8; Suntharalingam, 2005, h. 488). Hal inilah dasar penggunaan radioterapi. Radioterapi memanfaatkan sifat sensitivitas sel kanker, dimana sebagian sel kanker lebih sensitif dibandingkan sel sehat. Oleh karena itu, terapi dengan radiasi merupakan salah satu metode pengobatan kanker yang umum digunakan selama ini.

Dalam prakteknya ada dua jenis radioterapi yaitu brakhiterapi dan teleterapi (Saw, 2004, h. 3; Susworo, 2007, h. 2). Brakhiterapi adalah suatu teknik terapi kanker dengan menggunakan zat radioaktif dari dalam tubuh pasien, sehingga penyinaran dilakukan dari jarak “dekat”. Sedangkan teleterapi adalah teknik terapi kanker dengan penyinaran dari luar tubuh pasien, yang dapat diartikan penyinaran dilakukan dari jarak “jauh” (Saw, 2004, h. 3; Podgorsak, 2005, h. 451).

Pada umumnya, radiasi yang digunakan dalam teleterapi adalah elektron atau foton. Radiasi elektron dihasilkan oleh pesawat Linac (*linier accelerator*), sedangkan radiasi foton dapat dihasilkan oleh pesawat teleterapi Cobalt-60 atau oleh pesawat Linac. (Metcalf P, Kron T, & Hoban P, 2007; Greene D dan Williams P. C, 1997)

Radiasi elektron biasanya dipakai untuk terapi kanker di dekat permukaan kulit (*superficial tumours*) (Strydom dan Olivares W. P., 2005), sementara radiasi foton

digunakan untuk terapi kanker yang berada pada daerah yang cukup jauh dari permukaan kulit.

Untuk radiasi foton, dalam proses interaksi dengan medium, sebagian atau seluruh energinya ditransfer ke elektron. Selanjutnya energi didistribusikan dalam medium oleh elektron sekunder yang bergerak (Podgorsak, 2005, h. 49) Oleh karena itu, distribusi dosis sangat tergantung pada jangkauan elektron sekunder tersebut.

Nilai dosis maksimum untuk foton MV tidak berada pada permukaan kulit, tetapi berada pada kedalaman tertentu, yang sering dinamakan dosis kedalaman maksimum, d_{max} . Harga d_{max} tergantung pada energi foton primer. Daerah antara permukaan sampai dengan kedalaman maksimum dikenal sebagai daerah *build-up*. (Podgorsak, 2005, h. 171; Johns H. E. dan Cunningham J. R., 1983, h. 350; Metcalfe P, Kron T, & Hoban P, 2007, h. 254)

Semakin besar energi foton primer, semakin panjang daerah *build-up*. Untuk radiasi dengan kedalaman *build-up* lebih panjang, persentase dosis permukaan berkurang. Dosis kulit sekitar 30% untuk radiasi gamma Co-60 dan dosis maksimum terjadi pada kedalaman sekitar 0,5 cm. Untuk sinar X 6 MV, dosis maksimum terjadi pada kedalaman 1,5 cm, dosis permukaan sekitar 15%. Sementara sinar X 18 MV, dosis maksimum terjadi pada kedalaman 3.5 cm, dosis permukaan sekitar 10% (Podgorsak, 2005, h. 171). Dosis kulit yang rendah tersebut dikenal sebagai perlindungan kulit (*skin sparing*) (Metcalfe P, Kron T, & Hoban P, 2007, h., 254; Podgorsak, 2005, h. 171).

Pada berkas foton, pada kenyataannya, tidak hanya berupa foton saja, namun juga terdapat elektron. Adanya elektron dalam berkas foton yang datang ke permukaan kulit pasien ini dinamakan kontaminasi elektron (*Electron contamination*) (Leung, P. M. K, 1990, h. 147).

Elektron kontaminasi ini menyebabkan meningkatnya dosis di permukaan kulit dan di dekat permukaan kulit (Metcalfe P, Kron T, & Hoban P, 2007, h. 257; Leung, P. M. K., 1990, h. 171; Verhaegen F. and Seuntjens J., 2003). Untuk terapi kanker yang letaknya jauh dari permukaan kulit, tentu hal ini sangat merugikan.

Elektron kontaminasi pada berkas foton ini, telah diteliti oleh beberapa peneliti, antara lain Zhu and Palta (1998), Malataras *et al* (2001), van der Zee and Welleweerd (1999), Fix *et al* (2001), Sheikh-Bagheri *et al* (2000), Ding (2002) dan Indra (2006).

Ada beberapa metode untuk penentuan kontaminasi electron (Indra, Y., 2006): (a) pengukuran secara langsung dengan menggunakan magnet (b) dengan metode analitik (c) dengan simulasi Monte Carlo. Pada studi kali ini digunakan metode Monte Carlo.

Menurut Metcalfe *et al* (2007), kontaminasi elektron ini muncul akibat interaksi foton dengan bagian-bagian dari pesawat Linac seperti kolimator, *flattening filter* dan *jaws*; interaksi foton dengan udara antara Linac dan pasien; bahkan dapat muncul sebagai hamburan balik dari pasien. Menurut Mohan R. (1988), kontaminasi elektron timbul dari sistem kolimasi Linac dan udara antara Linac dan pasien. Sedang menurut Verhaegen dan Seuntjens (2003), kontaminasi elektron muncul pada bagian Linac yang terbuat dari material dengan Z besar dan dari udara antara Linac dan pasien.

Kontaminasi elektron ini tidak dapat dihilangkan, yang dapat dilakukan adalah meminimalisasi (Leung P. M. K., 1990, hal. 147; Indra Y., 2006). Untuk itu perlu dilakukan studi yang cukup komprehensif agar diketahui karakteristik kontaminasi elektron ini, sehingga upaya pengurangannya dapat dilakukan dengan optimal.

1.2 Perumusan Masalah

Kontaminasi elektron pada berkas foton menyebabkan meningkatnya dosis di permukaan kulit dan di dekat permukaan kulit. Untuk terapi kanker yang letaknya jauh dari permukaan kulit, hal ini sangat merugikan. Terdapat beberapa hal yang perlu untuk diketahui tentang kontaminasi elektron, setelah itu perlu diberikan alternatif solusi atas masalah tersebut. Diantaranya adalah: berapa sumbangan dosis kontaminasi elektron, sampai kedalaman berapa kontaminasi elektron tersebut, apa pengaruh ukuran lapangan radiasi (*field size*) terhadap kontaminasi elektron, dan komponen Linac apa saja yang menghasilkan kontaminasi elektron.

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini dilakukan untuk:

- 1.3.1 Mensimulasikan foton 6 MV dari pesawat Linear Accelerator, merek Elekta SL15, menggunakan Monte Carlo *Multi Platform* EGSnrcMP.
- 1.3.2 Mendapatkan Beam Data: PDD, *Profile* dosis, *Fluence* radiasi, *Fluence* Energi, dan Distribusi Spektral.
- 1.3.3 Mendapatkan dosis *build-up* untuk elektron, foton dan radiasi total.
- 1.3.4 Menentukan besarnya kontaminasi elektron pada ukuran lapangan radiasi 5 x 5, 10 x 10, 20 x 20, 30 x 30, dan 40 x 40 cm²
- 1.3.5 Menentukan komponen-komponen di bagian kepala Linac yang menghasilkan elektron kontaminasi.

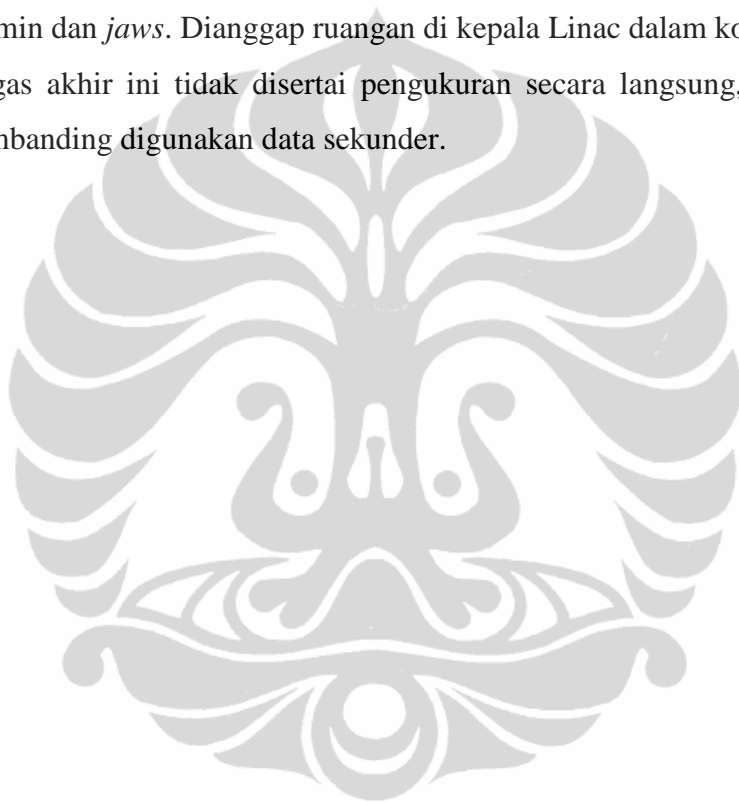
1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini, antara lain:

- 1.4.1 Diketahui karakteristik tentang kontaminasi elektron, diantaranya tentang besarnya kontaminasi elektron, kedalaman penetrasi kontaminasi elektron, hubungan kontaminasi elektron terhadap perubahan ukuran lapangan radiasi, dan sumber kontaminasi elektron tersebut. Dengan mengetahui karakteristik kontaminasi elektron ini, dapat dipikirkan teknik yang tepat untuk menguranginya, sehingga untuk terapi kanker yang letaknya di bagian dalam, dosis di bagian permukaan bisa dikurangi.
- 1.4.2 Didapatkan parameter masukan untuk simulasi foton 6 MV pada pesawat Linac Elekta SL15. Dengan parameter-parameter ini, dapat dilakukan simulasi untuk kasus yang lain.
- 1.4.3 Didapatkan *beam data*, seperti PDD, *profile* dosis dan lain-lain. *Beam data* ini sangat penting untuk keperluan *planning* pada aplikasi klinis.

1.5 Batasan Penelitian

- 1.5.1 Ukuran lapangan radiasi dipilih hanya 5 x 5, 10 x 10, 20 x 20, 30 x 30, dan 40 x 40 cm²
- 1.5.2 *Linac* Elekta SL 15 yang disimulasikan hanya 6 MV, tidak menggunakan MLC tetapi menggunakan *jaws*.
- 1.5.3 Komponen kepala *Linac* yang akan dikaji sumbangan elektron sekondernya adalah kolimator primer, *flattening filter*, *monitor chamber*, cermin dan *jaws*. Dianggap ruangan di kepala *Linac* dalam kondisi vakum.
- 1.5.4 Tugas akhir ini tidak disertai pengukuran secara langsung, dan sebagai pembanding digunakan data sekunder.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Linear Accelerator*

2.1.1 Konsep Linac

Linac (*Linear Accelerator*) merupakan peralatan pemercepat elektron. Linac menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat elektron. Elektron energi tinggi yang dihasilkan dapat digunakan untuk terapi tumor dekat permukaan (*superficial tumours*), atau dikenakan target untuk menghasilkan sinar X energi tinggi yang digunakan untuk terapi tumor pada kedalaman tertentu.

Ada dua tipe pemercepat elektron untuk Linac komersial saat ini, yaitu gelombang berjalan (*traveling wave*) dan gelombang berdiri (*standing wave*) (Metcalf P, Kron T, & Hoban P, 2007, h. 15).

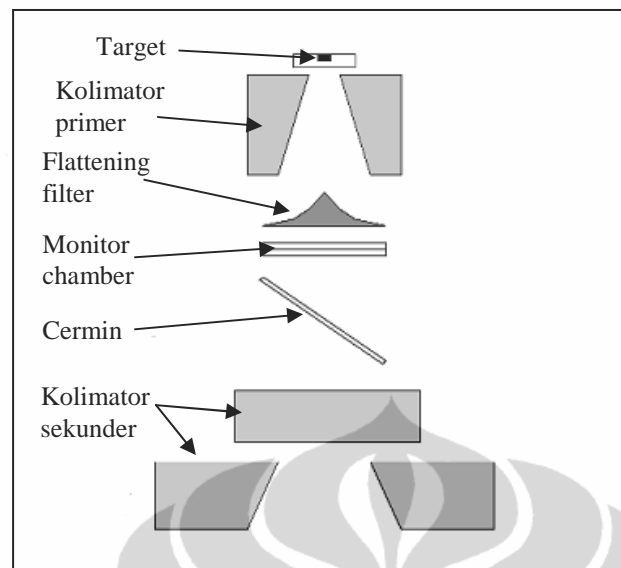
Pada Linac gelombang berjalan, elektron dipercepat oleh gelombang elektromagnet yang ditransmisikan ke dalam tabung yang berisi deretan *disk (wave guide)*. Panjang jarak antar *disk* disesuaikan dengan kecepatan elektron. Selama dalam *wave guide*, elektron berada dalam medan listrik terus sehingga selalu mendapatkan tambahan energi.

Sedangkan pada Linac gelombang berdiri, elektron dipercepat oleh gelombang berdiri. Suatu gelombang berdiri dapat dibentuk bila dua gelombang dengan amplitudo dan perioda sama berjalan melalui *wave guide* dalam arah berlawanan. Kebanyakan linac saat ini menggunakan gelombang berdiri.

Elektron yang dihasilkan oleh Linac merupakan berkas pencil. Untuk tujuan terapi dengan elektron, lapangan radiasi elektron diperluas dengan cara melewatkan berkas elektron pada lapisan penghambur (*scattering foil*). Untuk memproduksi sinar X energi tinggi, berkas elektron ditumbukkan target.

2.1.2 Bagian-bagian Kepala Linac

Secara umum, kepala Linac untuk mode sinar-X, terdiri atas komponen: target, kolimator primer, *flattening filter*, *monitor chamber*, cermin dan kolimator sekunder (*jaws*). Setiap *manufacturers*, dalam mengatur komponen tersebut, bisa dengan urutan yang berbeda. Untuk tujuan klinis, juga sering ditambahkan komponen yang lain.



Gambar 2.1 Bagian-bagian kepala Linac

Target berfungsi untuk menghasilkan sinar X setelah elektron berenergi tinggi menumbuk dan berinteraksi dalam bahan target tersebut. Untuk sinar X MV, arah radiasi sinar X searah datangnya elektron.

Sinar X yang dihasilkan memiliki *profile* yang tidak rata. Di bagian tengah memiliki intensitas yang lebih tinggi dibandingkan di bagian pinggir. Untuk itu sinar X yang terbentuk, dilewatkan *flattening filter* agar *profile* sinar X menjadi rata.

Kolimator pada modern Linac paling tidak ada 2 buah, yaitu kolimator primer dan kolimator sekunder. Kolimator primer ukurannya tetap, sementara kolimator sekunder, ukurannya bisa diubah-ubah sesuai kebutuhan (*adjustable*). Kolimator sekunder sering dinamakan *jaws*, yang fungsi utamanya untuk membentuk lapangan radiasi (*field size*).

Monitor chamber berguna untuk mengukur dosis radiasi yang dihasilkan Linac. *Monitor chamber* dapat menampilkan nilai *monitor unit* (MU), dapat memonitor *dose rate*, *beam flatness*, dan *beam energy*; dan digunakan sebagai metode untuk mematikan sistem Linac. *Monitor chamber* terdiri atas *primary ionization chamber* dan *secondary ionization chamber* (Metcalf P, Kron T, & Hoban P, 2007, h. 28).

2.2 Simulasi Monte Carlo

2.2.1 Simulasi Monte Carlo dalam Radioterapi

Metode MC merupakan teknik metode numerik yang didasarkan pada sampling bilangan *random* untuk mensimulasikan proses stokastik (Sego Z, 2006, h.1). Pada

awalnya ditemukan oleh seorang matematikawan Polandia bernama Stanislaw Ulam beserta rekan-rekannya seperti John van Neumann dan Nicholas Metropolis tahun 1946. Nama Monte Carlo sendiri diambil dari nama sebuah kota judi di Monaco.

Dengan pesatnya kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi, metode Monte Carlo banyak diterapkan diberbagai bidang, diantaranya bidang fisika medis, khususnya radioterapi.

Dalam radioterapi, kuantitas yang paling penting untuk dihitung adalah distribusi dosis per *monitor unit*. Dosis ini harus dihitung seakurat mungkin. Telah dibuktikan pada beberapa riset bahwa, dosis kurang sekitar 5 % pada suatu tumor, akan menurunkan *tumour probability control* sampai 15% atau lebih, sementara kelebihan dosis 5 % pada tumor, akan menyebabkan kenaikan dosis pada jaringan sehat sehingga melebihi dosis yang dapat ditoleransi (Sego Z, 2006, h.1).

Meskipun teori tentang transportasi radiasi (terutama foton dan elektron) sudah cukup diketahui, namun perhitungan secara analitik untuk dosis sering mengakibatkan *error* yang cukup besar, terutama pada tubuh pasien (Sego Z, 2006, h. 1).

Metode yang dianggap paling akurat untuk simulasi transportasi radiasi dan perhitungan dosis dalam radioterapi adalah metode simulasi Monte Carlo. Pada beberapa riset telah didapatkan kesesuaian antara simulasi Monte Carlo dan pengukuran, dengan tingkat kesalahan hanya sekitar 1% (Keall P. J. *et al*, 2003). Hanya saja untuk mendapatkan hasil yang optimal, informasi yang lengkap tentang medium yang dilalui radiasi, karakteristik berkas foton atau elektron harus memadai, semisal energi awal, distribusi angular dan lain-lain. Informasi ini kemudian disimpan pada *phase space file*.

Berikut ini adalah beberapa kelebihan metode Monte Carlo:

- Algoritma mendekati kondisi real transportasi radiasi, yaitu dengan cara mengikuti transportasi radiasi *step by step* sampai energi radiasi sangat rendah.
- Algoritma relatif simpel, sehingga dalam melakukan *coding* dan *debugging* dapat dilakukan relatif mudah.
- Jika algoritma sudah sesuai, maka tingkat akurasi ditentukan oleh akurasi data *cross section*, sehingga data *cross section* dapat di-*update* tanpa harus mengubah algoritma yang ada.

- Metode simulasi Monte Carlo adalah metode “mikroskopik”, sehingga geometri medium tidak mempengaruhi algoritma Monte Carlo. Karena itu simulasi Monte Carlo dapat digunakan untuk medium yang kompleks.

Sedangkan beberapa kelemahan metode Monte Carlo, antara lain:

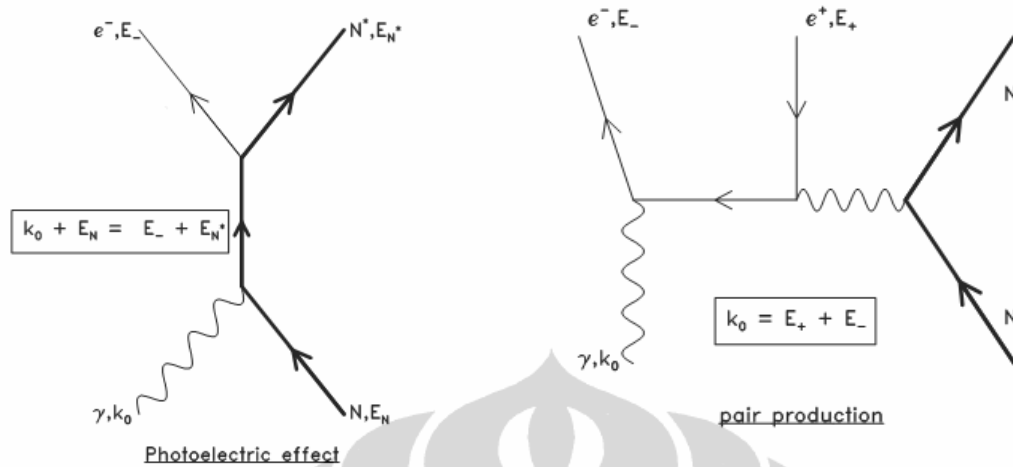
- Simulasi Monte Carlo membutuhkan waktu yang sangat lama sehingga untuk keperluan klinis radioterapi belum digunakan.
- Simulasi Monte Carlo untuk transportasi elektron masih menggunakan algoritma “*condensed-history*”. Pada beberapa bagian masih menggunakan aproksimasi (*stopping power* untuk *low energy* dan menggunakan *multiple-scattering theory* untuk kejadian *small angle*) sehingga masih mengandung *systematic errors*.

2.2.2 Interaksi Foton

Ketika sebuah foton memasuki suatu medium, maka foton tersebut akan mengalami berbagai proses interaksi, diantaranya efek fotolistrik, hamburan Compton, produksi pasangan, dan hamburan Rayleigh. Kontribusi masing-masing proses tergantung pada probabilitas interaksi yang ditentukan oleh *cross-section* tiap-tiap interaksi.

Efek fotolistrik terjadi apabila sebuah foton yang berinteraksi dengan elektron yang terikat pada sebuah orbit atom medium. Pada proses ini energi foton $h\nu$ akan digunakan untuk membebaskan ikatan elektron pada atom dan digunakan untuk energi kinetik elektron yang keluar dari atom tersebut. Interaksi ini dominan untuk energi foton yang rendah (Bielajew, A.F., PIRS-0393, h. 4).

Produksi pasangan dominan pada energi tinggi. Apabila energi foton lebih besar dari $2m_e c^2$, foton dapat berinteraksi dengan atom medium melalui proses produksi pasangan. Dalam proses ini foton berinteraksi kuat dengan medan inti, dan berubah menjadi pasangan partikel elektron dan positron. Atau bisa jadi foton (energinya lebih besar dari $4m_e c^2$) berinteraksi dengan elektron atom, dan sebagai hasil interaksinya dihasilkan 2 elektron dan 1 positron (Bielajew, PIRS-0393, h. 1). Mengingat positron memiliki waktu hidup pendek, maka setelah positron kehilangan energi, secepatnya akan bergabung dengan elektron dan membentuk 2 foton (proses anihilasi).

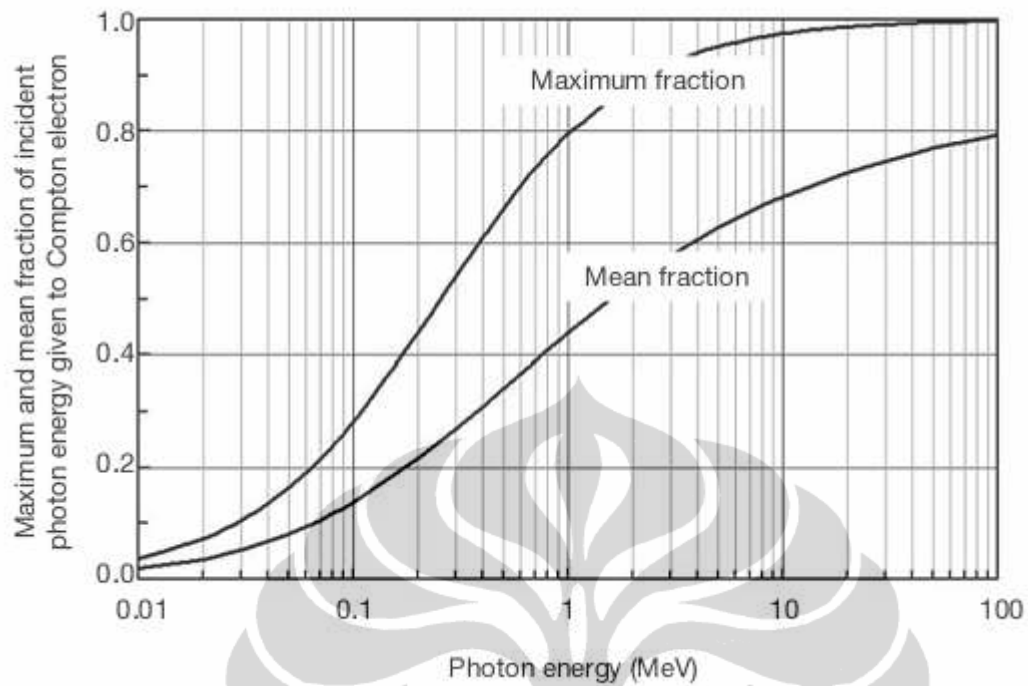


Gambar 2.2 Diagram Feynman untuk Efek Fotolistrik (kiri) dan produksi pasangan (kanan) (Bielajew, PIRS-0393)

Pada hamburan Compton, foton berinteraksi dengan sebuah elektron yang berada dalam keadaan “bebas” (terikat sangat lemah). Energi ikat elektron tersebut lebih kecil dari energi yang dimiliki foton.

Pada hamburan Compton, peluang foton untuk berinteraksi dengan sebuah elektron bebas, ditentukan dengan menggunakan rumus Klein-Nishina. Interaksi Compton ini dominan pada daerah antara efek foto listrik dan produksi pasangan.

Energi yang ditransfer pada elektron dalam proses hamburan Compton ditunjukkan oleh Gambar 2.3. Bila proses Compton terjadi pada foton energi rendah, energi yang ditransfer pada elektron sangat rendah, sehingga sebagian energinya dihamburkan. Di lain pihak, bila energi foton datang tinggi, 10 – 100 MeV, sebagian besar energinya ditransfer kepada elektron, dan hanya sedikit yang dihamburkan.



Gambar 2.3 Fraksi energi maksimum dan rata-rata yang ditransfer oleh foton terhadap elektron (Podgorsak, E. B., 2005, h. 33).

Interaksi lain yang juga terjadi adalah hamburan Rayleigh, hanya saja hamburan ini elastik, sehingga tidak ada energi yang ditransfer ke medium dengan interaksi ini (Bielajew, PIRS-0393, h. 4).



Gambar 2.4 Diagram Feynman untuk hamburan Compton (kiri) dan hamburan Rayleigh (kanan) (Bielajew, PIRS-0393).

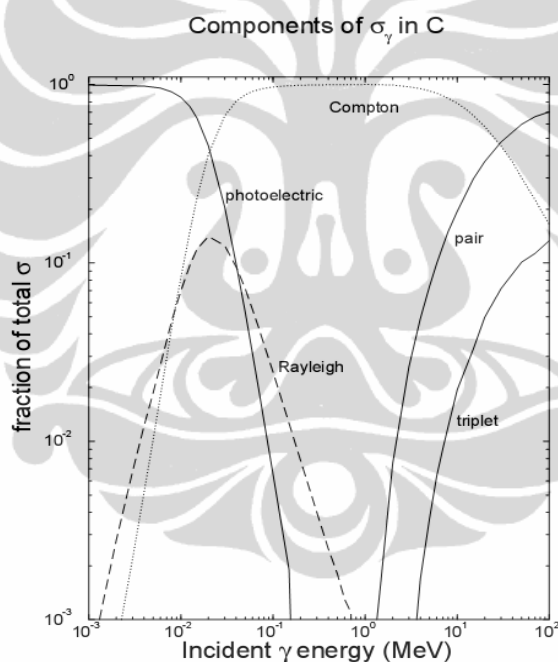
Pada Tabel 2.1 ditunjukkan rangkuman karakteristik untuk interaksi foto listrik, hamburan Rayleigh, hamburan Compton dan produksi pasangan.

Tabel 2.1 Karakteristik interaksi foto listrik, hamburan Rayleigh, efek Compton dan produksi pasangan.

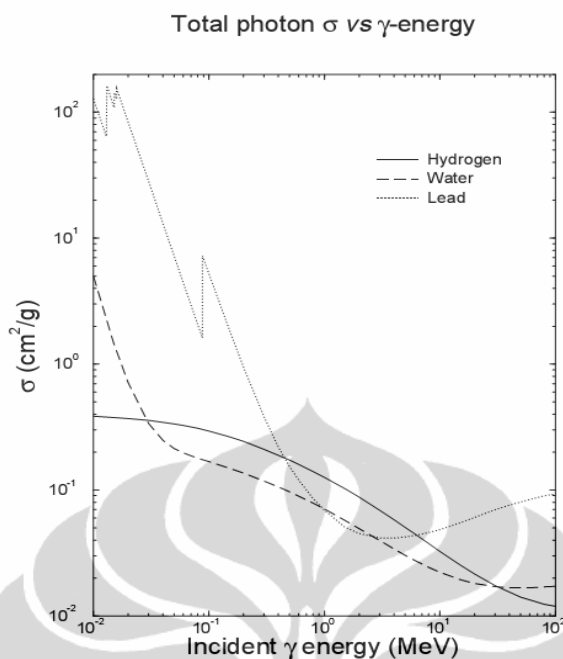
	Efek foto listrik	Hamburan Rayleigh	Efek Compton	Produksi Pasangan
Interaksi	Dengan atom (elektron terikat)	Dengan elektron terikat	Dengan elektron bebas	Dengan medan Coulomb inti
Mode interaksi	foton	Foton terhambur	Foton terhambur	Foton hilang
Ketgantungan pada energi	$1/(h\nu)^3$	$1/(h\nu)^2$	Menurun	Meningkat
Energi ambang	Tidak ada	Tidak ada	Tidak ada	$2m_e c^2$
Partikel yang dipancarkan	elektron	Tidak ada	elektron (recoil)	Pasangan elektron & positron
Koefisien atenuasi linier	τ	σ_R	σ_C	κ
Ketgantungan koefisien atomik pada Z	$\tau \sim Z^4$	$\sigma_R \sim Z^1$	$\sigma_C \sim Z$	$\kappa \sim Z^2$
Ketgantungan koefisien massa pada Z	$\frac{\tau}{\rho} \sim Z^3$	$\frac{\sigma_R}{\rho} \sim Z$	Tidak tergantung	$\frac{\kappa}{\rho} \sim Z$
Energi yang ditransfer	$h\nu - P_R \omega_R E_B(K)$	Tidak ada	$(E_R)_{tr}^{CE}$ (lihat gambar)	$h\nu - m_e c^2$
Daerah terjadinya proses (pada air)	< 20KeV	< 20 KeV	20 KeV - 10 MeV	>10 MeV
Efek penyerta	Sinar X karakteristik & Efek Auger	Tidak ada	Sinar X karakteristik & Efek Auger	Radiasi akibat anihilasi

Peristiwa interaksi foton dengan medium adalah peristiwa acak, hanya saja peristiwa ini mengikuti suatu distribusi dengan nilai probabilitas tertentu.

Untuk karbon, material dengan nilai Z menengah, probabilitas interaksi ditunjukkan oleh Gambar 2.5. Dalam gambar tersebut tampak bahwa ada tiga daerah yang didominasi interaksi tunggal (*single interaction*). Di bawah 20 keV, efek foto listrik cukup dominan, di atas 30 MeV produksi pasangan cukup dominan, dan diantara keduanya efek Compton cukup dominan. Namun, daerah diantara itu, probabilitas interaksi menjadi tumpang tindih, misalnya energi 20-30 KeV, efek foto listrik dan hamburan Compton memiliki probabilitas yang cukup besar. Probabilitas interaksi-interaksi ini berbeda untuk tiap medium. Sementara *Cross-section* total untuk medium hidrogen, air dan timbal, ditunjukkan oleh Gambar 2.6.



Gambar 2.5. Grafik komponen *cross-section* interaksi foton dengan karbon (Bielajew, A.F., PIRS-0393, h. 6).



Gambar 2.6 Grafik *cross section* total (Bielajew, A.F., PIRS-0393, h. 8).

2.2.3 Simulasi Interaksi Foton

Dalam proses simulasi, satu atau lebih foton memiliki posisi, arah dan energi. Data tersebut disimpan dalam *stack*. Transportasi foton dari satu posisi ke posisi berikutnya dinamakan *step*. Setelah partikel mengalami satu *step*, data partikel (posisi, arah partikel dan energi) diperbaharui.

Untuk foton, dalam setiap *step*, terdapat beberapa hal yang diperhatikan :

1. Jarak yang ditempuh foton sampai mengalami interaksi (*distance to the next interaction*). Dalam setiap *step*, foton ditranspotasikan menempuh jarak secara acak. Probabilitas jarak tempuh foton sampai mengalami interaksi, diberikan oleh persamaan;

$$f(x) = \sigma_T(E) e^{-\sigma_T(E)x} \quad (1)$$

dengan $\sigma_T(E)$ merupakan *cross-section* total yang nilainya tampak seperti Gambar 2.5 dan Gambar 2.. Persamaan ini sering dinamakan dengan hukum atenuasi eksponensial (*exponential attenuation law*) atau dalam simulasi MC dinamakan *probablity distribution functions* (pdf).

Selanjutnya untuk mendapatkan x atau jarak yang ditempuh foton sampai mengalami interaksi, digunakan metode *direct sampling*. Untuk itu beberapa langkah yang harus dilakukan:

- Mengintegrasikan pdf untuk mendapatkan *cumulative distribution function* (cdf):

$$F(x) = \int_0^x \sigma_T(E) e^{-\sigma_T(E)x} dx = 1 - e^{-\sigma_T(E)x} \quad (2)$$

Dengan integrasi ini $F(x)$ telah ternormalisasi, sehingga saat $F(x) = 1$

- Melakukan inversi terhadap cdf

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(1 - F(x)) \quad (3)$$

- Selanjutnya $F(x)$ diganti dengan bilangan random ξ dengan nilai dari 0 sampai 1

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(1 - \xi) \quad (4)$$

- Karena nilai ξ terdistribusi dengan nilai dari 0 sampai 1, nilai $(1 - \xi)$ juga bernilai dari 0 sampai 1. Maka untuk memperpendek waktu komputasi, persamaan dapat ditulis

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(\xi) \quad (5)$$

Persamaan (5) merupakan persamaan untuk mensimulasikan jarak tempuh radiasi sampai mengalami interaksi berikutnya. Namun, dengan persamaan ini, harus dihindari $\xi = 0$, karena $\ln(0)$ tidak terdefinisi.

2. Setelah satu *step* ditempuh, kemudian dilakukan pemilihan tipe interaksi, apakah efek foto listrik, efek Compton, produksi pasangan atau hamburan Rayleigh. Tipe interaksi ini juga dipilih secara *random*. Metode yang digunakan untuk memilih tipe interaksi ini adalah *rejection method*. Metode ini biasanya dipilih ketika inversi cdf sulit dilakukan (*impractical*). Beberapa langkah yang dilakukan untuk memilih tipe interaksi:

- Mencari pdf baru dengan cara membagi pdf dengan pdf maksimum

$$pdf' = \frac{pdf}{pdf_{max}} \quad (6)$$

Pdf' ini memiliki nilai maksimum sebesar 1. *Rejection method* ini hanya dapat digunakan jika pdf memiliki nilai berhingga.

- Dalam pemilihan tipe interaksi ini, pdf_{max} adalah $\sigma_T(E)$ yang merupakan *cross-section* total atau dapat ditulis $\sum_{j=1}^n \sigma_j$, sementara pdf' adalah probabilitas tipe interaksi $f(i)$. Sehingga persamaan (6) dapat ditulis:

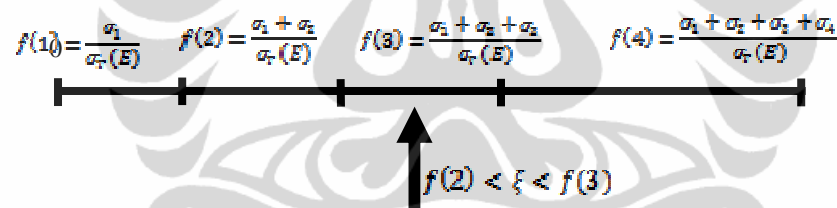
$$f(i) = \frac{\sum_{j=1}^i \sigma_j}{\sum_{j=1}^n \sigma_j}, \quad n \geq i \quad (7)$$

dengan n adalah jumlah total interaksi (misal ada empat kemungkinan interaksi yaitu efek foto listrik, efek Compton, produksi pasangan atau hamburan Rayleigh, maka $n = 4$) dan i adalah bilangan bulat untuk menggambarkan nomor interaksi (misal σ_1 cross section untuk efek foto listrik, σ_2 untuk efek Compton, σ_3 untuk produksi pasangan σ_4 untuk hamburan Rayleigh)

- Setelah didapatkan probabilitas tiap interaksi, kemudian dibangkitkan bilangan *random*, untuk menentukan tipe interaksi.

$$f(i-1) < \xi < f(i) \quad (8)$$

Misalkan bilangan random ξ yang dibangkitkan memiliki nilai antara $f(2)$ dan $f(3)$, maka dalam kondisi ini efek foto listrik ditolak (*reject*), kemudian efek Compton juga ditolak, dan untuk produksi pasangan baru diterima (*accept*). Jadi, interaksi yang terjadi adalah produksi pasangan.

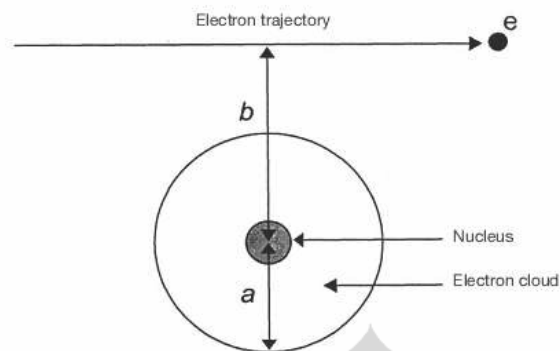


Gambar 2.7. Pemilihan tipe interaksi

3. Setelah tipe interaksi dipilih, selanjutnya adalah pemilihan sudut partikel dan energi baru yang dimiliki foton tersebut. Pemilihan sudut dan energi ini juga peristiwa *random*, yang probabilitasnya dipengaruhi energi awal foton dan medium yang dilalui.
4. Sebagai hasil dari tiap interaksi, bisa jadi tercipta partikel baru (*new particle*). Ketika partikel baru tercipta, maka posisi, arah dan energi partikel yang tercipta ditambahkan kedalam *stack*.

2.2.4. Simulasi Interaksi Elektron

Ketika elektron memasuki suatu medium, elektron akan kehilangan energi melalui dua proses: tumbukan in-elastik dengan elektron atom (*atomic electron*) dan mengalami pemancaran radiasi.

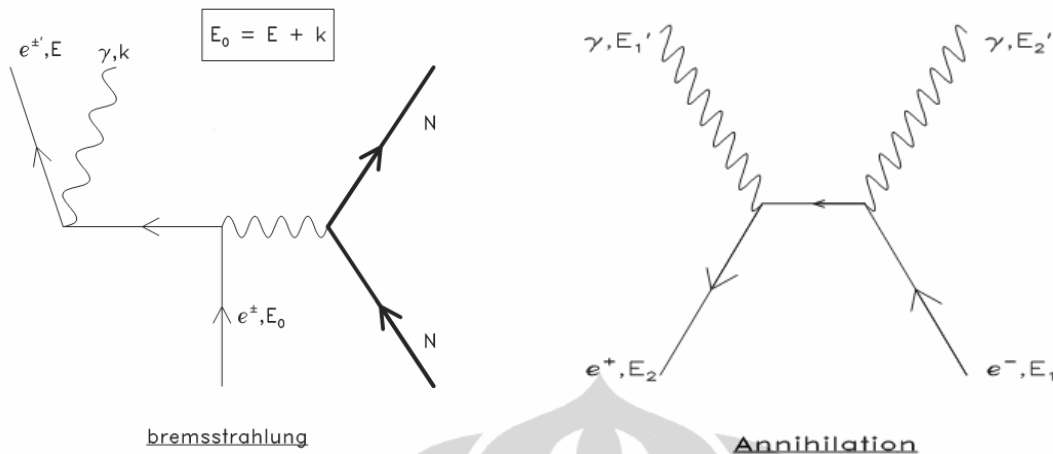


Gambar 2.8. Interaksi elektron dengan atom. a adalah jari-jari atom dan b adalah *impact parameter* (Podgorsak E. B., 2005, h. 22)

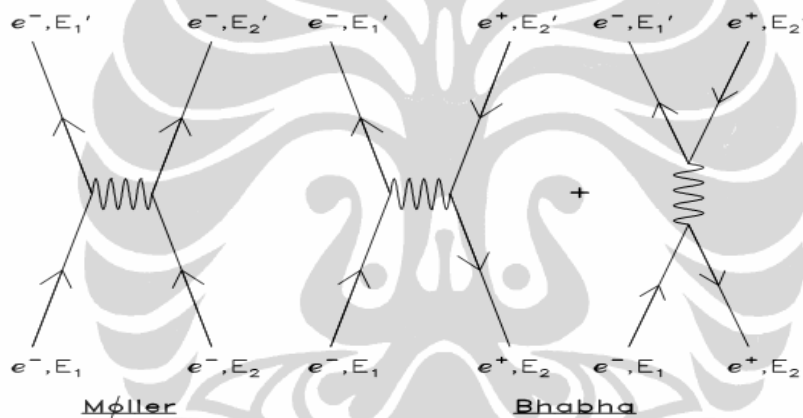
Kehilangan energi akibat radiasi (*radiative energy loss*) terjadi untuk $b \ll a$ dan muncul dalam bentuk bremsstrahlung dan annihilasi (untuk positron). Energi yang hilang ditransfer menjadi foton kembali. Bremsstrahlung merupakan peristiwa yang dominan untuk energi elektron yang tinggi.

Sementara kehilangan energi akibat tumbukan in-elastik merupakan peristiwa dominan untuk energi rendah. Tumbukan ini terjadi antara elektron datang dengan elektron atom (*atomic electron*). Untuk $b = a$ dinamakan *hard collision*, sementara untuk $b \gg a$ dinamakan *soft collision*. Peristiwa tumbukan ini menyebabkan ionisasi dan eksitasi sepanjang jejak elektron (*path of electron*). Tumbukan antara elektron dengan elektron atom yang menyebabkan terlepasnya elektron dinamakan hamburan Moller. Sementara tumbukan antara positron dengan elektron atom yang menyebabkan terlepasnya elektron dinamakan hamburan Babha (Bielajew, A.F., PIRS-0394, h. 3).

Selain tumbukan in-elastik, elektron juga mengalami tumbukan elastik. Tumbukan elastik ini terjadi antara elektron datang dengan inti atom. Peristiwa ini terjadi dengan frekuensi yang cukup tinggi dan dapat mengubah arah dari elektron.



Gambar 2.9. Diagram Feynman untuk proses bremsstrahlung (kiri) dan annihilasi (kanan) (Bielajew, A.F., PIRS-0394)



Gambar 2.10. Diagram Feynman untuk interaksi Moller (kiri) dan Bhabha (kanan) (Bielajew, A.F., PIRS-0394)

Dalam simulasi, interaksi elektron tidak disimulasikan *step by step* sebagaimana foton. Elektron memiliki *mean free path* yang sangat pendek dan jika disimulasikan *step by step* akan memakan waktu yang sangat lama.

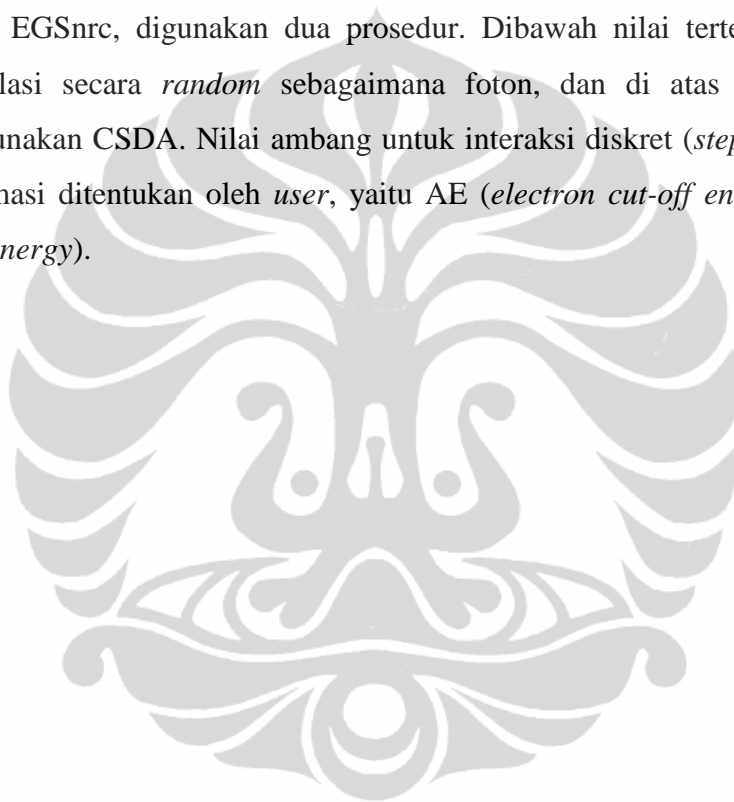
Kehilangan energi elektron (*energy loss*) dan *multiple scattering* dapat digabungkan atau dikondensasikan, sehingga dinamakan “*condensed history*” (CH). Dengan metode ini, beberapa *step* interaksi elektron dikondensasi hanya menjadi satu *step*. Sementara efek kumulatif dari tiap interaksi tunggal didekati dengan teori distribusi statistik tertentu.

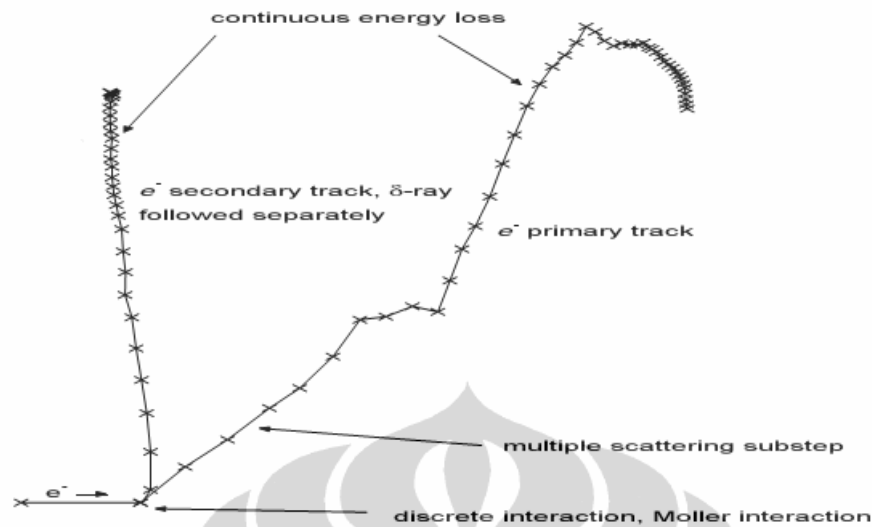
Kehilangan energi di akhir *step* adalah hasil perkalian antara *stopping power* medium (nilainya tergantung energi elektron) dan panjang *step*. Sementara sudut

penyimpangan di akhir *step* diperoleh dengan distribusi statistik. Untuk EGS4 digunakan distribusi Moliere (Bielajew, A.F., PIRS-0394, h. 9).

Dalam simulasi interaksi elektron yang terkondensasi, kehilangan energi terjadi secara kontinu untuk setiap *step*. Oleh karena itu, dinamakan *continuous slowing down approximation* (CSDA). (Metcalf P, Kron T, & Hoban P, 2007, h. 626).

Dengan aproksimasi ini, simulasi elektron menjadi lebih cepat, hanya saja sifat alami interaksi yang acak (*randomness*) menjadi hilang. Karena itu dalam simulasi EGS4 dan juga EGSnrc, digunakan dua prosedur. Dibawah nilai tertentu, simulasi elektron disimulasi secara *random* sebagaimana foton, dan di atas nilai tertentu simulasi menggunakan CSDA. Nilai ambang untuk interaksi diskret (*step by step*) dan dengan aproksimasi ditentukan oleh *user*, yaitu AE (*electron cut-off energy*) dan AP (*photon cut-off energy*).





Gambar 2.11. Jejak elektron dan interaksinya (Bielajew, A.F., PIRS-0394, h. 9).

Collision energy loss dibawah energi $\Delta = AE - 0.511 \text{ MeV}$ dan *radiative energy loss* di bawah AP, dinyatakan dengan *restricted total stopping power* $(dE/dS)_{\Delta, AP}$. Setelah menempuh panjang *step* t , elektron dengan energi awal E_0 , akan memiliki energi:

$$E_1 = E_0 - t \left(\frac{dE}{dS} \right)_{\Delta, AP} - E_{\delta} - E_{\gamma} \quad (9)$$

E_{δ} adalah energi total *delta rays* (elektron sekunder yang tercipta karena interaksi) dan E_{γ} energi foton bremsstrahlung. Nilai E_{δ} dan E_{γ} menurun seiring dengan kenaikan AE dan AP.

Sementara energi yang dideposit pada medium, dinyatakan dengan:

$$E_{dep} = t \left(\frac{dE}{dS} \right)_{\Delta, AP} \quad (10)$$

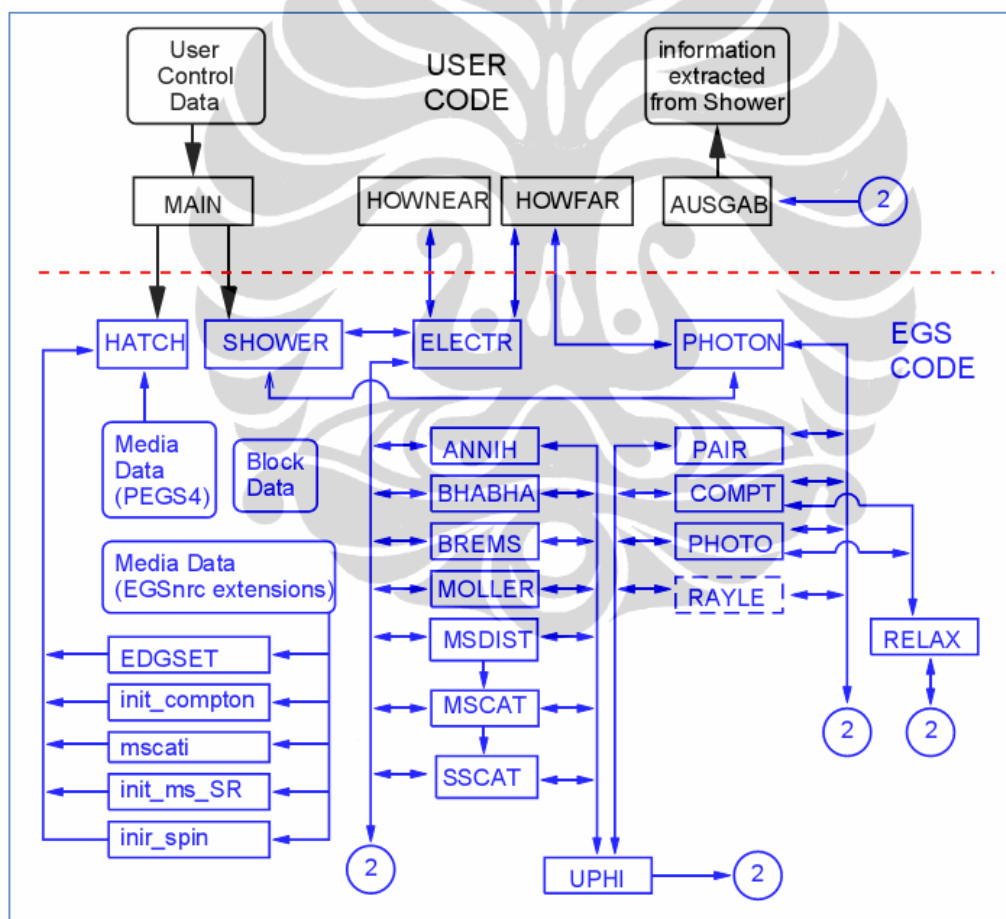
Delta rays (elektron sekunder) akan mengalami proses interaksi sebagaimana elektron awal, sementara foton bremsstrahlung akan mengalami proses sebagaimana foton.

2.2.5 Program EGSnrc

EGSnrc merupakan program untuk mensimulasikan transportasi elektron dan foton dengan metode Monte Carlo. EGSnrc merupakan pengembangan dari EGS4 oleh *National Research Council of Canada* (NRCC) yang dapat digunakan untuk

mensimulasikan foton dari energi 1 KeV hingga ratusan GeV, dan mensimulasikan transportasi elektron dari energi puluhan keV hingga ratusan GeV.

Struktur EGSnrc tampak pada Gambar 2.11. Dapat dilihat pada Gambar bahwa kode program EGSnrc terdiri atas *user code* dan *egs code*. Pada *user code* terdapat program utama (MAIN) yaitu tempat untuk menginisialisasi simulasi dengan menentukan karakteristik foton berupa posisi awal foton (sumber), jenis materi, jenis medium, transport radiasi (elektron atau foton) hingga energi awal. Selain MAIN terdapat *subroutine* HOWFAR dan AUSGAB pada *user code* masing-masing memiliki fungsi untuk menentukan geometri, dan untuk mengeluarkan hasil program.



Gambar 2.12. Struktur EGSnrc. Kode program EGSnrc terdiri atas *user code* dan *EGS code*. (I. Kawrakow I. and Rogers DWO., 2000, h. 98)

Setelah memasukkan data simulasi pada *user code* maka data akan diproses pada *egs code*, baik untuk elektron atau foton. Pada elektron dalam *egs code* terjadi peristiwa

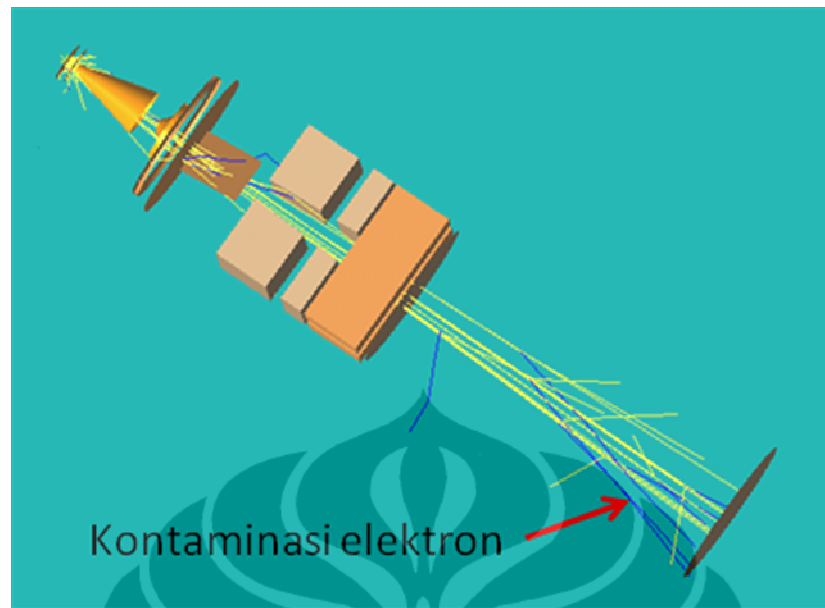
annihilasi, interaksi Moller, interaksi Babha, interaksi bremsstrahlung, *single scattering* dan *multiple scattering*. Sedangkan untuk foton terjadi peristiwa efek Compton, efek foto listrik, produksi pasangan dan hamburan Rayleigh.

Terdapat beberapa program Monte Carlo general-purpose yang dibuat menggunakan EGSnrc. Diantaranya BEAMnrc, DOSXYZnrc dan BEAMDP. BEAMnrc merupakan program yang sudah dibuat dengan modul-modul tertentu, sehingga *user* tidak perlu mendesain geometri dari awal. BEAMnrc ini sangat berguna untuk mendesain kepala akselerator. DOSXYZnrc adalah program untuk menentukan dosis yang dideposisi pada medium dengan voxel (*volume element*) berbentuk *rectilinear*. Sementara BEAMDP adalah program untuk analisis *phase space file* yang dihasilkan oleh BEAMnrc, misalnya untuk menentukan *fluence*, energi *fluence*, energi spektral, distribusi angular dan lain-lain.

2.3 Elektron Kontaminasi

Pada berkas foton, pada kenyataannya, tidak hanya berupa foton saja, namun juga terdapat elektron. Adanya elektron dalam berkas foton yang datang ke permukaan kulit pasien ini dinamakan kontaminasi elektron (*Electron contamination*) (Leung, P. M. K, 1990, h. 147).

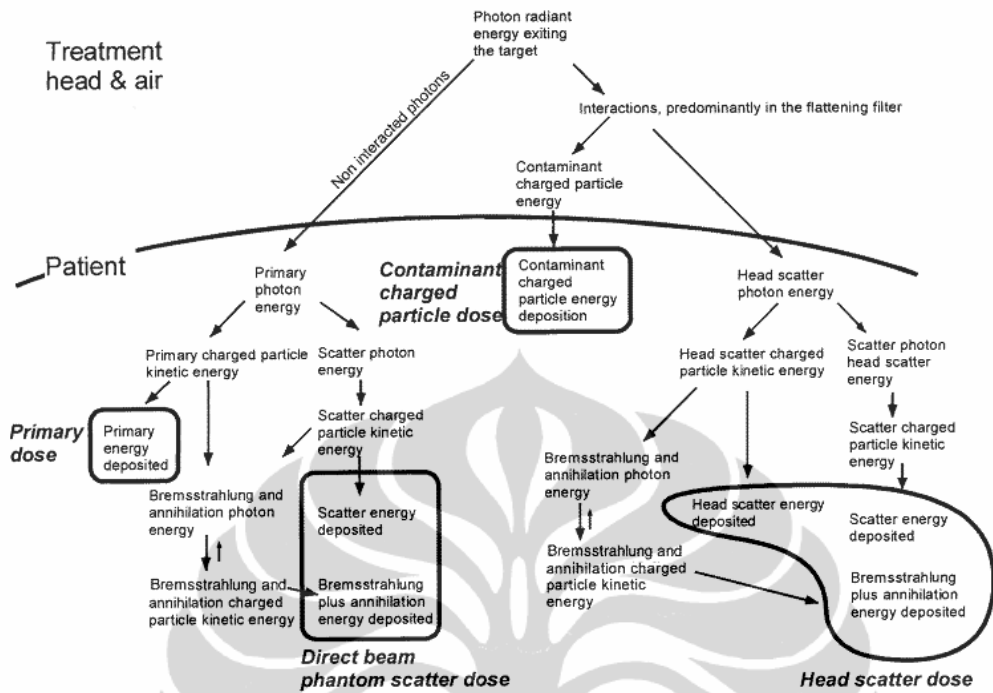
Elektron kontaminasi muncul akibat interaksi antara foton dengan bagian-bagian kepala akselerator atau dari udara antara Linac dan pasien. Gambar 2.13 adalah ilustrasi kontaminasi elektron pada berkas foton.



Gambar 2.13. Ilustri kontaminasi elektron pada berkas foton

Elektron kontaminasi ini memiliki *range* yang panjang di udara dan sebagian energinya dideposisi pada daerah permukaan pasien (phantom). Namun, dosis permukaan bukan hanya akibat kontaminasi elektron, tapi juga berasal dari elektron yang dihamburkan balik dari pasien, sebagai akibat interaksi foton.

Kontaminasi elektron bukan hanya menyumbang dosis di permukaan, tapi juga menyumbang dosis pada daerah dekat permukaan. Hanya saja, karena *range* elektron tidak terlalu jauh, elektron kontaminasi tidak berpengaruh pada kedalaman yang agak jauh.

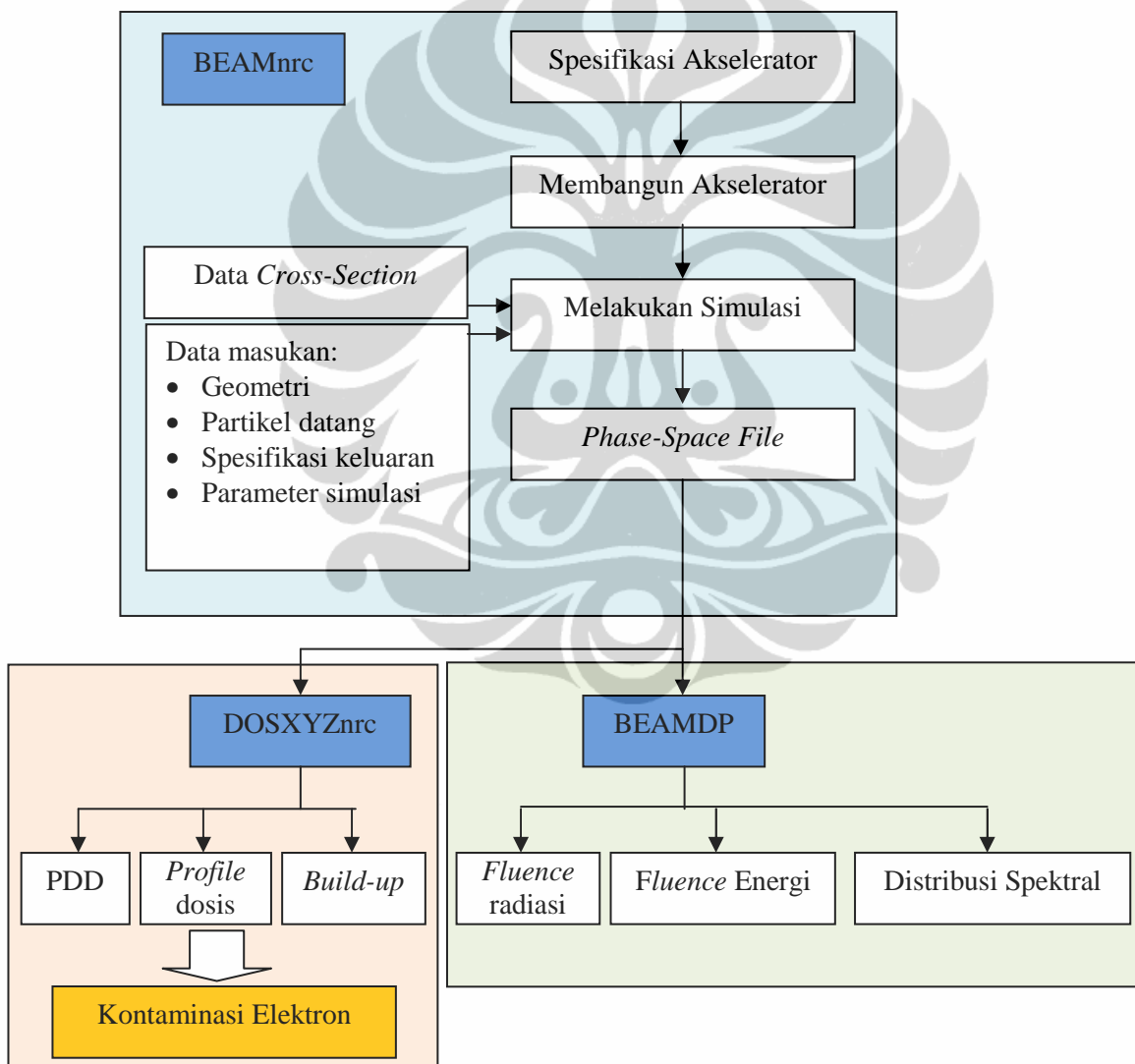


Gambar 2.14. Komponen dosis pada pasien (Ahnesjo A. and Aspradakis MM., 1999). Tampak bahwa kontaminasi elektron juga memberikan sumbangan dosis pada daerah permukaan dan dekat permukaan.

BAB III

METODE PENELITIAN

Pada tesis ini, kontaminasi elektron dikaji dengan melakukan simulasi Monte Carlo, menggunakan program paket EGSnrc, yang terdiri dari BEAMnrc, BEAMDP, dan DOSXYZnrc. Simulasi dilakukan dengan data geometri Linac berasal dari *SL Series Linac Physics Manual* yang dikeluarkan oleh Elekta Oncology Systems, kemudian dosis yang dihasilkan diverifikasi dengan data pengukuran.



Gambar 3.1. Diagram urutan simulasi penentuan kontaminasi elektron. Pemodelan kepala Linac dengan BEAMnrc, analisis *phase-space file* dengan BEAMDP, dan penentuan dosis dengan DOSXYZnrc.

Simulasi dilakukan dengan tahapan sebagai berikut: Pertama, mensimulasikan interaksi radiasi pada kepala akselerator. Pemodelan kepala akselerator menggunakan program BEAMnrc dengan data geometri dan bahan diambil dari *SL Series Linac Physics Manual*. Sementara untuk data lain, yang tidak disebutkan dalam *SL Series Linac Physics Manual*, dipilih dengan cara *trial and error*. Output dari simulasi tahap ini adalah data ruang fase (*Phase space file*). Kedua, melakukan analisis terhadap *phase space file*. Analisis ini dilakukan dengan menggunakan program BEAMDP. Dari BEAMDP ini didapatkan grafik *fluence* terhadap posisi, *fluence* energi terhadap posisi, dan distribusi spektral. Ketiga, menghitung dosis radiasi yang diserap di dalam fantom air. Pada tahap ini, simulasi menggunakan program DOSXYZnrc dan sumber radiasinya adalah radiasi yang keluar dari kepala akselerator yang disimpan dalam *phase space file*. Dosis yang disimulasikan dengan DOSXYZnrc ini adalah dosis pada arah sumbu-z yang dikenal dengan istilah PDD (*Percentage Depth Dose*), dosis pada arah horizontal (*profile*) dan dosis pada daerah *build-up*.

Untuk semua tahapan simulasi, energi *cut-off* elektron AE (*electron cut-off energy*) dan energi *cut-off* foton AP (*photon cut-off energy*) di-set sebesar masing-masing 0.521 MeV dan 0.01 MeV.

3.1 Simulasi Kepala Akselerator (*Linac Head*)

3.1.1 Desain BEAMnrc

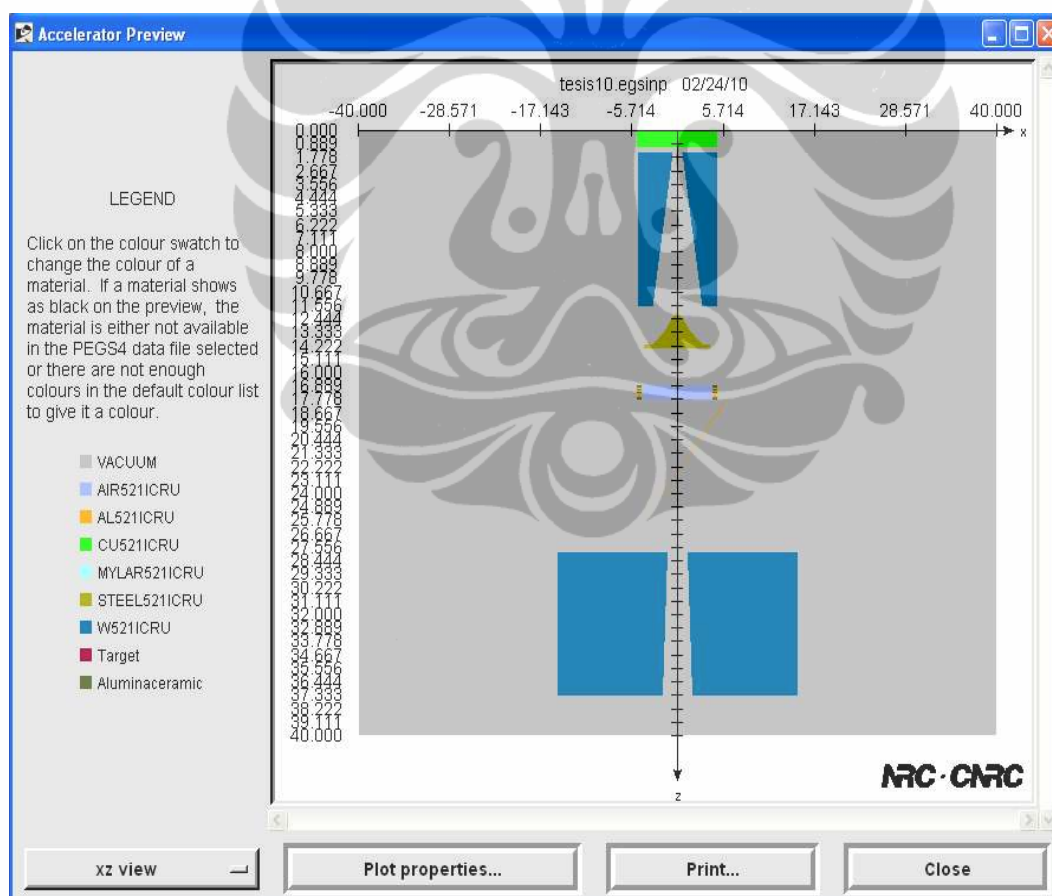
Komponen kepala Linac Elekta SL15 6 MV adalah target sinar-x, blok target, kolimator primer, *flattening filter*, *monitor chamber*, cermin dan *jaws*. Data lengkap, yang berisi geometri, bahan, dan urutan diambil dari *SL Series Linac Physics Manual*.

Dalam BEAMnrc, komponen-komponen tersebut dapat dibuat dengan modul-modul tertentu. Komponen kepala linac dan Modul yang digunakan dalam BEAMnrc, ditunjukkan pada Tabel 3.1 di bawah ini.

Tabel 3.1. Komponen Linac dan modul yang digunakan dalam BEAMnrc untuk pemodelannya

Komponen Linac	CM dalam BEAMnrc code
Target sinar-X	CONESTAK
Blok Target	SLABS
Kolimator primer	CONESTAK
<i>Flattening Filter</i>	FLATFILT
<i>Monitor Chamber</i>	CHAMBER
Cermin	MIRROR
<i>Jaws (Kolimator Sekunder)</i>	JAWS
Udara (antara Linac dengan Fantom)	SLABS

Desain lengkap, komponen kepala Linac, ditunjukkan oleh Gambar 3.2.



Gambar 3.2. Desain kepala Linac dan udara (antara Linac dan fantom) dalam BEAMnrc

Dalam Gambar 3.2 tampak, bahwa udara antara kepala Linac dan fantom, juga disimulasikan, yaitu menggunakan modul SLABS.

Jumlah elektron yang datang (*incident electron*) pada target untuk produksi sinar-X dipilih sejumlah 3×10^8 elektron. Intensitas elektron yang datang mengikuti distribusi Gaussian dengan FWHM tertentu.

3.1.2 Penentuan Parameter untuk Standar Model

Parameter paling penting untuk simulasi adalah energi dan intensitas elektron awal. Meskipun dalam *SL Series linear Accelerator* energi dan intensitas berkas elektron telah dinyatakan secara tertulis, namun Elekta sendiri merekomendasikan untuk dilakukan pengecekan ulang sebelum penggunaan klinis, karena kemungkinan nilai tersebut bisa berubah. Nilai yang disebutkan dalam *SL Series linac* hanyalah untuk *guidence*.

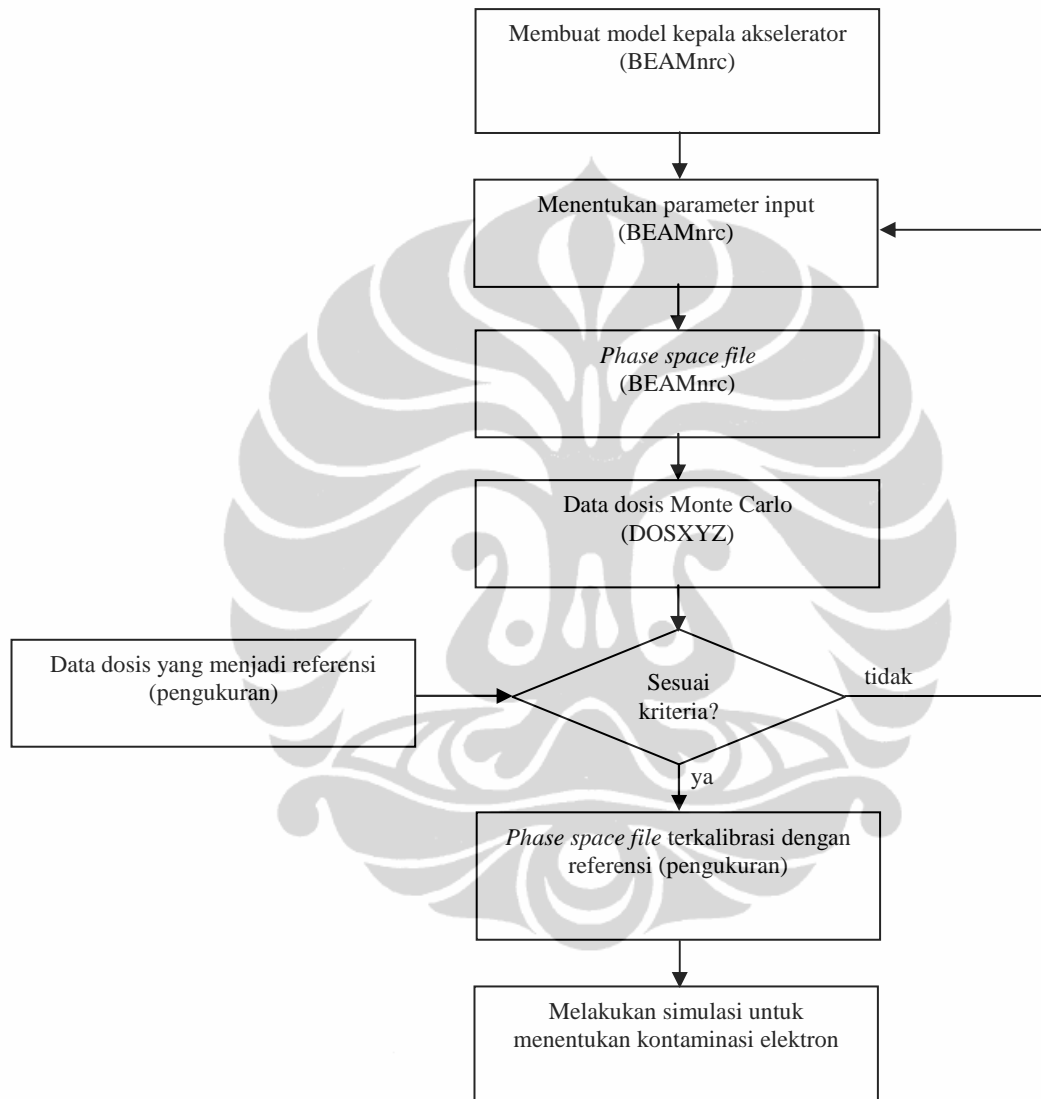
Pada studi sebelumnya (Aljarrah K., et al, 2006, h.1) menyatakan bahwa dalam simulasi Monte Carlo dan perhitungan dosis pasien, harus dilakukan pemilihan parameter awal, sehingga didapatkan *phase space file* yang akurat. Parameter tersebut adalah rata-rata energi awal (*mean energy*) dan distribusi intensitas radial (*radial intensity distribution*). Proses ini merupakan proses yang sangat lama (*very time consuming*) dan dilakukan dengan *trial and error*.

Dalam simulasi foton 6 MV ini, energi elektron divariasikan sebesar 5.7 MeV, 6.0 MeV, 6.3 MeV, dan 6.6 MeV. Sementara untuk intensitas radial, nilai FWHM divariasikan 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, dan 2 mm. Dosis hasil simulasi dengan variasi energi dan FWHM, nantinya dibandingkan dengan dosis hasil pengukuran yang dilakukan oleh Haryanto F, et al (2002).

Persentase perbedaan ($\Delta\%$) antara data simulasi dan data pengukuran, ditentukan dengan persamaan berikut ini:

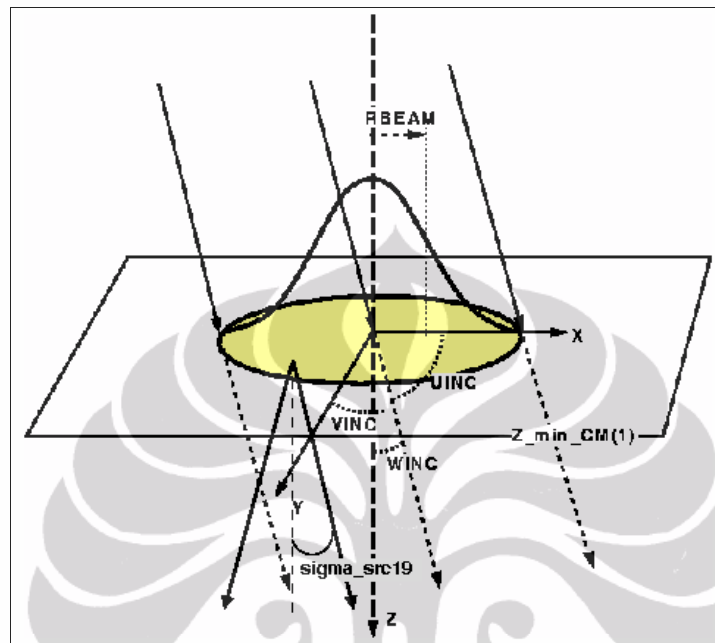
$$\Delta\% = \left(\frac{\text{hasil simulasi} - \text{pengukuran}}{\text{pengukuran}} \right) \times 100\%$$

Dari berbagai variasi energy dan FWHM untuk intensitas radial tersebut, dicari yang nilai persentase perbedaannya paling kecil. Selanjutnya, nilai energi dan FWHM tersebut digunakan untuk simulasi-simulasi berikutnya.



Gambar 3.3. Flow chart penentuan parameter masukan.

Dalam BEAMnrc sumber radiasi yang digunakan adalah ISOURC=19 atau *Parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution* dan dipilih sudut datang tegak lurus permukaan fantom.

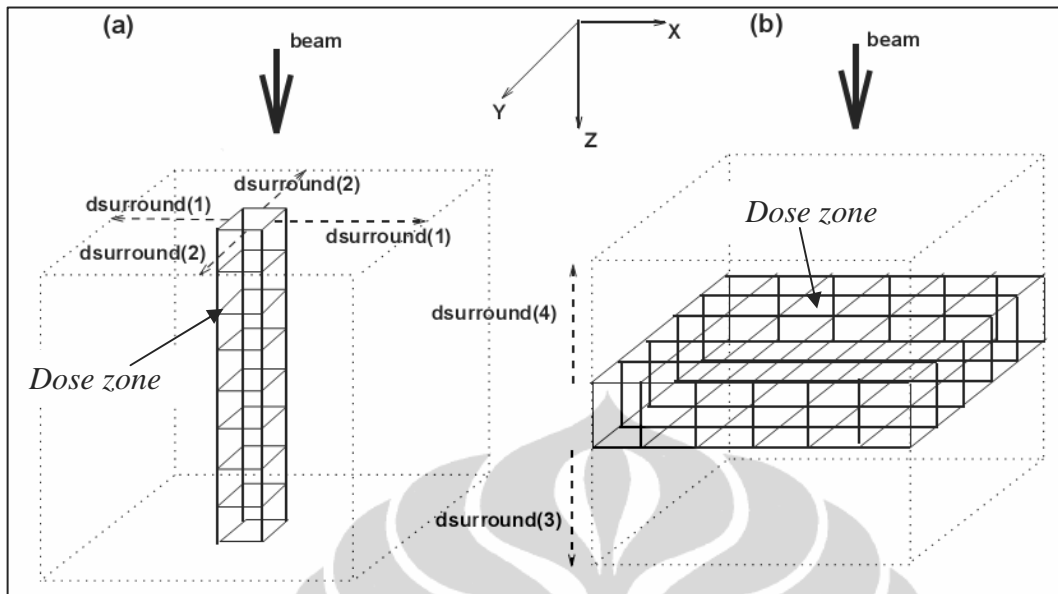


Gambar 3.4. Sumber partikel menggunakan ISOURC=19 atau *Parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution* (Rogers D.W.O, et al, 2001, h. 59)

Selain, itu ukuran lapangan radiasi (*field size*) juga divariasikan, yaitu dipilih dengan ukuran 5 x 5, 10 x 10, 20 x 20, 30 x 30 dan 40 x 40 cm². Ukuran lapangan radiasi ini diatur dengan mengatur bukaan *Jaws* dalam Linac.

3.2. Simulasi Fantom

Jarak dari target sinar-x sampai fantom yang sering disebut SSD (*skin source distance*) adalah 90 cm. Fantom secara keseluruhan terbuat dari air (H₂O). Pemilihan air sebagai material fantom adalah karena sebagian besar tubuh manusia terdiri dari cairan sehingga hasil simulasi mendekati kondisi riil pasien.



Gambar 3.5. a. Untuk penentuan PDD b. Untuk penentuan *profile* dosis (Walters B. R. B. and Rogers D.W.O., 2002, h. 70)

Fantom disimulasi menggunakan program DOSXYZnrc. Ukuran fantom, sumbu X 40 cm, sumbu Y 40 cm dan sumbu Z juga 40 cm. Untuk menentukan PDD, fantom dibagi menjadi voxel (*volume element*) yang kecil-kecil ke arah sumbu Z, sementara untuk menentukan *profile*, fantom dibagi menjadi voxel yang kecil-kecil ke arah sumbu X atau Y.

Sumber untuk simulasi dengan DOSXYZnrc ini adalah radiasi dari kepala Linac Elekta yang telah disimpan dalam *phase space file*, yang dihasilkan oleh simulasi dengan BEAMnrc.

3.2.1. Penentuan PDD

Untuk menentukan PDD, daerah dosis (*dose zones*) yang diamati sepanjang sumbu utama berkas radiasi, dalam bentuk lapisan-lapisan (*layers*) (Gambar 3.4.a). *Dose zones* terdiri atas 35 lapisan sepanjang sumbu Z. Dua (2) lapisan pertama dari permukaan fantom memiliki ketebalan masing-masing 0.4 cm. Selanjutnya 16 lapisan memiliki ketebalan masing-masing 0.2 cm. Berikutnya 18 lapisan sisanya dengan ketebalan 2 cm. Dengan demikian total kedalaman *water phantom* adalah 40 cm.

Tabel 3.2. Ukuran dan jumlah voxel pada daerah *dose zone* untuk penentuan PDD

Sumbu	Ukuran Voxel	Jumlah
X	3.0 cm	1
Y	3.0 cm	1
Z (Arah <i>scanning</i>)	0.4 cm	2
	0.2 cm	16
	2.0 cm	18

Sementara sumbu X dan Y, masing-masing dibagi menjadi tiga (3) lapisan. *Dose zone* berada di tengah dengan ketebalan 3 cm, sementara sisanya berada di kanan dan kirinya dengan tebal masing-masing 18.5 cm.

3.2.2. Penentuan *Profile Dosis*

Untuk penentuan *profile* dosis, *dose zones* dibuat tegak lurus dengan sumbu utama berkas, yang berarti searah dengan sumbu X atau sumbu Y dan dipilih pada kedalaman dosis maksimum (d_{\max}) yaitu 1.5 cm (Gambar 3.4.b).

Untuk ukuran lapangan radiasi yang berbeda, memiliki jumlah dan ukuran voxel yang berbeda. Ukuran voxel dan jumlah voxel untuk tiap ukuran lapangan radiasi, ditampilkan pada Tabel 3.3.

Tabel 3.3. Ukuran dan jumlah voxel pada daerah *dose zone* untuk penentuan *profile* dosis.

Ukuran lapangan Radiasi (cm ²)	Sumbu	Ukuran Voxel	Jumlah
5x5	Y	2.0 cm	1
	Z	1.0 cm	1
	X (Arah <i>scanning</i>)	1.0 cm	4 (di tengah)
		0.2 cm	10 (di kanan), 10 (di kiri)
		2.0 cm	2 (di kanan), 2 (di kiri)
10x10	Y	2.0 cm	1
	Z	1.0 cm	1
	X (Arah <i>scanning</i>)	1.0 cm	8 (di tengah)
		0.2 cm	10 (di kanan), 10 (di kiri)
		2.0 cm	7 (di kanan), 7 (di kiri)
20x20	Y	2.0 cm	1
	Z	1.0 cm	1

30x30	X (Arah <i>scanning</i>)	1.0 cm	18 (di tengah)
		0.2 cm	10 (di kanan), 10 (di kiri)
		2.0 cm	3 (di kanan), 3 (di kiri)
		3.0 cm	1 (di kanan), 1 (di kiri)
		Y	2.0 cm
40x40	Z	1.0 cm	1
	X (Arah <i>scanning</i>)	1.0 cm	26 (di tengah)
		0.4 cm	10 (di kanan), 10 (di kiri)
		1.0 cm	1 (di kanan), 1 (di kiri)
		Y	2.0 cm
Z		1.0 cm	1
	X (Arah <i>scanning</i>)	1.0	34 (di tengah)
		0.4 cm	10 (di kanan), 10 (di kiri)
		1.0	1 (di kanan), 1 (di kiri)

3.2.3. Penentuan Dosis pada Daerah *Build-up*

Penentuan dosis pada daerah *build-up* dilakukan sama dengan penentuan PDD, khusus untuk daerah antara permukaan sampai kedalaman maksimum (d_m) dan ukuran voxel relatif lebih kecil (Lihat Tabel 3.4).

Tabel 3.4. Ukuran dan jumlah voxel pada daerah *dose zone* untuk daerah *build-up*

Sumbu	Ukuran Voxel	Jumlah
X	3.0 cm	1
Y	3.0 cm	1
Z (Arah <i>scanning</i>)	0.2 cm	10

3.2.4. Penentuan Dosis Kontaminasi Elektron dan Pelacakan Sumbernya

Dosis kontaminasi elektron dilakukan pada daerah *build-up*. Kontaminasi elektron merupakan elektron yang terbentuk pada kepala Linac dan udara antara pasien dan fantom. Oleh karena itu penentuan dosis kontaminasi elektron ditentukan dengan cara hanya mengambil elektron (partikel bermuatan -1) dari *phase space file*, yang dihasilkan oleh simulasi dengan BEAMnrc.

Penelusuran sumber dosis kontaminasi elektron ditentukan dengan menggunakan LATCH (program untuk mengikuti sejarah partikel (*particle's history*)). Pada saat mendesain kepala Linac dengan BEAMnrc, setiap komponen diberikan nomor LATCH

tersendiri (ditunjukkan oleh Tabel 3.5), selanjutnya pada saat penentuan dosis pada daerah *build-up* dengan DOSXYZnrc, elektron yang dihasilkan oleh komponen Linac dengan nomor LATCH tertentu dapat tidak diikuti-sertakan (*excluded*). Jadi, dosis kontaminasi elektron yang diakibatkan komponen Linac tertentu (misal kolimator primer) adalah dosis kontaminasi elektron total dikurangi oleh dosis kontaminasi elektron yang dihasilkan komponen Linac dengan nomor LATCH 3 tidak diikuti-sertakan (*excluded*).

Tabel 3.5. Nomor LATCH komponen Linac.

Komponen Linac	No Latch
Target sinar-X	1
Blok Target	2
Kolimator primer	3
<i>Flattening Filter</i>	4
<i>Monitor Chamber</i>	5
Cermin	6
<i>Jaws</i> (Kolimator Sekunder)	7
Udara (antara Linac dengan Fantom)	8

3.3. Desain BEAMDP

BEAMDP dalam simulasi ini digunakan untuk melakukan analisis terhadap *phase space file*, diantaranya untuk menentukan *fluence*, *fluence* energi dan distribusi spektral. Analisis dengan BEAMDP dilakukan khusus untuk ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dengan batasan pengamatan seperti tercantum dalam Tabel 3.6.

Tabel 3.6. Spesifikasi untuk menentukan distribusi spektral, *fluence* dan *fluence* energi untuk lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Parameter	Nilai
Sumbu X	Min (-7 cm), max (7cm)
Sumbu Y	Min (-7 cm), max (7 cm)
Jumlah <i>bin</i>	70
Energi Minimum	0.01 MeV
Energi Maksimum	7.0 MeV



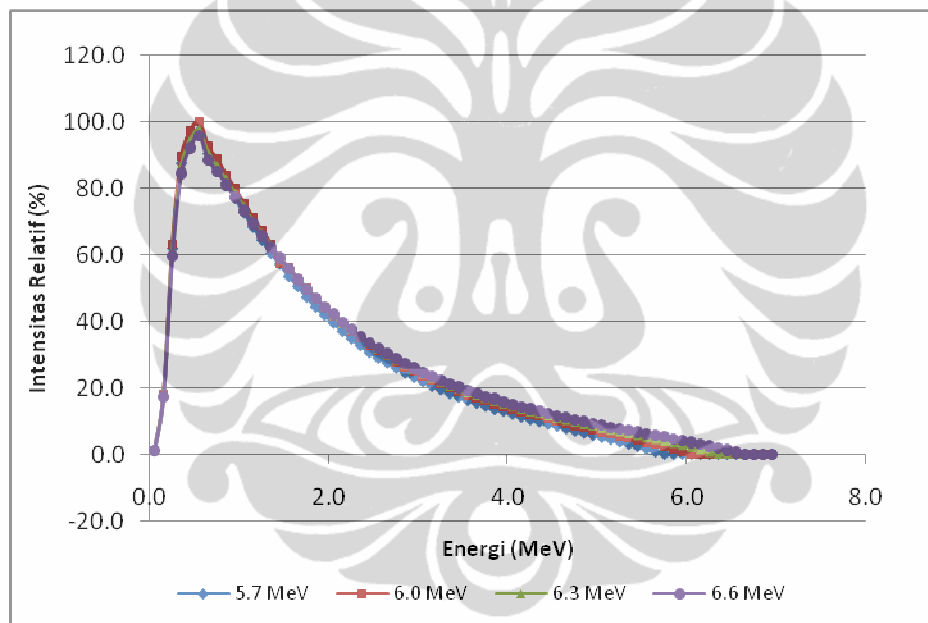
BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Penentuan Parameter Standar Model

4.1.1 Variasi Energi Elektron

Dalam penelitian ini, pertama kali dilakukan simulasi penentuan distribusi spektral berkas radiasi dengan variasi energi elektron datang (*incident electron*), yaitu 5.7, 6.0, 6.3, dan 6.6 MeV. Hasil distribusi spektral berkas radiasi dapat dilihat dalam Gambar 4.1.



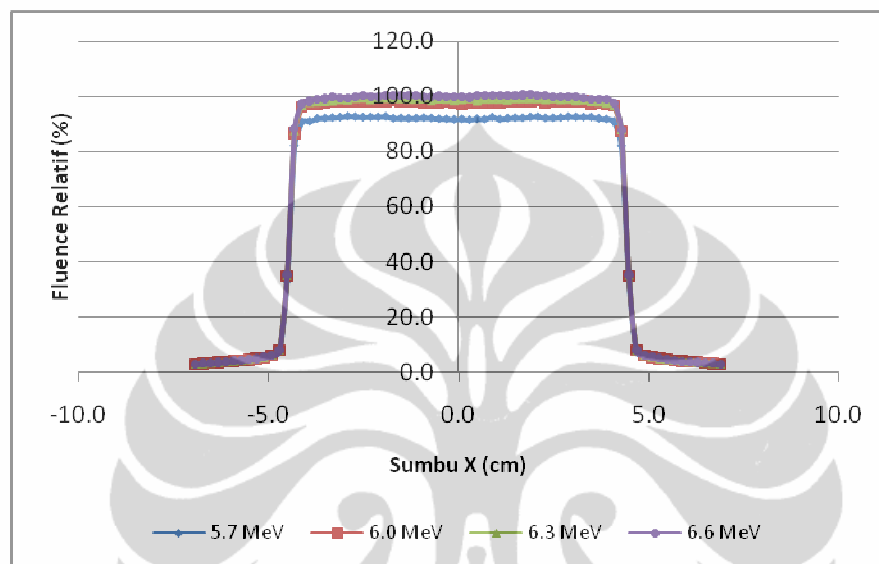
Gambar 4.1. Distribusi spektral berkas radiasi untuk variasi energi elektron datang, yaitu 5.7, 6.0, 6.3 dan 6.6 MeV. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 90 cm.

Dari Gambar 4.1 terlihat bahwa kurva tidak simetri dengan rata-rata energi sekitar 2 MeV. Tampak juga tidak ada energi radiasi yang nilainya melebihi energi kinetik elektron datang. Sedangkan untuk *fluence* dan *fluence* energi untuk variasi energi kinetik elektron datang ditunjukkan oleh Gambar 4.2 dan Gambar 4.3. Dalam gambar ini nilai 100% diambil pada energi elektron 6.3 MeV dan pada sumbu utama berkas. Dalam gambar tersebut tampak bahwa energi kinetik elektron yang lebih tinggi memiliki *fluence* dan *fluence* energi yang lebih besar. Fenomena ini sesuai dengan

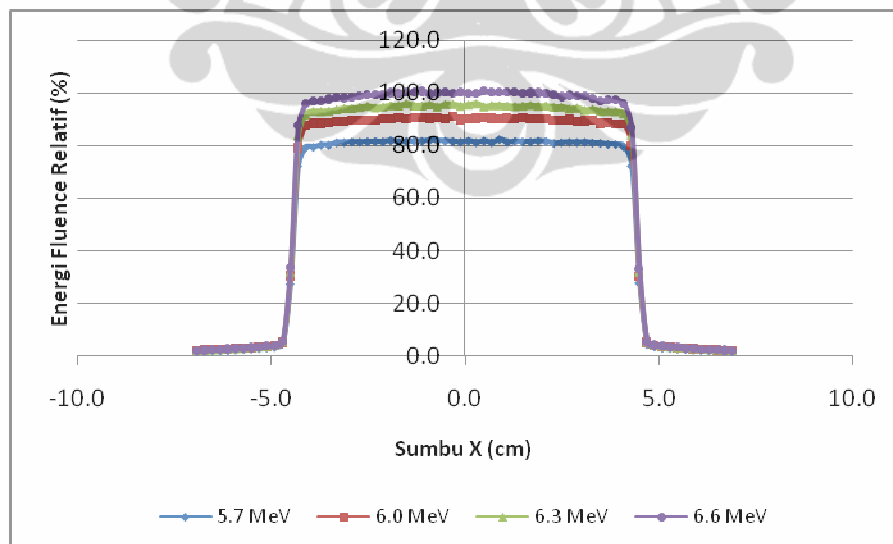
formula fraksi energi elektron yang diubah menjadi sinar-X bremsstrahlung (Akhadi M, 2000, h.56):

$$f = kZE_k$$

dengan k adalah konstanta, Z nomor atom target, dan E_k energi foton.

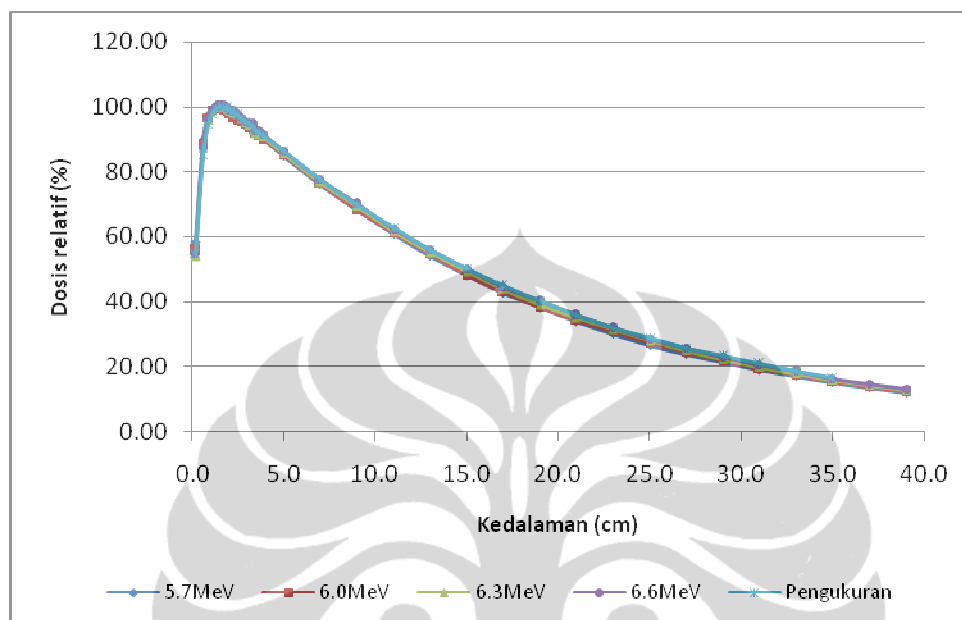


Gambar 4.2. Grafik *fluence* vs posisi pada permukaan medium untuk variasi energi kinetik elektron datang, sebesar 5.7, 6.0, 6.3, dan 6.6 MeV. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10x10 cm² dan SSD 90 cm.



Gambar 4.3. Grafik *fluence* energi vs posisi pada permukaan medium untuk variasi energi kinetik elektron datang. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm² dan SSD 90 cm.

Hasil persentase dosis kedalaman (PDD) dalam medium air untuk variasi energi elektron, ditampilkan pada Gambar 4.4. Dalam gambar ini, dosis 100% diambil pada puncak kurva.



Gambar 4.4. Grafik PDD untuk variasi energi kinetik elektron datang. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10 x 10 cm² dan SSD 90 cm.

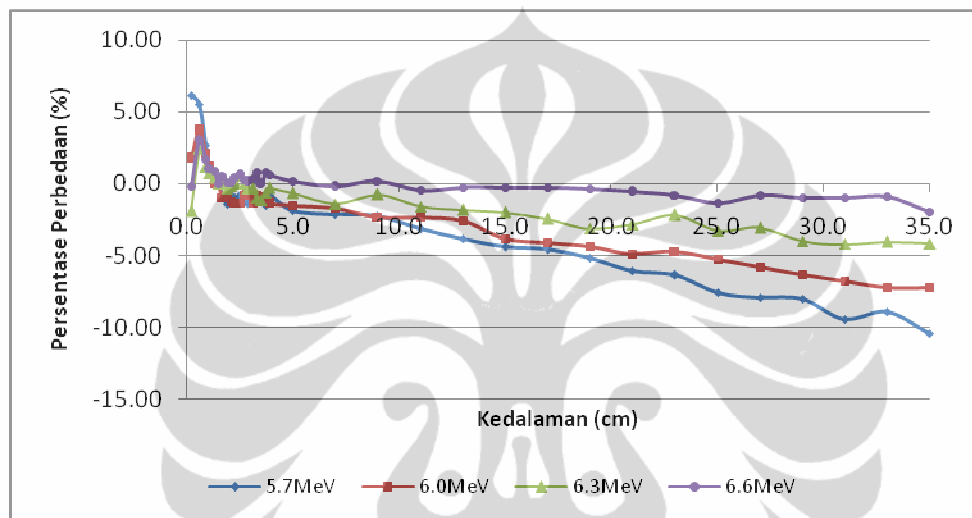
Tabel 4.1. Dosis pada berbagai kedalaman dari hasil pengukuran dan hasil simulasi untuk variasi energi kinetik elektron datang.

Kedalaman (cm)	Dosis (%)				
	Pengukuran	Energi 5.7 MeV	Energi 6.0 MeV	Energi 6.3 MeV	Energi 6.6 MeV
0.2	54.93	58.30	55.88	53.88	54.93
0.6	85.06	89.76	88.20	87.09	87.17
0.9	94.71	97.21	96.74	95.81	95.83
1.5	100.00	100.00	100.00	100.00	99.52
1.7	99.93	99.12	98.94	100.00	100.00
2.5	97.24	96.42	95.95	97.78	97.43
5.0	86.32	84.71	85.02	85.73	86.05
15.0	50.15	47.93	48.23	49.14	49.77
25.0	28.77	26.58	27.26	27.82	28.24
35.0	16.67	14.94	15.47	15.97	16.27

Terlihat dari Gambar 4.4 dan Tabel 4.1 bahwa energi radiasi foton yang semakin besar, posisi kedalaman dosis maksimum (d_m) cenderung meningkat, dan dosis daerah *fall-off* (kedalaman lebih dari 5 cm) cenderung lebih tinggi. Hal ini disebabkan, ketika terjadi interaksi antara foton dengan medium, untuk energi foton lebih besar, maka energi yang ditransfer ke elektron juga semakin besar, akibatnya elektron sekunder

memiliki lintasan yang lebih panjang. Hal itu menyebabkan jarak d_m meningkat dan dosis pada daerah *fall-off* lebih tinggi.

Untuk memperoleh informasi lebih jelas mengenai perbedaan hasil PDD dari pengukuran dengan simulasi untuk keempat energi elektron, dibuat grafik persentase perbedaan PDD, seperti ditunjukkan Gambar 4.5. Terlihat bahwa PDD untuk keempat energi elektron dalam simulasi ini, setelah dosis maksimum, cenderung lebih rendah dibanding hasil pengukuran dan deviasinya meningkat dengan kedalaman (Tabel 4.2).

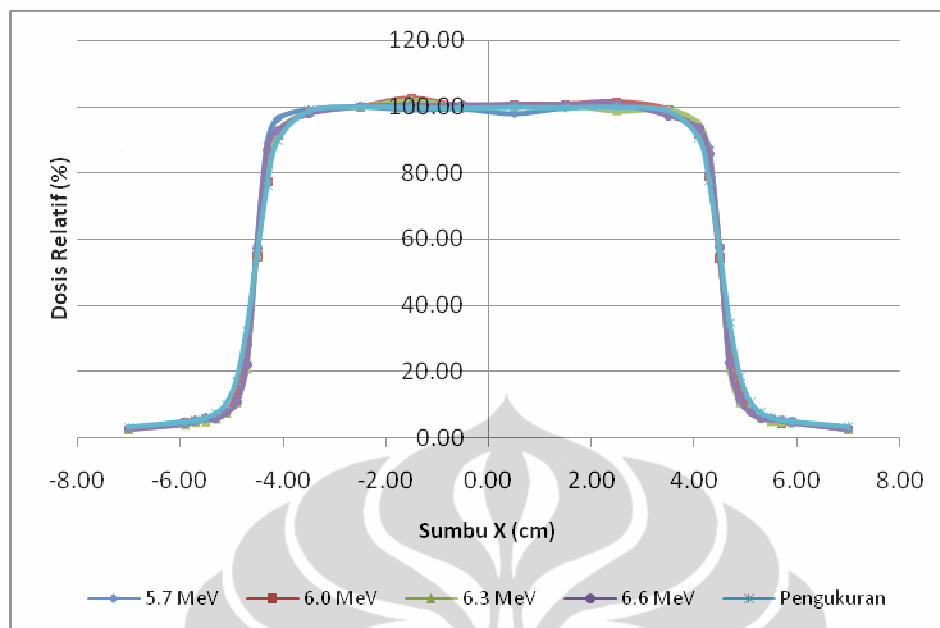


Gambar 4.5. Grafik $\Delta\%$ antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi energi kinetik elektron.

Tabel 4.2 $\Delta\%$ antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi energi elektron.

Kedalaman (cm)	Δ (%)			
	Energi 5.7 MeV	Energi 6.0 MeV	Energi 6.3 MeV	Energi 6.6 MeV
5.0	1.86	1.50	0.68	0.31
15.0	4.41	3.82	2.01	0.75
25.0	7.60	5.23	3.29	1.85
35.0	10.42	7.24	4.19	2.41

Pengaruh variasi energi kinetik elektron terhadap *profile* dosis dalam air pada kedalaman 1.5 cm ditampilkan pada Gambar 4.6. Tampak bahwa keempat kurva simulasi dan pengukuran mendekati berhimpit, yang menunjukkan bahwa variasi energi elektron tidak begitu berpengaruh pada *profile* dosis. Temuan ini mendukung hasil studi oleh peneliti terdahulu (Pena J, et al, 2007).

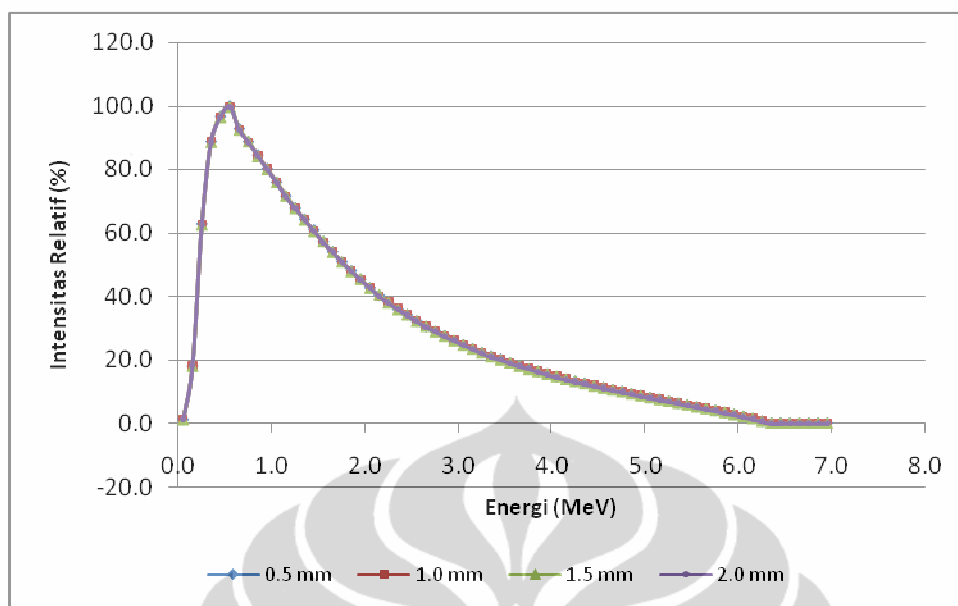


Gambar 4.6. Kurva *profile* dosis dalam air pada kedalaman 1.5 cm untuk variasi energi kinetik elektron. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm, ukuran lapangan radiasi 10 x10 cm² dan SSD 90 cm.

Untuk pemilihan energi elektron datang dalam penelitian ini, ada tiga faktor yang diperhatikan, yaitu dosis pada kedalaman maksimum, PDD dan *profile* dosis. Dari ketiga faktor ini yang dipilih paling mendekati pengukuran adalah energi elektron 6.3 MeV, karena persentase perbedaan PDD dengan pengukuran yang masih relatif kecil dan kedalaman dosis maksimum mendekati hasil pengukuran, yaitu berada pada kedalaman antara 1.5-1.7 cm.

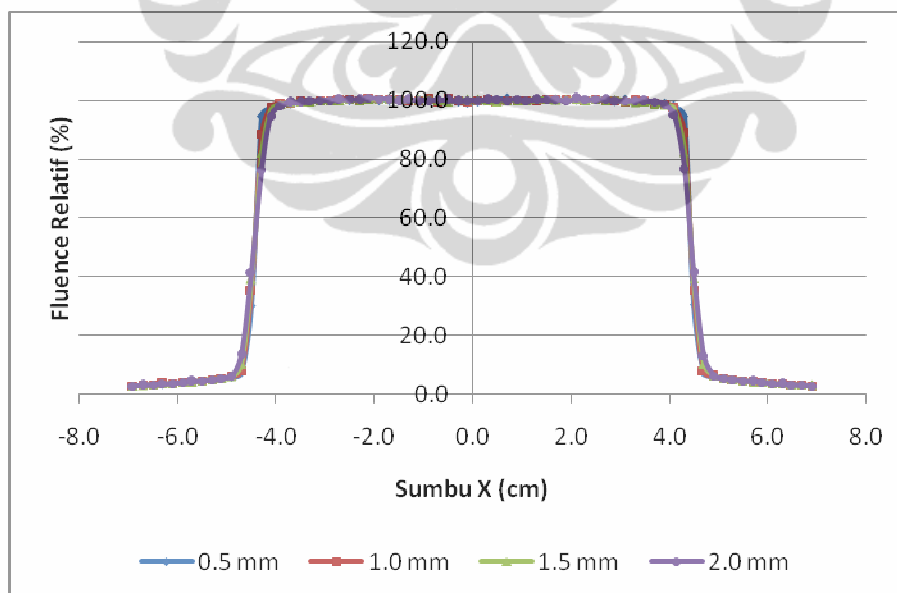
4.1.2 Variasi FWHM

Setelah dilakukan pemilihan energi elektron datang, selanjutnya dilakukan pemilihan besarnya FWHM (*full-width at half-maximum*) untuk intensitas radial berkas elektron datang. Distribusi spektral untuk variasi FWHM 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm dan 2.0 mm ditunjukkan oleh Gambar 4.7. Tampak distribusi spektral radiasi keluaran sama untuk keempat nilai FWHM.

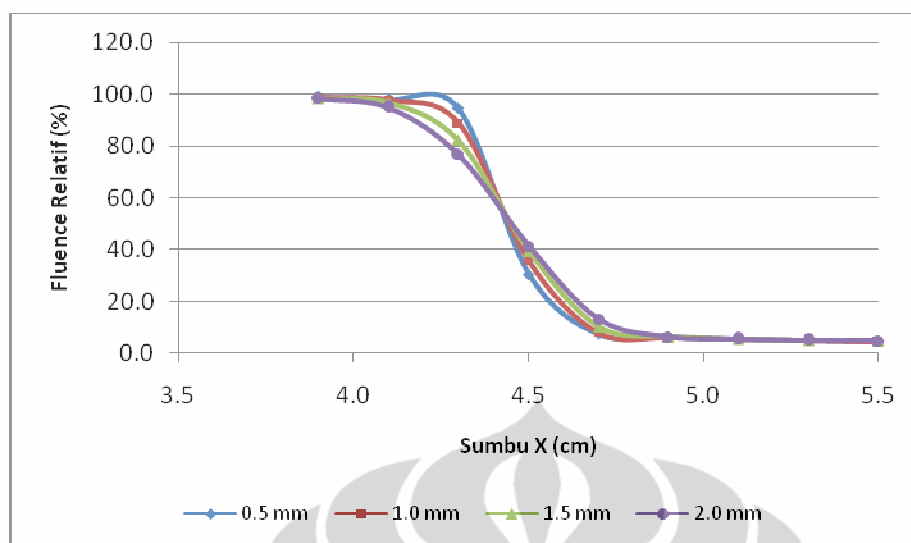


Gambar 4.7. Distribusi spektral berkas radiasi untuk intensitas radial berkas elektron dengan variasi FWHM 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 mm. Energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 90 cm.

Grafik *fluence* untuk intensitas radial berkas elektron datang dengan berbagai FWHM ditunjukkan oleh Gambar 4.8, dan untuk memperjelas evaluasi diambil grafik pada daerah pinggir lapangan, seperti ditunjukkan Gambar 4.9.



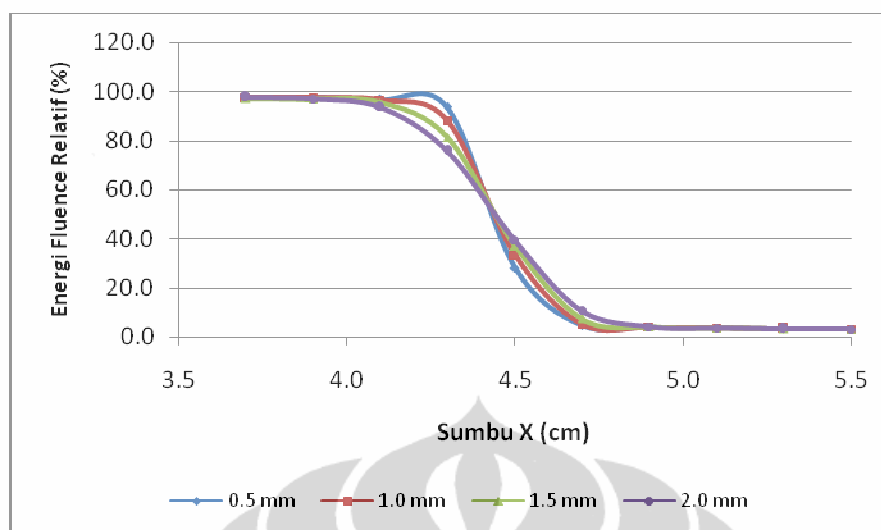
Gambar 4.8. Grafik *fluence* vs posisi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 90 cm.



Gambar 4.9. Grafik *fluence* vs posisi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM (untuk daerah pinggir lapangan radiasi) sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 90 cm.

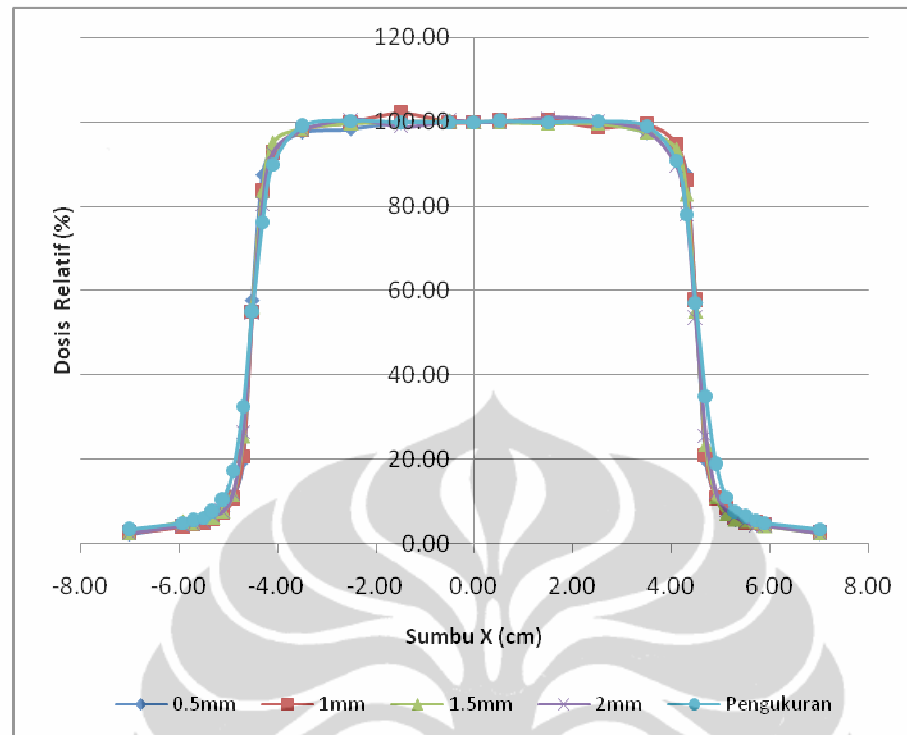
Tampak dalam Gambar 4.9 bahwa pada daerah sekitar 50%, keempat nilai FWHM, memiliki lebar *profile fluence* yang sama. Daerah di atas 50%, lebar *profile fluence* berturut-turut menurun dengan kenaikan FWHM, dan sebaliknya terjadi pada daerah di bawah 50%. Terlihat juga, lebar daerah penumbra (daerah antara 20%-80%) pada permukaan fantom, meningkat dengan kenaikan FWHM, yang berarti juga kenaikan ukuran sumber radiasi (*source size*).

Kenaikan lebar daerah penumbra untuk grafik *fluence* foton juga berakibat pada kenaikan lebar daerah penumbra pada grafik *fluence* energi, seperti Gambar 4.10.



Gambar 4.10. Grafik *fluence* energi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM (untuk daerah pinggir lapangan radiasi) sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 90 cm.

Kurva *profile* dosis dalam fantom air pada kedalaman 1.5 cm (d_m) untuk intensitas radial elektron datang dengan variasi FWHM ditunjukkan oleh Gambar 4.11. Tampak keempat kurva simulasi dan pengukuran mendekati berhimpit, yang menunjukkan bahwa variasi FWHM berkas elektron untuk nilai 0.5 – 2.0 mm tidak berpengaruh signifikan pada *profile* dosis. Untuk memperjelas evaluasi, ukuran lebar *profile* dosis keempat FWHM dan perbedaannya dengan hasil pengukuran ditunjukkan oleh Tabel 4.2 dan Tabel 4.3.



Gambar 4.11. Kurva *profile* dosis hasil pengukuran dan hasil simulasi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm pada kedalaman 1.5 cm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 90 cm.

Tabel 4.3. Lebar *profile* dosis dari hasil pengukuran dan simulasi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 90 cm.

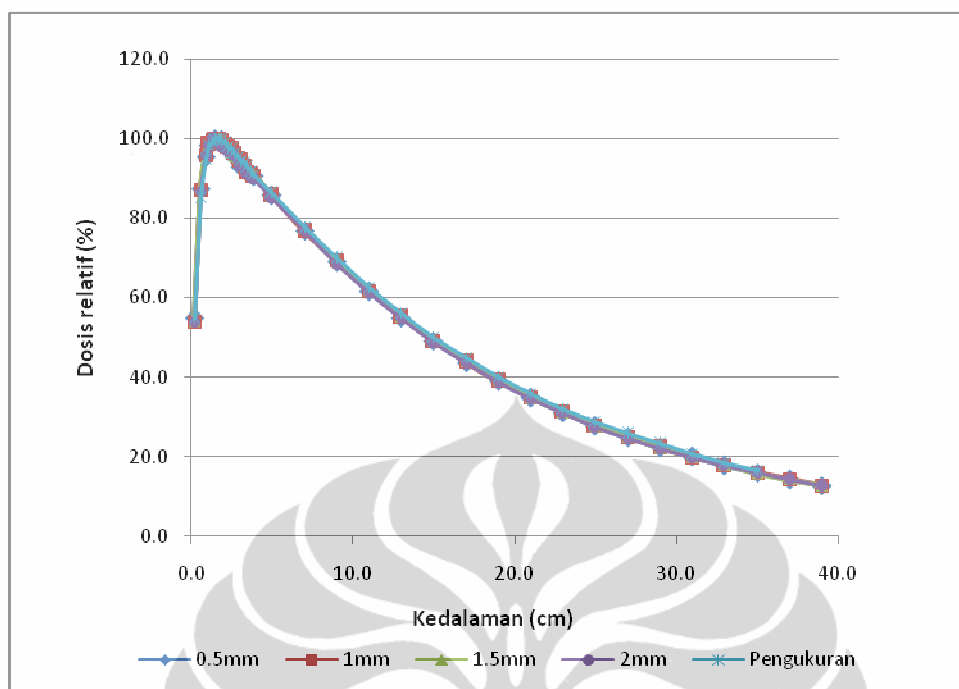
Dosis Relatif (%)	Lebar Profile Dosis (cm)				
	Pengukuran	FWHM 0.5mm	FWHM 1.0mm	FWHM 1.5mm	FWHM 2.0 mm
90	8.19	8.55	8.37	8.36	8.16
80	8.51	8.72	8.67	8.65	8.55
70	8.73	8.85	8.81	8.79	8.74
60	8.92	8.98	8.95	8.94	8.90
50	9.11	9.09	9.07	9.07	9.05
40	9.29	9.19	9.18	9.20	9.20
30	9.49	9.30	9.30	9.33	9.34
20	9.68	9.40	9.44	9.54	9.57
10	10.27	9.94	9.89	9.93	9.97

Tabel 4.4. Perbedaan lebar *profile* dosis antara hasil pengukuran dengan hasil simulasi untuk berbagai FWHM

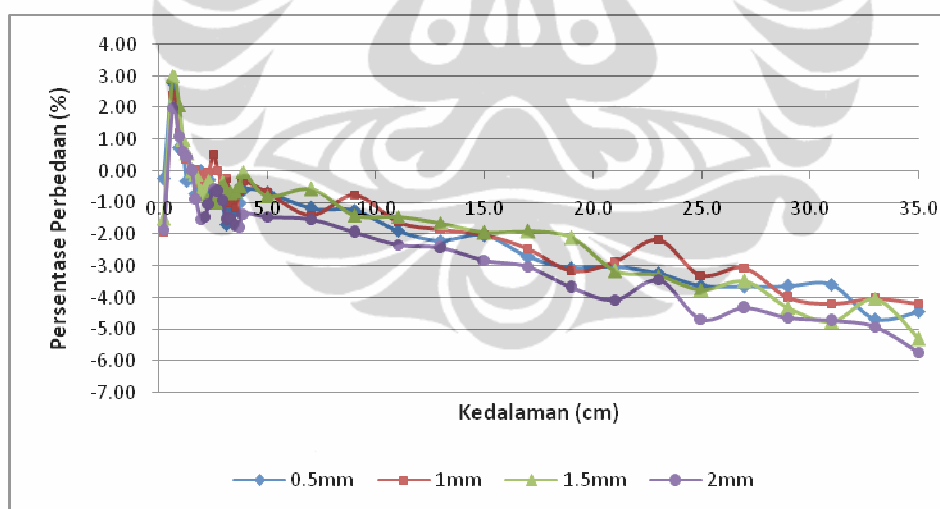
Dosis Relatif (%)	Selisih Lebar Profile Dosis antara Hasil Pengukuran dan Simulasi (cm)			
	FWHM 0.5 mm	FWHM 1.0 mm	FWHM 1.5 mm	FWHM 2.0 mm
90	-0.36	-0.18	-0.17	0.03
80	-0.21	-0.16	-0.14	-0.05
70	-0.12	-0.08	-0.06	-0.01
60	-0.06	-0.03	-0.02	0.02
50	0.02	0.03	0.03	0.05
40	0.09	0.10	0.08	0.09
30	0.20	0.19	0.16	0.15
20	0.28	0.24	0.14	0.11
10	0.34	0.38	0.34	0.30

Dari Tabel 4.2 dan Tabel 4.3 tampak bahwa keempat nilai FWHM untuk intensitas radial elektron datang, memiliki lebar *profile* dosis yang hampir sama. Dengan demikian variasi FWHM berkas elektron untuk nilai 0.5 – 2.0 mm tidak berpengaruh signifikan pada *profile* dosis.

Hasil persentase dosis kedalaman (PDD) di dalam medium air dari hasil pengukuran dan simulasi untuk variasi FWHM, ditampilkan pada Gambar 4.12. Dalam gambar ini, dosis 100% diambil pada puncak kurva. Selanjutnya persentase perbedaan ($\Delta\%$) terhadap hasil pengukuran, ditunjukkan Gambar 4.13.



Gambar 4.12. PDD hasil pengukuran dan simulasi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 mm. Ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.



Gambar 4.13. Persentase perbedaan ($\Delta\%$) antara hasil pengukuran dengan simulasi untuk variasi FWHM 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 mm. Ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.

Dari Gambar 4.12 terlihat bahwa PDD untuk keempat FWHM berkas elektron datang dalam simulasi ini, setelah dosis maksimum, cenderung lebih rendah dibanding hasil pengukuran dan deviasinya meningkat dengan kedalaman. Sedangkan rentang persentase perbedaan ($\Delta\%$) antara pengukuran dan simulasi untuk FWHM 0.5 mm, 1 mm,

1.5 mm dan 2 mm ditunjukkan oleh Tabel 4.5. Terlihat FWHM 1.0 mm, memiliki rentang paling sempit dibandingkan nilai FWHM yang lain.

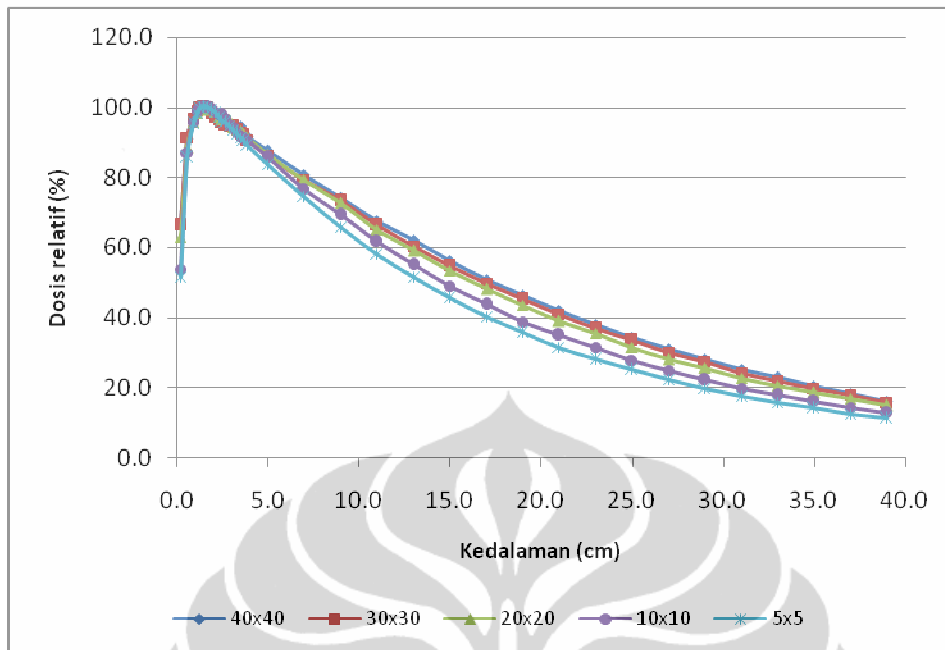
Tabel 4.5. Rentang selisih perbedaan dosis PDD antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi FWHM, dari kedalaman 1 mm sampai 35 cm.

FWHM	Rentang Δ (%)
0.5 mm	-4.68 - 2.81
1.0 mm	-4.21 - 2.40
1.5 mm	-5.30 - 3.02
2.0 mm	-5.79 - 2.01

Pemilihan FWHM untuk intensitas radial berkas elektron datang dalam penelitian ini, faktor yang diperhatikan adalah kesesuaian PDD dan *profile* dosis dengan hasil pengukuran. Dari keempat FWHM, yang memiliki rentang persentase perbedaan paling kecil untuk PDD adalah FWHM 1.0 mm, sementara kurva *profile* dosis keempat FWHM ini, mendekati saling berhimpit. Berdasarkan temuan ini, FWHM yang dipilih dalam simulasi selanjutnya adalah 1.0 mm. dan nilai ini sesuai dengan rekomendasi Elekta.

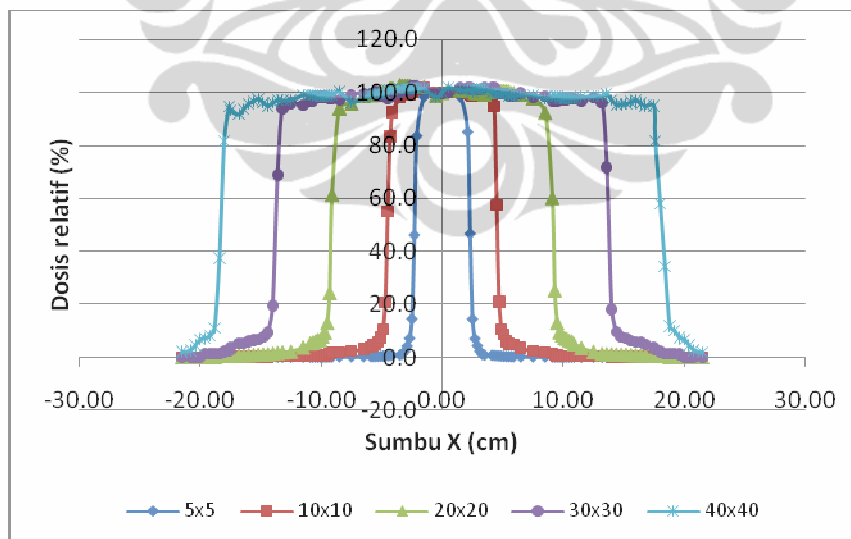
4.2. PDD dan *Profile* Dosis untuk Variasi Ukuran Lapangan Radiasi

Grafik PDD untuk variasi ukuran lapangan radiasi ditunjukkan oleh gambar 4.14. Tampak bahwa PDD pada daerah *build-up*, meningkat seiring dengan kenaikan ukuran lapangan radiasi. Hal ini karena peningkatan volume medium penghambur. Tampak bahwa kedalaman dosis maksimum (d_m) relatif tidak berubah untuk kenaikan ukuran lapangan radiasi, yaitu tetap berada dalam kisaran 1.5 cm.



Gambar 4.14. Grafik PDD untuk variasi ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.

Profile dosis untuk variasi ukuran lapangan radiasi ditunjukkan oleh Gambar 4.15. Gambar tersebut menunjukkan ukuran lapangan radiasi, seperti yang diharapkan.



Gambar 4.15. Grafik *profile* dosis untuk variasi ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV, SSD 90 cm, dan pada kedalaman 1.5 cm.

4.3. Elektron Kontaminasi

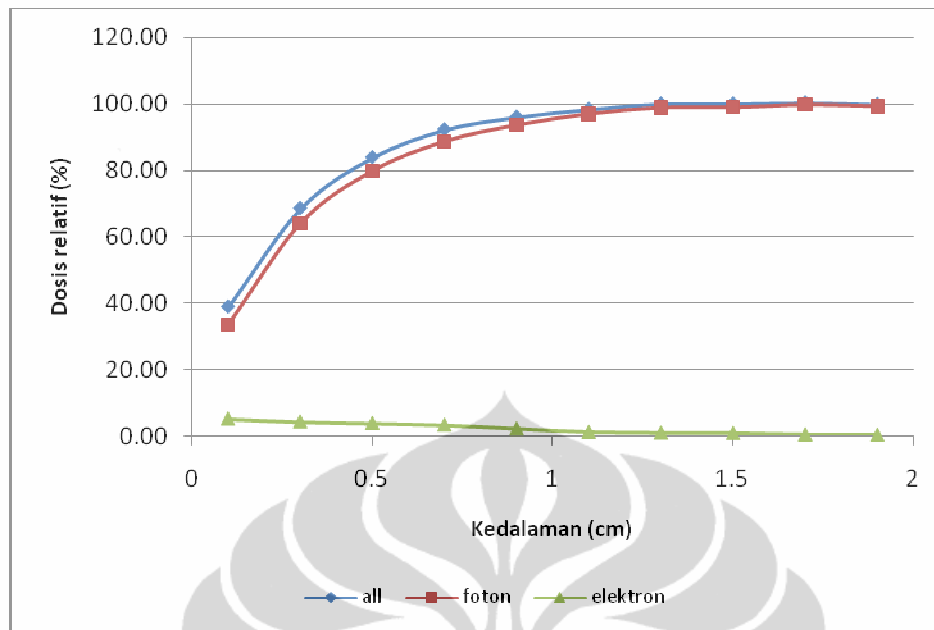
4.3.1 Dosis Elektron Kontaminasi

Pada berkas foton keluaran pesawat linac, dalam kenyataannya, tidak hanya berupa foton saja, namun juga terdapat elektron, yang dinamakan kontaminasi elektron (*Electron contamination*) (Leung, P. M. K, 1990, h. 147). Kontaminasi elektron yang jatuh ke permukaan medium fantom adalah hasil interaksi antara berkas foton dengan seluruh aksesoris yang terdapat pada kepala linac ditambah interaksi foton dengan udara antara linac dan fantom.

Dengan simulasi Monte Carlo kontribusi foton dan elektron pada PDD total dapat dipisahkan. Kurva PDD pada daerah *build-up* untuk ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ditunjukkan oleh Gambar 4.16. Terlihat bahwa dosis relatif akibat foton cenderung meningkat sementara dosis relatif akibat kontaminasi elektron cenderung menurun. Karena dosis relatif total adalah sumbangan dari foton dan kontaminasi elektron, sementara sumbangan dari kontaminasi elektron jauh lebih kecil, maka dosis relatif total cenderung meningkat dengan kenaikan kedalaman.

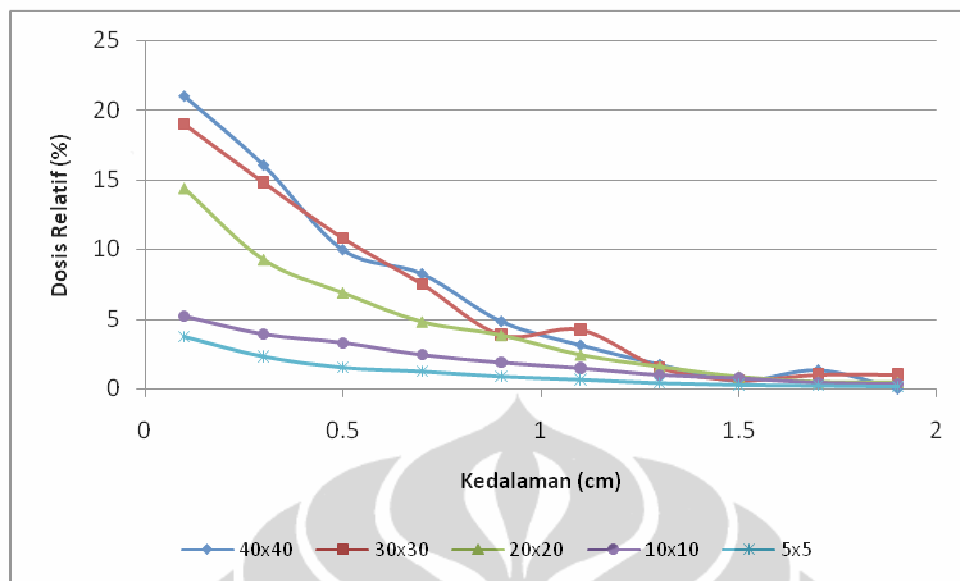
Kenaikan PDD sumbangan dari foton seiring dengan kenaikan kedalaman, karena interaksi foton dengan medium fantom memproduksi elektron sekunder yang semakin banyak dengan kenaikan kedalaman. Elektron sekunder yang dihasilkan oleh sinar-X MV ini cenderung bergerak ke depan dan mendeposit energi sepanjang lintasannya.

Terlihat juga elektron kontaminasi yang datang pada permukaan medium menyebabkan meningkatnya dosis di dekat permukaan medium, dan cenderung menurun seiring dengan peningkatan kedalaman. Penurunan ini karena elektron tersebut kehilangan energi sepanjang lintasannya.



Gambar 4.16. Grafik dosis pada daerah *build-up* untuk ukuran lapangan radiasi 10x10 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.

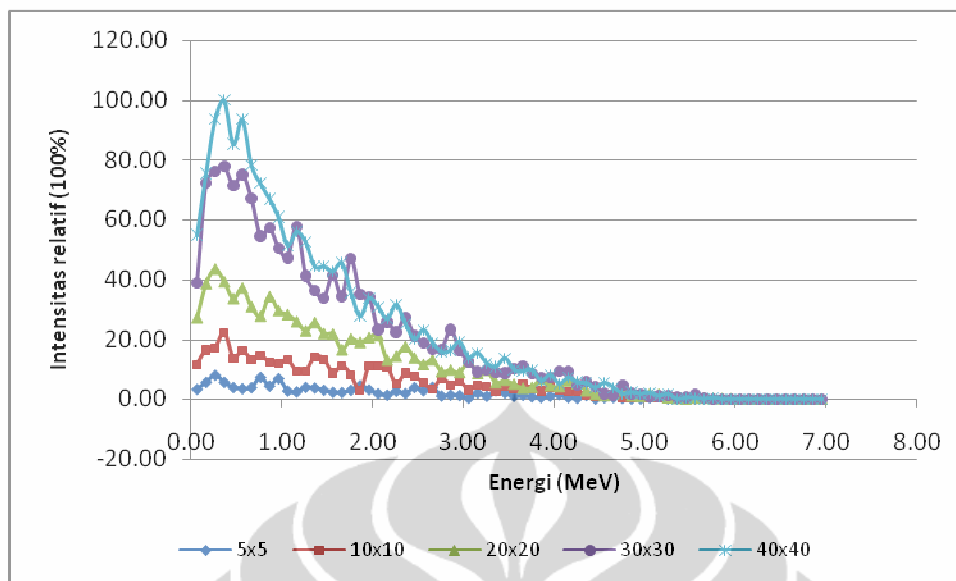
Dengan cara yang sama, dilakukan simulasi kontaminasi elektron untuk ukuran lapangan radiasi yang lain. Gambar 4.17 merupakan grafik dosis kontaminasi elektron untuk variasi ukuran lapangan radiasi. Untuk ukuran lapangan radiasi semakin besar, dosis relatif kontaminasi elektron pada daerah dekat permukaan medium juga semakin besar. Elektron kontaminasi terus menurun seiring dengan kedalaman dan untuk kelima ukuran lapangan radiasi, elektron kontaminasi tidak berpengaruh lagi sampai pada kedalaman 1.5 cm dan dosisnya tinggal sekitar 1% (Tabel 4.6). Temuan ini mendukung hasil penelitian sebelumnya yang menyatakan bahwa kontaminasi elektron tidak berpengaruh signifikan pada kedalaman 1.5 cm (Metcalf P, Kron T, & Hoban P, 2007, h. 262), atau tidak berpengaruh lagi saat kedalaman sekitar d_m (Verhaegen F. and Seuntjens J., 2003, h. R145). Ini menunjukkan energi kontaminasi elektron untuk kelima ukuran lapangan radiasi tidak banyak berbeda, hanya jumlahnya saja yang berbeda (Gambar 4.18). Terlihat kelima lapangan radiasi, kontaminasi elektron memiliki energi maksimum 5 MeV.



Gambar 4.17. Dosis kontaminasi elektron untuk berbagai ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.

Tabel 4.7. Dosis kontaminasi elektron pada kedalaman 1 mm (paling dekat dengan permukaan) dan 1.5 cm untuk berbagai ukuran lapangan radiasi.

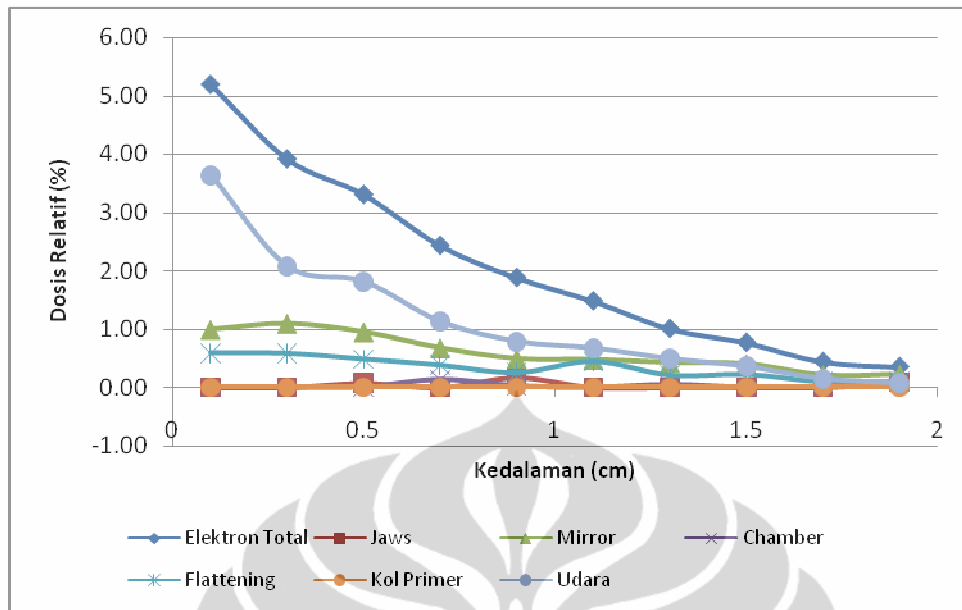
<i>Field Size</i> (cm ²)	Dosis Relatif (%)	
	Kedalaman 1.0 mm	Kedalaman 1.5 cm
5x5	3.71	0.28
10x10	5.19	0.77
20x20	14.39	0.83
30x30	18.97	1.1
40x40	20.89	0.58



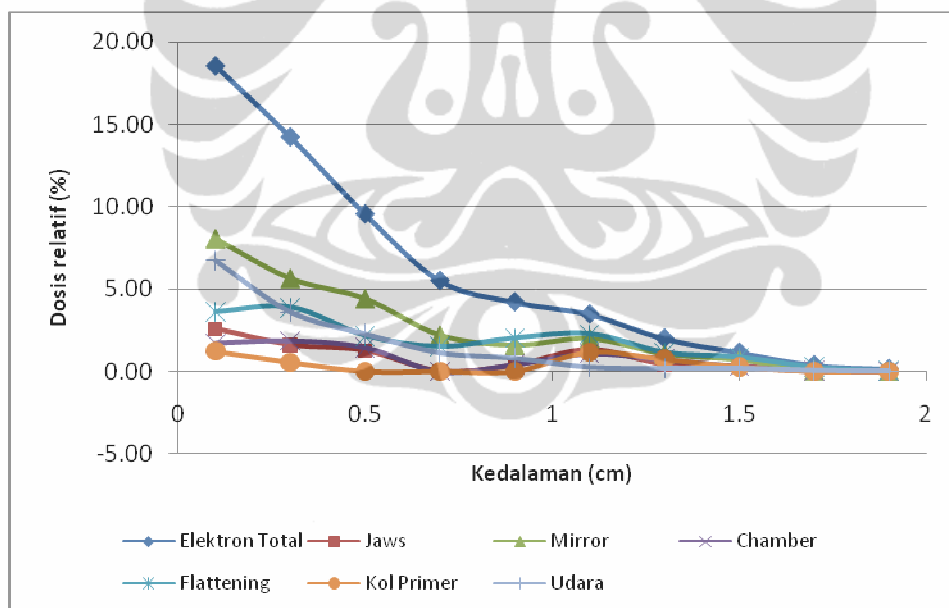
Gambar 4.18. Distribusi spektral kontaminasi elektron pada permukaan fantom untuk berbagai ukuran lapangan radiasi. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron datang dengan FWHM 0.1 mm, energy elektron 6.3 MeV dan SSD 90 cm.

4.3.2 Sumber Kontaminasi Elektron

Dalam simulasi Monte Carlo kemungkinan setiap interaksi foton dengan semua penghambur dapat diikuti, sehingga sumber kontaminasi elektron dapat dilacak. Sumber kontaminasi elektron berasal dari peralatan di dalam kepala linac dan udara antara linac dan fantom. Kontaminasi elektron dari berbagai sumber dalam simulasi ini, ditunjukkan oleh Gambar 4.19 dan Gambar 4.20. Tampak bahwa kontaminasi elektron terutama berasal dari udara, *mirror* dan *flattening filter*, sedangkan komponen yang lain, seperti *Jaws*, *chamber*, dan kolimator primer, sumbangannya relatif lebih kecil. Hanya saja dari kedua gambar tersebut tampak ada perbedaan. Untuk ukuran lapangan radiasi 10x10 cm², sumbangan paling besar berasal dari udara antara linac dan fantom. Sementara untuk ukuran lapangan radiasi 30x30 cm², sumbangan paling banyak berasal dari *mirror*.



Gambar 4.19. Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai peralatan dan medium untuk ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.



Gambar 4.20. Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai peralatan dan medium untuk ukuran lapangan radiasi $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.

Kontaminasi elektron yang bersumber dari udara cukup besar. Sebab volume udara yang relatif besar dan berada tepat di atas fantom, sehingga elektron yang berasal dari udara langsung bergerak maju menuju fantom. Menurut studi sebelumnya (Verhaegen F. and Seuntjens J., 2003, h. R146), untuk SSD besar kontaminasi elektron lebih

banyak disumbang oleh udara antara linac dan pasien, namun untuk SSD kecil sumbangan yang cukup signifikan diberikan oleh komponen dalam Linac.

Sumbangan kontaminasi elektron dari *mirror* cukup besar karena seluruh berkas foton berinteraksi dengan *mirror*, dan antara fantom dan *mirror* tidak ada penghalang kecuali udara. Sehingga meskipun *mirror* ini sangat tipis (terdiri atas mylar dengan ketebalan sekitar 0.175 mm dan Al dengan ketebalan 0.3 mm), kontribusinya terhadap kontaminasi elektron cukup besar.

Flatteing filter memberikan kontribusi kontaminasi elektron yang relatif besar, namun lebih kecil dibanding udara dan *mirror*. Meskipun *flattening filter* ini cukup tebal (sekitar 2.4 cm dan terbuat dari *stainless steel*), tetapi elektron yang dihasilkan banyak diabsorpsi sendiri, dan diantara *flattening filter* masih terdapat *chamber*.

Meskipun *chamber* dilewati oleh berkas foton, namun *chamber* hanya memberikan kontribusi yang kecil karena *chamber* ini sangat tipis yang tersusun atas 6 *mylar film plates* dan udara. Sementara bahan Al dan keramik yang ada di pinggir *chamber* tidak terkena berkas radiasi foton secara langsung.

Kolimator primer dan *jaws* (kolimator sekunder) memberikan sumbangan kontaminasi elektron yang sangat kecil, karena foton yang berinteraksi hanyalah foton yang ada di pinggir lapangan. Sumbangan dari kolimator primer semakin kecil karena diantara kolimator primer dan fantom terdapat *flattening filter* yang akan menyerap hampir semua elektron yang melewatinya.

Dalam simulasi penentuan sumber kontaminasi elektron ini, *error* perhitungan masih cukup besar. Hal ini disebabkan, jumlah kontaminasi elektron yang relatif sedikit, yaitu hanya dalam orde puluhan sampai ratusan ribu (untuk ukuran lapangan radiasi 5x5, 10x10, 20x20, 30x30 dan 40x40 cm², jumlah kontaminasi elektron berturut-turut 14076, 22741, 58728, 143121 dan 340736). Untuk memperoleh hasil perhitungan yang lebih baik, dibutuhkan jumlah partikel yang lebih tinggi.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut :

1. Energi awal elektron yang paling sesuai untuk mensimulasikan foton 6 MV pada pesawat Linac Elekta SL15 adalah 6.3 MeV yang intensitas radialnya memiliki FWHM 1.0 mm.
2. Semakin besar ukuran lapangan radiasi, dosis pada daerah dekat permukaan dan *fall-off* mengalami kenaikan. Pada kedalaman 1.0 mm PDD sebesar 36.85, 39.21, 49.19, 53.98 dan 57.35 % untuk ukuran lapangan radiasi 5x5, 10x10, 20x20, 30x30, dan 40x40 cm².
3. Semakin besar ukuran lapangan radiasi, dosis kontaminasi elektron mengalami kenaikan. Pada kedalaman 1.0 mm dosis kontaminasi elektron sebesar 3.71, 5.19, 14.39, 18.97 dan 20.89 % untuk ukuran lapangan radiasi 5x5, 10x10, 20x20, 30x30, dan 40x40 cm².
4. Dosis kontaminasi elektron semakin berkurang seiring dengan peningkatan kedalaman. Pada kedalaman 15 mm, kontribusi kontaminasi elektron hanya sekitar 1% dibanding dosis maksimum.
5. Dengan simulasi Monte Carlo, sumber kontaminasi elektron dapat dilacak. Kontaminasi elektron terutama dihasilkan oleh udara antara Linac dan pasien, *mirror* dan *flattening filter*. Bagian lain dari kepala Linac, hanya memberikan kontribusi yang kecil.

5.2 Saran

Dari keterbatasan penulis dalam membahas studi kontaminasi elektron, beberapa hal yang perlu ditindak-lanjuti:

1. Dilakukan simulasi dengan energi awal elektron berbentuk spektrum. Hal itu lebih mendekati kenyataan energi berkas elektron.
2. Dilakukan simulasi untuk jumlah elektron awal yang jauh lebih besar, sehingga jumlah kontaminasi elektron relatif banyak agar kesalahan perhitungan semakin kecil.
3. Dilakukan variasi SSD, sehingga karakteristik kontaminasi elektron akibat udara antara Linac dan pasien, dapat diketahui dengan baik.



DAFTAR REFERENSI

- Ahnesjo A. and Aspradakis M. M. (1999). *Dose Calculations for External Photon Beams in Radiotherapy*, Phys. Med. Biol. 44
- Akhadi M. (2000). *Dasar-dasar Proteksi Radiasi*, Jakarta: Rineka Cipta
- Aljarrah K., Sharp G. C., Neicu T., and Jiang S. B. (April 2006). *Determination of the Initial Beam Parameters in Monte Carlo Linac Simulation*, Medical Physics, Vol. 33, No. 4.
- Berger M. J. and Wang R. (1988). *Multiple-scattering Angular Deflections and Loss Straggling*, in *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*, edited by T. M. Jenkins, W. R. Nelson, A. Rindi, A. E. Nahum, and D. W. O. Rogers, pages 21 – 56. New York: Plenum Press.
- Butdee C. (Januari 2008), *Modeling of 10 MV Photon Beam From Medical Linear Accelerator Using Monte Carlo Simulation*, Mahidol University Thesis.
- Bielajew A. F., *Lecture Notes: Photon Monte Carlo Simulation*, National Research Council of Canada, report PIRS-0393
- Bielajew A. F., *Lecture Notes: Electron Monte Carlo Simulation*, National Research Council of Canada, report PIRS-0394
- DeMarco J. J., Chetty I. J., and Solberg T. D. (2002). *A Monte Carlo Tutorial and The Application for Radiotherapy Treatment Planning*, Medical Dosimetry, Vol. 27, No.1, pp. 43–50.
- Ding G. X. (2002). *Energy Spectra, Angular Spread, Fluence Profiles and Dose Distributions of 6 and 18 MV Photon Beams: Results of Monte Carlo Simulations for a Varian 2100 EX Accelerator*, Phys. Med. Biol. 47:1025–46
- Fippel M., Haryanto F., Dohm O., Nusslin F. and Kriesen S. (2003). *A Virtual Photon Energy Fluence Model for Monte Carlo Dose Calculation* Med. Phys. 30:301–11
- Fix M. K., Stampanoni M., Manser P., Born E. J., Mini R. and Ruegsegger P. (2001). *A Multiple Source Model for 6MV Photon Beam Dose Calculations Using Monte Carlo*, Phys. Med. Biol. 46:1407–27
- Greene D. and Williams P. C. (1997). *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. Bristol: Medical Science Series, institute of Physics Publishing.

- Haryanto F., Fippel M., Laub W., Dohm O. and Nusslin F. (2002). *Investigation of Photon Beam Output Factors for Conformal Radiation Therapy—Monte Carlo Simulations and Measurements* Phys. Med. Biol. 47N133–N143
- Indra Y. (Juli 2006). *Electron Contaminant in 6 MV X-Rays Beams*, Tesis UI Fisika Medis, Jakarta.
- Johns H. E. and Cunningham J. R. (1983). *The Physics of Radiology*. Illinois, USA: Charles C Thomas Publisher, Springfield.
- Kawrakow I. and Rogers D. W. O. (2000). *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Elektron and Photon Transport, Technical Report PIRS–701*, Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.
- Kawrakow I., Mainegra-Hing E., and Rogers D. W. O. (2003). *EGSnrcMP: The Multi-Platform Environment for EGSnrc, Technical Report PIRS–877*. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.
- Keall P. J., Siebers J. V., Libby B., Mohan R. (2003). *Determining the Incident Electron Fluence for Monte Carlo-Based Photon Treatment Planning Using a Standart Measured Data Set*, Med Phys 30: 574–82.
- Leung P. M. K. (1990), *The Physical Basis of Radiotherapy*. Canada: The Ontario Cancer Institute incorporating The princess Margareth Hospital.
- Mainegra-Hing E. (2002), *User Manual for InputRZ, a GUI for the NRC RZ User-codes, Technical Report PIRS–801*. Ottawa, Canada: , National Research Council of Canada.
- Malataras G., Kappas C. and Lovelock D. M. J. (2001). *A Monte Carlo Approach to Electron Contamination Sources in the Saturne-25 and -41*, Phys. Med. Biol. 462435–46
- Metcalfe P., Kron T., Hoban P. (2007). *The Physics of Radiotherapy X-Rays and Electrons*. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.
- Mohan R. (1988). *Monte Carlo Simulation of Radiation Treatment Machine Heads*, in *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*, edited by T. M. Jenkins, W. R. Nelson, A. Rindi, A. E. Nahum, and D. W. O. Rogers, pages 453 – 468. New York: Plenum Press.
- Nelson W. R., Hirayama H., and Rogers D. W. O. (1985), *The EGS4 Code System, Report SLAC–265*. Stanford, California: Stanford Linear Accelerator Center.

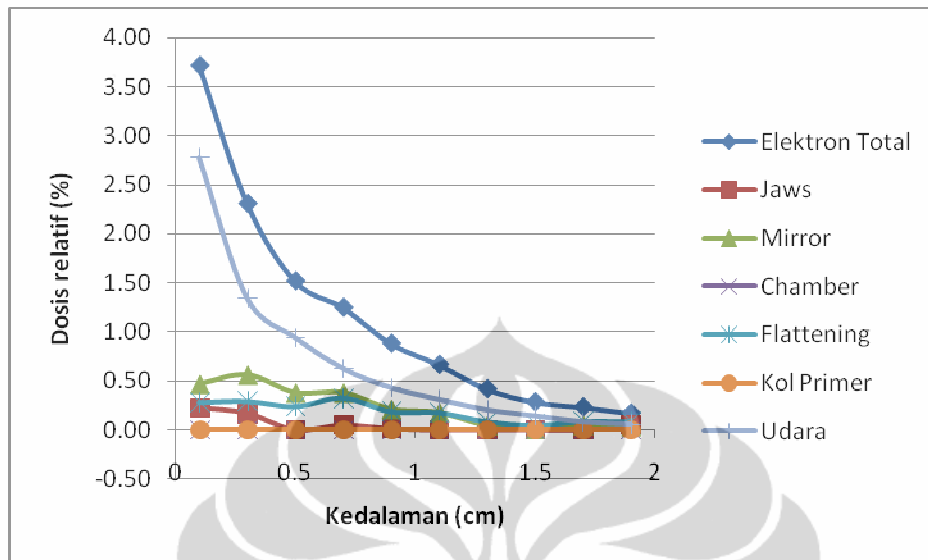
- Nilsson B. and Brahme A. (1981). *Contamination of High-energy Photon Beams by Scattered Photons*, *Strahlentherapie*, 157181–6
- Padikal T. N., and Deye J.A. (1978). *Electron Contamination of a High-energy X-Ray Beam*, *Phys.Med.Biol.* 231086–92
- Pena J., González-Castaño D. M., Gómez F., Sánchez-Doblado F., and Hartmann G. H. (Maret 2007), *Automatic Determination of Primary Electron Beam Parameters in Monte Carlo Simulation*, *Medical Physics*, Vol. 34, No. 3.
- Podgorsak E. B. (2005). *External Photon Beams: Physical Aspects*, in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, edited by E. B. Podgorsak, pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.
- Podgorsak E. B. (2005). *Treatment Machines for External Beam Radiotherapy*, in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, edited by Podgorsak E. B., pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.
- Rogers D. W. O., Ma C. M., Walters B., Ding G. X., Sheikh-Bagheri D., and Zhang G. (2001). *BEAMnrc Users Manual*, NRCC Report PIRS-0509(A)revF, Canada: National Research Council of Canada.
- Rogers D. W. O., Kawrakow I, Seuntjens J. P., Walters B. R. B., and Mainegra-Hing E. (2003). *NRC User Codes for EGSnrc, Technical Report PIRS-702(RevB)*. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.
- Saprangsi W. (April 2006). *An Estimation of Relative Output Factors of 6-MV Photon Beam Using Monte Carlo Simulation*, Mahidol University Thesis.
- Saw, C. B. (2004). *Foundation of Radiological Physics*. Nebraska: C.B Saw Publishing.
- Sego Z. (2006). *Multiple-source Models for the Beams from an Elekta SL25 Clinical Accelerator*, Carleton University Thesis, Ottawa, Canada.
- Seuntjens J. P., Strydom W., and Shortt K.R. (2005). *Dosimetric Principles, Qualities and Units*, in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, edited by E. B. Podgorsak, pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.
- Sheikh-Bagheri D., Rogers D. W. O., Ross C. K. and Seuntjens J. P. (2000). *Comparison of Measured and Monte Carlo Calculated Dose Distributions from The NRC Linac*, *Med. Phys.* 272256–66

- Siebers J. V., Keall P. J., Kawrakow I. (2005). *Monte Carlo Dose Calculations for External Beam Radiation Therapy*, in *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, edited by J. Van Dyk, pages 91-130. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.
- Sixel K. E., and Podgorsak E. B. (1994). *Buildup Region and Depth of Dose Maximum of Megavoltage X-Ray Beams*, Med. Phys. 21:11–6
- Strydom and Olivares W. P. (2005). *Electron Beams: Physical and Clinical Aspects*, in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, edited by E. B. Podgorsak, pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.
- Suntharalingam N., Podgorsak E.B., and Hendry J.H. (2005). “Basic Radiobiology,” *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Ed. Podgorsak E.B. Vienna: Publishing Section IAEA, 161-217.
- Susworo, R. (2007). *Radioterapi: Dasar-dasar Radioterapi, Tata Laksana Radioterapi penyakit kanker*. Jakarta: UI-Press.
- Van Dyk J. (2005). “Radiation Oncology Overview.” *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Ed. Van Dyk J. Wisconsin: Medical Physics, 1-18.
- Vander Zee W. and Welleweerd J. (1999). *Calculating Photon Beam Characteristics with Monte Carlo Techniques*, Med. Phys. 26:1883–92
- Verhaegen F. and Seuntjens J. (2003). *Monte Carlo Modeling of External Radiotherapy Photon Beams*, Phys. Med. Biol. 48. R107–R164
- Walters B. R. B., Kawrakow I., and Rogers D. W. O. (2007). *DOSXYZnrc Users Manual*, NRCC Report PIRS-79revB, Canada: National Research Council of Canada.
- Walters B. R. B. and Rogers D.W.O. (2002). *DOSXYZnrc Users Manual, Technical Report PIRS–794*. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.
- Walters B. R. B., Treurniet J., Rogers D. W. O., and Kawrakow I. (2000). *QA Tests and Comparisons of The EGSnrc System with EGS4, Technical Report PIRS–703*. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.
- Watts R. J. (December 1999). *Comparative Measurements on a Series of Accelerators by The Same Vendor*, Medical Physics, Vol. 26, No. 12.

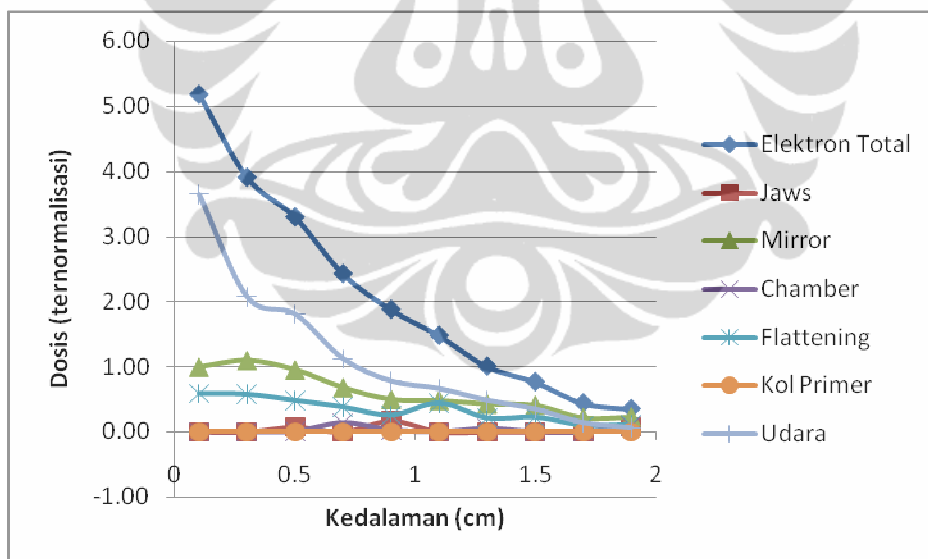
Zhu T.C. and Palta J.R. (1998). *Electron Contamination in 8 and 18 MV Photon Beams*, Med. Phys. 2512–9



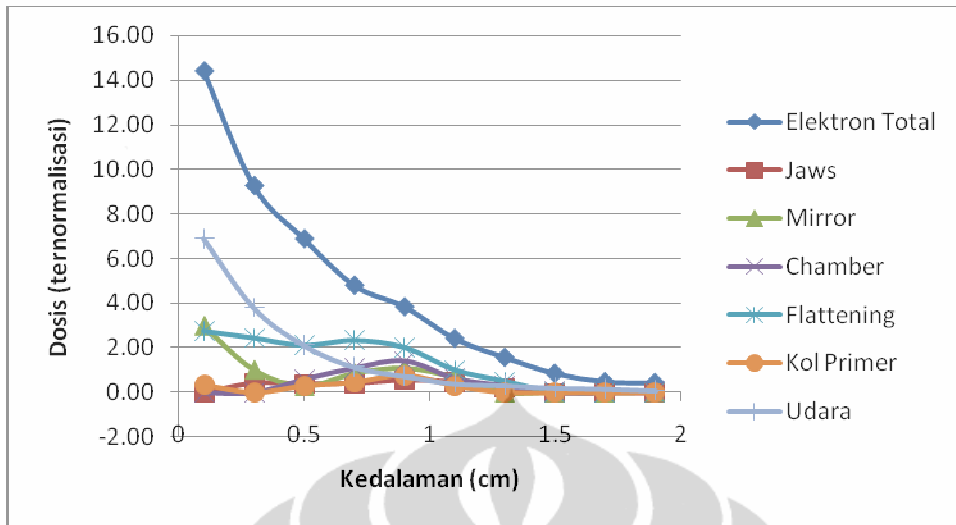
LAMPIRAN A



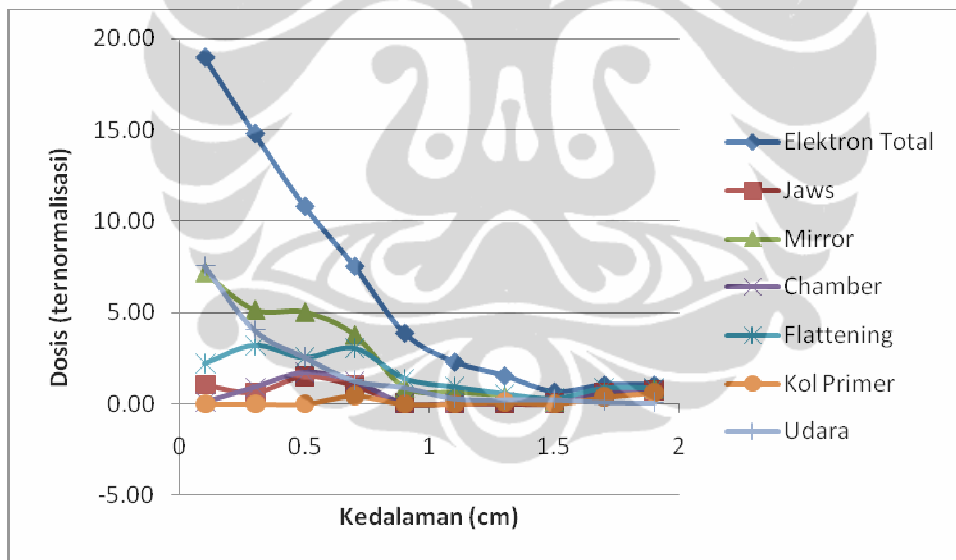
Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai medium dan peralatan untuk ukuran lapangan radiasi 5x5 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.



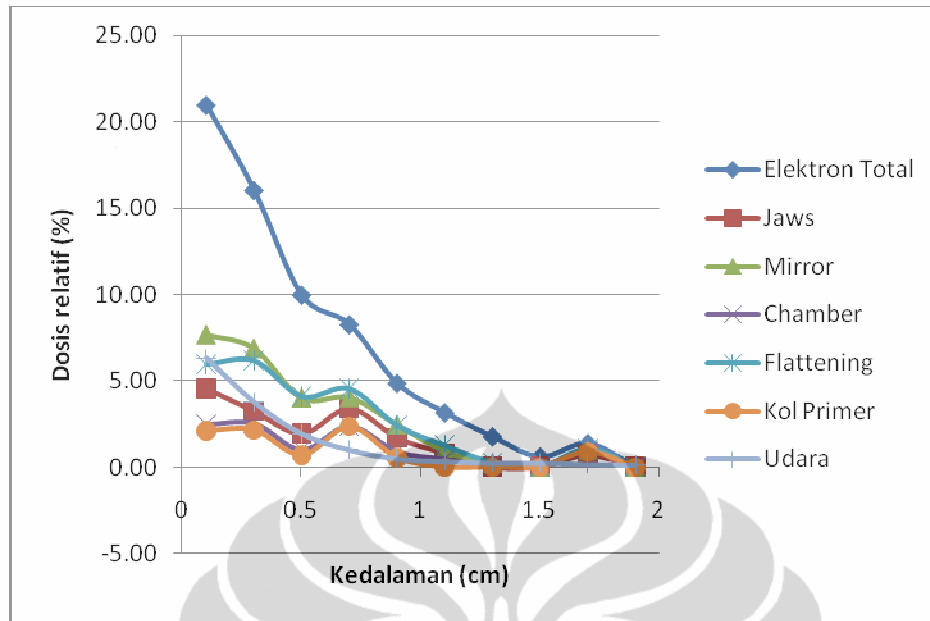
Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai medium dan peralatan untuk ukuran lapangan radiasi 10x10 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.



Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai medium dan peralatan untuk ukuran lapangan radiasi 20x20 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.



Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai medium dan peralatan untuk ukuran lapangan radiasi 30x30 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.



Grafik dosis kontaminasi elektron produksi berbagai medium dan peralatan untuk ukuran lapangan radiasi 40x40 cm². Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV dan SSD 90 cm.

Lampiran B

Tesis, simulasi foton 6.3 MeV, 10x10

NRCC CALN: BEAMnrc(EGSnrc) Vnrc(Rev 1.78 of 2004-01-12 11:44:06-05),(USER_MACROS Rev 1.5)

ON i686_pc_Windows_NT (gnu_win32)
Mar 07 2010

03:07:03

**

**

**

**

**

**

** Code developed at National Research Council of Canada as
part of **

** OMEGA collaboration with the University of Wisconsin.

**

**

**

** This is version V1 of BEAMnrc (Rev 1.78 last edited 2004-01-12
11:44:06-05**

**

**

Max # of histories: to run 30000000 To analyze
30000000

Incident charge -1
Incident kinetic energy 6.300

MeV

Bremsstrahlung splitting UNIFORM
Initially, each bremsstrahlung photon split into

10 photons

Russian Roulette is ON

Annihilation splitting no. 10

Min/max photon step forced 1/

10

Min/max CM modules to force interaction 3/

8

SCORING PLANES: # CM #

1 8

Phase space files will be output at EVERY

scoring plane

Range rejection switch ON

Range rejection in 62 regions

Fixed ECUT used

Range rejection based on medium of region particle is traversing

```

Maximum electron ranges for restricted stopping powers:
kinetic          Range for media 1 through 7
energy           (g/cm**2)
(MeV)           CU521ICR  Target    W521ICRU  STEEL521  AIR521IC
Aluminac MYLAR521
0.010          0.000    0.000    0.000    0.000    0.026
0.000          0.000
0.015          0.000    0.000    0.000    0.000    0.275
0.000          0.000
0.020          0.000    0.000    0.000    0.000    0.598
0.000          0.000
0.040          0.000    0.000    0.000    0.001    2.600
0.001          0.002
0.060          0.001    0.001    0.001    0.001    5.617
0.002          0.005
0.100          0.003    0.002    0.002    0.003    14.202
0.005          0.012
0.150          0.005    0.004    0.003    0.006    28.787
0.010          0.024
0.200          0.009    0.006    0.005    0.009    46.701
0.017          0.039
0.400          0.026    0.017    0.016    0.028    139.455
0.049          0.115
0.600          0.046    0.031    0.028    0.050    250.603
0.089          0.208
1.000          0.092    0.060    0.055    0.100    494.334
0.176          0.412
1.500          0.151    0.097    0.090    0.164    811.390
0.292          0.681
2.000          0.211    0.134    0.126    0.230    1129.992
0.411          0.956
4.000          0.451    0.279    0.265    0.489    2376.766
0.888          2.063
6.300          0.723    0.440    0.420    0.782    3753.141
1.433          3.332
Discard all electrons below K.E.:          2.000
MeV
          if too far from closest boundary
          Maximum cputime allowed
20.00 (hrs)
          Initial random number seeds          33
97
          LATCH_OPTION = 2: Latch values inherited, origin of
          secondary particles recorded.

=====
=====

          Electron/Photon transport parameter

=====
=====

Photon cross sections          PEGS4
Photon transport cutoff(MeV)
AP(medium)

```

```

Pair angular sampling          SIM
Pair cross sections           BH
Triplet production            Off
Bound Compton scattering      OFF
Radiative Compton corrections Off
Rayleigh scattering           OFF
Atomic relaxations           OFF
Photoelectron angular sampling OFF

Electron transport cutoff(MeV)
AE(medium)
Bremsstrahlung cross sections BH
Bremsstrahlung angular sampling SIM
Spin effects                  On
Electron Impact Ionization   OFF
Maxium electron step in cm (SMAX)
5.000
Maximum fractional energy loss/step (ESTEPE) 0.2500
Maximum 1st elastic moment/step (XIMAX) 0.5000
Boundary crossing algorithm EXACT
Skin-depth for boundary crossing (MFP) 3.000
Electron-step algorithm
PRESTA-II

```

```

=====
=====

```

Material summary 8 Materials used

```

*****
*****

```

# Material	density(g/cm**3)	AE (MeV)	AP (MeV)
UE(MeV) UP(MeV)			
1 CU521ICRU	8.933E+00	0.521	0.010
55.511 55.000			
2 Target	1.800E+01	0.521	0.010
20.000 20.000			
3 W521ICRU	1.930E+01	0.521	0.010
55.511 55.000			
4 STEEL521ICRU	8.060E+00	0.521	0.010
55.511 55.000			
5 AIR521ICRU	1.205E-03	0.521	0.010
55.511 55.000			
6 Aluminaceramic	3.750E+00	0.521	0.010
20.000 20.000			
7 MYLAR521ICRU	1.380E+00	0.521	0.010
55.511 55.000			
8 AL521ICRU	2.702E+00	0.521	0.010
55.511 55.000			

```

*****
*****

```

SOURCE PARAMETERS

INITIAL PARTICLES are Electrons
 PARALLEL BEAM WITH 2-D GAUSSIAN X-Y DISTRIBUTION
 ON FRONT FACE at Z= 0.0000 cm
 BEAM SIGMA= 0.0425 cm (FWHM= 0.1000 cm)
 X,Y,Z DIRECTION COSINES = (0.00000 0.00000

1.00000)

KINETIC ENERGY OF SOURCE = 6.300 MeV

REGION and RANGE REJECTION SUMMARY:

Total number of regions, including region 1 which surrounds the geometry: 63

Region	CM	Dose	IR_	Medium	ECUTRR	res_rnge		
ESAVE	type							
abs	local	#	IDENTIF	ZONE	TO_	(No.&Name)	(MeV)	(cm)
(MeV)				(0=no)	BIT			
1	1	0	exterior	0	0	0 Vacuum		
2	1	1	target	1	1	2 Target	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
3	2	1	target	1	1	1 CU521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
4	3	1	target	23	23	1 CU521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
5	1	2	tgtblock	2	2	1 CU521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
6	1	3	kolimatr	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
7	2	3	kolimatr	3	3	3 W521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
8	3	3	kolimatr	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
9	4	3	kolimatr	0	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
10	1	4	ffilter	4	4	4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
11	2	4	ffilter	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
12	3	4	ffilter	4	4	4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
13	4	4	ffilter	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
14	5	4	ffilter	4	4	4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
15	6	4	ffilter	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
16	7	4	ffilter	4	4	4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
17	8	4	ffilter	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR							
18	9	4	ffilter	4	4	4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR							

19	10	4	ffilter	23	23	0	Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
20	11	4	ffilter	4	4	4	STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
21	12	4	ffilter	23	23	0	Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
22	13	4	ffilter	0	23	0	Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
23	1	5	monitor	5	5	5	AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
24	2	5	monitor	5	5	8	AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
25	3	5	monitor	5	5	8	AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
26	4	5	monitor	5	5	8	AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
27	5	5	monitor	5	5	5	AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
28	6	5	monitor	5	5	6	Aluminace	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
29	7	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
30	8	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
31	9	5	monitor	5	5	5	AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
32	10	5	monitor	5	5	8	AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
33	11	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
34	12	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
35	13	5	monitor	5	5	5	AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
36	14	5	monitor	5	5	6	Aluminace	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
37	15	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
38	16	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
39	17	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
40	18	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
41	19	5	monitor	5	5	5	AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
42	20	5	monitor	5	5	6	Aluminace	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
43	21	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
44	22	5	monitor	5	5	7	MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
45	23	5	monitor	5	5	5	AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR								
46	24	5	monitor	5	5	8	AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR								

47	25	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
48	26	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
49	27	5 monitor	5	5	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
50	28	5 monitor	5	5	6 Aluminace	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
51	29	5 monitor	0	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
52	1	6 cermin	6	6	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
53	2	6 cermin	6	6	8 AL521ICRU	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
54	3	6 cermin	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
55	4	6 cermin	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
56	5	6 cermin	0	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
57	1	7 jaw	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
58	2	7 jaw	7	7	3 W521ICRU	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
59	3	7 jaw	7	7	3 W521ICRU	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
60	4	7 jaw	23	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
61	5	7 jaw	7	7	3 W521ICRU	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
62	6	7 jaw	7	7	3 W521ICRU	0.521	0.000
2.000		DNEAR					
63	1	8 udara	23	8	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000		DNEAR					

Component Module summary:

There are 8 Component Modules.

COMPONENT MODULE	FIRST	BOUNDARY	DISTANCE FROM	AIR			
SCORING	REGION	(1=cyl,2=sq)	REFERENCE PLANE	GAP			
PLANE							
#	TYPE	IDENTIFIERFLAG	(cm)	(cm)			
(0=none)							
1	CONESTAK	target	2	1	5.000	0.000	0.000
0							
2	SLABS	tgtblock	5	2	5.000	0.100	0.000
0							
3	CONESTAK	kolimatr	6	1	5.000	1.110	0.400
0							
4	FLATFILT	ffilter	10	1	5.000	11.610	0.390
0							

0	5	CHAMBER	monitor	23	1	5.000	14.410	2.490
0	6	MIRROR	cermin	52	2	7.800	17.827	0.173
0	7	JAWS	jaw	57	2	15.000	27.240	0.000
1	8	SLABS	udara	63	2	20.000	49.300	0.000

 Component module 1 is stacked set of truncated cones
 (CONESTAK:Rev 1.8)

Title: Target blok

target geometry parameters:

 Distance of front of CM from reference plane = 0.00000 cm
 Radius of outer boundary of CM = 5.00000 cm
 Inner radius of outer wall = 5.00000 cm

layer #	Z front face (cm)	thickness (cm)	top radius (cm)	bottom radius (cm)
1	0.000	0.100	0.275	0.275

target region parameters:

local bit region set	layer medium region	location	electron cutoff (MeV)	photon cutoff (MeV)	range-rejection level	dose max	zone
1	1	inside	0.521	0.010	0.521	2.000	1
1	Target						
	2	outside	0.521	0.010	0.521	2.000	1
1	CU521ICRU						
	3	wall	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	CU521ICRU						

 Component module 2 is one or more planar slabs (SLABS Rev 1.6)

Title: Target

tgtblock geometry parameters:

 Distance of front of CM from reference plane = 0.10000 cm
 Half-width of outer boundary of CM = 5.00000 cm

slab #	Z front face (cm)	thickness (cm)
1	0.100	1.000

tgtblock region parameters:

local bit set	slab # medium region	location	electron cutoff (MeV)	photon cutoff (MeV)	range-rejection level	dose max	zone
1	1	slab	0.521	0.010	0.521	2.000	2
2	CU521ICRU						

 Component module 3 is stacked set of truncated cones (CONESTAK:Rev 1.8)

Title: Primay Collimator

kolimatr geometry parameters:

Distance of front of CM from reference plane = 1.11000 cm
 Radius of outer boundary of CM = 5.00000 cm
 Inner radius of outer wall = 5.00000 cm

layer #	Z front face (cm)	thickness (cm)	top radius (cm)	bottom radius
airgap	1.110	0.400	5.000	5.000
1	1.510	10.100	0.650	3.150

kolimatr region parameters:

local bit set	layer medium region	location	electron cutoff (MeV)	photon cutoff (MeV)	range-rejection level	dose max	zone
1	1	inside	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum						
2	1	outside	0.521	0.010	0.521	2.000	3
3	W521ICRU						
3	1	wall	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum						


```

7      4      1      cone  0.521  0.010  0.521  2.000  4
4 STEEL521I
8      4      NA  between  0.521  0.010  0.521  2.000  23
23 Vacuum
                                outer
                                cone and
                                RMAX_CM

9      5      1      cone  0.521  0.010  0.521  2.000  4
4 STEEL521I
10     5      NA  between  0.521  0.010  0.521  2.000  23
23 Vacuum
                                outer
                                cone and
                                RMAX_CM

11     6      1      cone  0.521  0.010  0.521  2.000  4
4 STEEL521I
12     6      NA  between  0.521  0.010  0.521  2.000  23
23 Vacuum
                                outer
                                cone and
                                RMAX_CM

13     NA     NA  airgap  0.521  0.010  0.521  2.000  0
23 909090909090909090
                                at top

```

Component module 5 is an ion chamber or phantom (CHAMBER Rev 1.8)

Title: Double ininisation chamber

monitor region & geometry parameters:

Distance of front of CM from reference plane = 14.41000 cm
Radius of outer boundary ofCM = 5.00000 cm

Air gap parameters:

local layer loc.	Z	Zthick	rad.	electr	photon	range-reject	
dose medium	reg	front	cutoff	cutoff	level	max	
zone	(cm)	(cm)	(cm)	(MeV)	(MeV)	(MeV)	(MeV)
29 NA airgap	14.410	2.490	5.000	0.521	0.010	0.521	2.000
0 909090909090909090							
	at top						

monitor TOP PART parameters:

local layer loc.	Z	Zthick	inner	electr	photon	range-reject	
dose medium	front		rad.	cutoff	cutoff	level max	
reg	zone	(cm)	(cm)	(cm)	(MeV)	(MeV)	(MeV)
5 1 inner	16.900	0.1000	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 AIR521ICR							
6 1 outer	16.900	0.1000	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 Aluminace							
7 2 inner	17.000	0.0012	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 MYLAR521I							
8 2 outer	17.000	0.0012	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 MYLAR521I							
9 3 inner	17.001	0.1000	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 AIR521ICR							
10 3 outer	17.001	0.1000	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 AL521ICRU							
11 4 inner	17.101	0.0012	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 MYLAR521I							
12 4 outer	17.101	0.0012	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 MYLAR521I							
13 5 inner	17.102	0.1000	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 AIR521ICR							
14 5 outer	17.102	0.1000	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 Aluminace							
15 6 inner	17.202	0.0012	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 MYLAR521I							
16 6 outer	17.202	0.0012	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000	
5 MYLAR521I							

monitor CENTRAL PART parameters:

local layer loc.	Z	Zthick	rad.	electr	photon	range-reject
dose medium	front		cutoff	cutoff	level	max zone
reg	zone	(cm)	(cm)	(cm)	(MeV)	(MeV)
1 1 layer	17.204	0.1000	4.500	0.521	0.010	0.521 2.000
5 AIR521ICR						

monitor WALL parameters:

local layer loc.	Z	Zthick	rad.	electr	photon	range-reject
reject dose med	front	inner	outer	cutoff	cutoff	level max
reg	zone	(cm)	(cm)	(cm)	(MeV)	(MeV)
2 NA entire	17.204	0.100	4.500	4.500	0.521	0.010 0.521
2.000 5 AL521ICR						
wall						

monitor side air gap parameters:

local layer loc.	Z	Zthick	rad.	electr	photon	range-reject
reject dose med	front	inner	outer	cutoff	cutoff	level max zone
reg	zone	(cm)	(cm)	(cm)	(MeV)	(MeV)

```

          (cm)    (cm)    (cm)    (MeV) (MeV) (MeV)
(MeV)
  3 NA entire 17.204 0.100 4.500 4.500 0.521 0.010 0.521
2.000 5 AL521ICR
      gap

```

monitor container wall parameters:

```

-----
local layer loc. Z    Zthickrad.    electr photon range-reject
dose med
reg      front          inner  outer cutoff cutoff level  max
zone
          (cm)    (cm)    (cm)    (MeV) (MeV) (MeV)
(MeV)
  4 NA entire 17.204 0.100 4.500 5.000 0.521 0.010 0.521
2.000 5 AL521ICR
      wall

```

monitor BOTTOM PART parameters:

```

-----
local layer loc.  Z    Zthick  inner electr photon range-reject
dose medium
reg front          rad. cutoff cutoff level  max  zone
          (cm)    (cm)    (cm)    (MeV) (MeV) (MeV) (MeV)
 17  1  inner 17.304 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  MYLAR521I
 18  1  outer 17.304 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  MYLAR521I
 19  2  inner 17.305 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  AIR521ICR
 20  2  outer 17.305 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  Aluminace
 21  3  inner 17.405 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  MYLAR521I
 22  3  outer 17.405 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  MYLAR521I
 23  4  inner 17.406 0.2200 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  AIR521ICR
 24  4  outer 17.406 0.2200 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  AL521ICRU
 25  5  inner 17.626 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  MYLAR521I
 26  5  outer 17.626 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  MYLAR521I
 27  6  inner 17.627 0.2000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  AIR521ICR
 28  6  outer 17.627 0.2000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5  Aluminace

```

LOCAL REGION 2 IN CHAMBER HAS ZERO VOLUME!

LOCAL REGION 3 IN CHAMBER HAS ZERO VOLUME!

 Component module 6 is a flat inclined mirror MIRROR (Rev 1.5)

Title: Mirror

cermin geometry parameters:

 Z of front face of CM = 17.82720 cm
 Half-width of outer boundary of CM = 7.80000 cm
 Z at which mirror starts = 18.00000 cm
 Z span of mirror = 9.24000 cm

layer #	thickness (cm)	XFMIN (cm)	XBMIN	XFMAX	XBMAX
airgap at top	0.173	NA	NA	NA	NA
1(front)	0.018	5.800	-5.800	5.828	-5.772
2	0.030	5.828	-5.772	5.876	-5.724

Angle of mirror face wrt z-axis = 51.46087 degrees

cermin region parameters:

 local layer bit medium region set location electron cutoff (MeV) photon cutoff (MeV) range-rejection level (MeV) dose max zone

1	1	layer	0.521	0.010	0.521	2.000	6		
6	MYLAR521I	2	2	layer	0.521	0.010	0.521	2.000	6
6	AL521ICRU	3	NA	region	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum	4	NA	region	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum	5	NA	airgap	0.521	0.010	0.521	2.000	0
23	Vacuum			at top					

 Component module 7 is JAWS (Rev 1.8)

Title: kolimator sekunder

jaw geometry parameters:

 Distance of front of CM from reference plane = 27.24000 cm
 Half-width of outer boundary of CM = 15.00000 cm

jaw #	Z front	thickness	x or y coordinates			
	face (cm)		jawsFP	BP	FN	BN (cm)
airgap	27.240	0.660	NA	NA	NA	NA
NA						
1	27.900	9.400	x	1.375	1.865	-1.375
-1.865						
airgap	37.300	2.600	NA	NA	NA	NA
NA						
2	39.900	9.400	y	1.995	2.465	-1.995
-2.465						

jaw region parameters:

local jaw #	bit medium	region	location	electron	photon	range-rejection		dose zone
				cutoff	cutoff	level	max	
				(MeV)	(MeV)			
1	1	airgap		0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			above & centre					
2	1	+ve jaw		0.521	0.010	0.521	2.000	7
7	W521ICRU							
3	1	-ve jaw		0.521	0.010	0.521	2.000	7
7	W521ICRU							
			above & centre					
4	2	airgap		0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			above & centre					
5	2	+ve jaw		0.521	0.010	0.521	2.000	7
7	W521ICRU							
6	2	-ve jaw		0.521	0.010	0.521	2.000	7
7	W521ICRU							

 Component module 8 is one or more planar slabs (SLABS Rev 1.6)

Title: udara di bawah alat

udara geometry parameters:

 Distance of front of CM from reference plane = 49.30000 cm
 Half-width of outer boundary of CM = 20.00000cm

slab #	Z front face (cm)	thickness (cm)
1	49.300	40.700

udara region parameters:

```

-----
local slab # location electron photon range-rejection dose
bit medium region cutoff cutoff level max zone
set
      (MeV) (MeV) (MeV) (MeV)
1 1 slab 0.521 0.010 0.521 2.000 23
8 AIR521ICR

```

Tesis, simulasi foton 6.3 MeV, 10x10

NRCC CALN: BEAMnrc(EGSnrc) Vnrc(Rev 1.78 of 2004-01-12 11:44:06-05), (USER_MACROS Rev 1.5)
 ON i686_pc_Windows_NT (gnu_win32) 03:07:03
 Mar 07 2010

EXECUTION INFORMATION AND WARNING MESSAGES

***** NEW INPUT FILE *****

*** FINAL RANDOM NUMBER POINTERS: ixx jxx = 4 37

FOR THIS RUN:

```

-----
ELAPSED& CPU TIMES, RATIO = 134614.5 64938.3s (= 18.04HR)
2.07
CPUTIME per history = 0.00022 sec. Number of histories per hour =
16631168.

```

On i686_pc_Windows_NT (gnu_win32)

FINAL BREMSSTRAHLUNG EVENTS CREATE 10 PHOTONS

```

TOTAL # CHARGED PARTICLE STEPS 2.582E+10
+/- 0.0%
# CHARGED PARTICLE STEPS/INITIAL HISTORY 8.608E+01
+/- 0.0%
# PRESTA-II STEPS/TOTAL # CHARGED PARTICLE STEPS 0.869
+/- 0.0%

```

NO. OF BREMSSTRAHLUNG EVENTS IN THIS RUN: -
 1787794748

Maximum depth of stack= 59

PHASE SPACE FILE OUTPUT

FILE #	SCORE #	TOTAL PARTICLES*	TOTAL PHOTONS*	MAX. KE OF PARTICLES (MeV)	MIN. KE OF ELECTRONS (MeV)
1	1	80819995	80797254	6.2997	0.0099

ORIGINAL SOURCE
 300000000.000

FLUENCE RESULTS

CM PLANE	SCORE	POSITION (cm)	TOTAL PARTICLES*	ZONE HALF-WIDTHS (cm)
8	1	90.00	80819995	1.0000 2.0000 3.0000
5.0000		7.0000		

*Includes all particles of all weights

Lines with zero results are not printed

SPECTRAL-AVERAGED QUANTITIES FOR FIRST TIME CROSSINGS OF THE SCORING PLANE

ZONE Z-AXIS	NUMBER	NORMALIZED per INCIDENT PARTICLE FLUENCE		ENERGY	ANGLE WRT
		(/cm**2)		(MeV)	(degrees)

 SCORING PLANE 1, CM 8:

ELECTRONS	SCORE	FLUENCE	ENERGY	ANGLE WRT
1	5.904E-08+-19.52%	1.576E-08+-19.55%	1.658+-17.0%	
15.326+-15.3%				
2	3.009E-07+- 8.58%	2.673E-08+- 8.66%	1.670+- 6.6%	
13.361+- 7.7%				
3	4.579E-07+- 7.07%	2.505E-08+- 7.25%	1.479+- 6.1%	
15.797+- 5.8%				
4	1.073E-06+- 4.68%	1.835E-08+- 4.80%	1.468+- 3.7%	
16.425+- 3.7%				
5	1.065E-06+- 4.83%	1.266E-08+- 5.37%	1.487+- 4.3%	
17.442+- 3.7%				

6 3.936E-06+- 2.64% 3.368E-09+- 2.78% 1.157+- 2.2%
 25.529+- 1.4%

 Tot 6.892E-06+- 1.9%

PHOTONS

1 7.946E-05+- 0.13% 1.987E-05+- 0.13% 1.869+- 0.1%
 0.555+- 0.2%

2 2.410E-04+- 0.08% 2.009E-05+- 0.08% 1.853+- 0.1%
 1.188+- 0.1%

3 4.034E-04+- 0.06% 2.018E-05+- 0.06% 1.835+- 0.0%
 1.902+- 0.0%

4 8.924E-04+- 0.04% 1.396E-05+- 0.04% 1.804+- 0.0%
 2.861+- 0.0%

5 4.322E-05+- 0.21% 4.539E-07+- 0.21% 1.235+- 0.2%
 6.272+- 0.1%

6 6.495E-05+- 0.17% 4.832E-08+- 0.17% 1.299+- 0.1%
 14.409+- 0.1%

 Tot 1.724E-03+- 0.0%

POSITRONS

1 6.029E-09+-49.85% 1.514E-09+-49.84% 2.268+-71.5%*
 4.756+-74.8%*

2 6.661E-09+-70.70% 5.684E-10+-70.70% 1.659+-99.9%*
 12.199+-99.9%*

3 6.262E-09+-62.65% 3.211E-10+-62.97% 2.037+-88.6%*
 12.306+-94.8%*

4 4.366E-08+-23.27% 7.166E-10+-23.37% 1.623+-14.9%
 11.530+-21.1%

5 3.132E-08+-28.37% 3.378E-10+-28.44% 1.897+-13.0%
 13.597+-12.6%

6 1.572E-07+-13.60% 1.360E-10+-14.22% 1.314+-10.1%
 25.955+- 8.4%

 Tot 2.511E-07+-10.4%

*Covariance not included in uncertainty because no. of particles
 crossing scoring zone < 10

SPECTRAL-AVERAGED QUANTITIES FOR MULTIPLE CROSSINGS OF THE SCORING
 PLANE

ZONE	NUMBER	NORMALIZED per INCIDENT PARTICLE		ANGLE WRT Z-AXIS
		FLUENCE	ENERGY	
		(/cm**2)	(MeV)	

(degrees)				

SCORING PLANE 1, CM 8:

ELECTRONS

PHOTONS

6 2.597E-21+-99.90% 2.080E-24+-99.90% 0.305+-99.9%*
 27.244+-99.9%*

POSITRONS

*Covariance not included in uncertainty because no. of particles
 crossing scoring zone < 10

MIN PARTICLE WEIGHT FOR ALL SCORING ZONES = 1.40130E-45
 MAX PARTICLE WEIGHT FOR ALL SCORING ZONES = 1.0000000

DOSE RESULTS

TOTAL # CHARGED PARTICLE STEPS in DOSE REG. 2.582E+10
 +/- 0.0%
 # CHARGED PARTICLE STEPS in DOSE REG./INITIAL HISTORY 8.606E+01
 +/- 0.0%

TOTAL DOSE PER INCIDENT PARTICLE

DOSE ZONE	MASS (g)	DOSE (Gy)	ENERGY DEPOSITED (J)
1	7.038E+01	9.476E-12+/- 0.0%	6.669E-13+/- 0.0%
2	9.023E+02	1.426E-13+/- 0.0%	1.287E-13+/- 0.0%
3	1.278E+04	4.596E-15+/- 0.0%	5.874E-14+/- 0.0%
4	2.660E+02	8.902E-15+/- 0.1%	2.368E-15+/- 0.1%
5	4.577E+01	1.689E-15+/- 0.3%	7.728E-17+/- 0.3%
6	2.434E+01	9.764E-16+/- 0.3%	2.377E-17+/- 0.3%
7	2.846E+05	3.494E-17+/- 0.0%	9.945E-15+/- 0.0%
8	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
9	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
10	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
11	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
12	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
13	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
14	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
15	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
16	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
17	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
18	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
19	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
20	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
21	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
22	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
23	7.846E+01	3.050E-18+/- 1.8%	2.393E-19+/- 1.8%

CONTAMINANT DOSE/INCIDENT PARTICLE FOR CM 8

DOSE ZONE	MASS (g)	DOSE (Gy)	ENERGY DEPOSITED (J)
1	7.038E+01	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
2	9.023E+02	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
3	1.278E+04	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
4	2.660E+02	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
5	4.577E+01	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
6	2.434E+01	9.277E-25+/-79.0%	2.258E-26+/-79.0%
7	2.846E+05	7.493E-24+/-20.0%	2.133E-21+/-20.0%
8	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%

9	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
10	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
11	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
12	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
13	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
14	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
15	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
16	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
17	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
18	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
19	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
20	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
21	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
22	0.000E+00	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
23	7.846E+01	2.312E-18+/- 2.2%	1.814E-19+/- 2.2%

DOSE RESULTS WITH BIT FILTERS

BIT FILTER SUMMARY

COMPONENT #	FILTER TYPE	BIT #s	DOSE DOSE ZONE COMPONENT: 3	DOSE TOTAL	DOSE COMPONENT: 1	DOSE COMPONENT: 2
1	EXCLUDE	3	9.476E-12+/- 0.0%	9.476E-12+/- 0.0%	9.476E-12+/- 0.0%	9.476E-12+/- 0.0%
2	EXCLUDE	4	1.426E-13+/- 0.0%	1.420E-13+/- 0.0%	1.426E-13+/- 0.0%	1.426E-13+/- 0.0%
3	EXCLUDE	5	4.596E-15+/- 0.0%	3.178E-23+/-11.7%	4.585E-15+/- 0.0%	4.596E-15+/- 0.0%
4	EXCLUDE	6	8.902E-15+/- 0.1%	8.042E-15+/- 0.1%	9.864E-23+/-43.2%	8.893E-15+/- 0.1%
5	EXCLUDE	7	1.689E-15+/- 0.3%	1.364E-15+/- 0.3%	5.507E-19+/-14.2%	0.000E+00+/-99.9%
6	EXCLUDE	8	9.764E-16+/- 0.3%	9.090E-16+/- 0.3%	2.096E-20+/-46.0%	0.000E+00+/-99.9%
7			3.494E-17+/- 0.0%	3.308E-17+/- 0.0%	7.185E-22+/- 5.1%	0.000E+00+/-99.9%
8			0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
9			0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%

10	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
11	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
12	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
13	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
14	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
15	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
16	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
17	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
18	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
19	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
20	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
21	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
22	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
23	3.050E-18+/- 1.8%	2.870E-18+/- 1.8%	6.486E-21+/- 9.7%
	6.794E-21+/- 9.5%		

DOSE DOSE ZONE COMPONENT: 6	DOSE TOTAL	DOSE COMPONENT: 4	DOSE COMPONENT: 5
1	9.476E-12+/- 0.0%	9.476E-12+/- 0.0%	9.476E-12+/- 0.0%
2	1.426E-13+/- 0.0%	1.426E-13+/- 0.0%	1.426E-13+/- 0.0%
3	4.596E-15+/- 0.0%	4.596E-15+/- 0.0%	4.596E-15+/- 0.0%
4	8.902E-15+/- 0.1%	8.897E-15+/- 0.1%	8.898E-15+/- 0.1%
5	1.689E-15+/- 0.3%	1.675E-15+/- 0.3%	1.679E-15+/- 0.3%
6	9.764E-16+/- 0.3%	0.000E+00+/-99.9%	8.122E-16+/- 0.3%
7	3.494E-17+/- 0.0%	2.113E-18+/- 0.1%	2.516E-25+/-27.5%
8	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
9	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
10	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%

11	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
12	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
13	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
14	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
15	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
16	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
17	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
18	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
19	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
20	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
21	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
22	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%	0.000E+00+/-99.9%
23	3.050E-18+/- 1.8%	7.662E-21+/- 9.8%	1.353E-18+/- 2.3%

END OF RUN

Mar 07 2010 21:09:28

LAMPIRAN C

```
*****
*****
NRCC/UW EGSnrc user-code DOSXYZnrc ($Revision: 1.36 $ last edited
$Date: 2007/01/09 16:34:54 $)
ON i686_pc_Windows_NT (gnu_win32) 23:52:17
Mar 28 2010
```

```
*****
*****
**
**
**          DOSXYZnrc
**
**          Z pronounced zed
**
**
**
**          Code developed at theNational Research Council of Canada
and          **
**          University of Wisconsin as part of the OMEGA project
**
**
**          This is $Revision: 1.36 $ last edited $Date:
2007/01/09 16:34:54**
**
**
```

```
*****
*****
```

```
The following parameters may be adjusted in
dosxyz_user_macros.mortran
$MXMED:   Max number of media:   7
$MXSTACK: Max stack size:       15
$IMAX,etc: Max dose scoring regions in x,y,z directions: 128 128
56
$MAXDOSE: Max dose scoring regions consistent with above: 917505
$DOSEZERO(=1) 1=> all doses with uncert > 50% are zeroed in
.3ddose file
```

```
The following parameters may be adjusted in srcxyz.macros
$INVDIM:  number of elements in inverse CPD for input energy
spectra = 1000
$NENSRC:  number of bins in input energy spectrum = 200
```

```
=====
=====
-----
-----
```

Title: build-up 10x10 elektron

=====

Number of media (min = 1, max = 7, 0 => CT data):
2

Medium 1: H2O521ICRU
Medium 2: AIR521ICRU

ECUTIN,PCUTIN,(ESTEPE,SMAX--DUMMY INPUTS):
0.521 0.010 0.000 0.000 0.000

regions in x (max= 128),y (max= 128),z (max= 56) directions
(if<0,implies # groups of reg), IPHANT (1 to output a .egsphnt
file for dosxyz_show, 0[default] to not output this file)
: -3 -3 -2 0

Input boundaries in the x-direction

Initial boundary: -20.000
Width in this group, number of regions in group: 18.500
1
Width in this group, number of regions in group: 3.000
1
Width in this group, number of regions in group: 18.500
1
Boundaries
-20.000 -1.500 1.500 20.000

Input boundaries in the y-direction

Initial boundary: -20.000
Width in this group, number of regions in group: 18.500
1
Width in this group, number of regions in group: 3.000
1
Width in this group, number of regions in group: 18.500
1
Boundaries
-20.000 -1.500 1.500 20.000

Input boundaries in the z-direction

Initial boundary: 0.000
Width in this group, number of regions in group: 0.200
10
Width in this group, number of regions in group: 38.000
1
Boundaries
0.000 0.200 0.400 0.600 0.800
1.000

1.200 1.400 1.600 1.800 2.000
40.000

Total # regions including exterior = 100

Input groups of regions for which density and medium are not defaults

Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY
Found blank line => end of this input

Input groups of regions for which ECUT and PCUT are not defaults
NB This option is disabled, just input 8 zeros.
Dummy values of lower,upper i, j, k, ECUT, PCUT
Found blank line => end of this input

Enter 8 numbers on one line
3 pairs defining lower,upper x,y,z indicies of dose regions
for which results are to be output
IZSCAN: non-zero for z-scan/page
MAX20: if any one = 1, output summary of max 20 doses.
end signaled by first pair both zero
forno dose printed, MAX20 is still read from first line

2 2 2 2 1 11 1 0
Found blank line => end of this input

The material in the region outside the phantom is vacuum.
The thickness of this region (in x, y & z direction) is: 50.000
cm

Particles will be read from file:
C:/egsnrc_mp/dosxyznrc/tesis10_63MV.egsphspl

Total number of particles in file : 80819995
Total number of photons : 80797254
The rest are electrons/positrons.

Maximum kinetic energy of the particles: 6.300 MeV
Minimum kinetic energy of the electrons: 0.010 MeV
of particles incident from original source: 300000000.0

NCASE, IWATCH, TIMMAX, INSEED1, INSEED2, BEAM_SIZE, ISMOOTH, IRESTART, IDAT
,
IREJECT, ESAVE_GLOBAL, NRCYCL, IPARALLEL, PARNUM, n_split, ihowfarless
:
22740 0 10.00 97 33 10.00 1 0 0
0 0.00 0 0 0 1 0

Summary of source parameters (srcxyznrc Rev 1.6)

Full phase space input for each incident particle

x-coordinate of the isocenter,
0.0000 cm
y-coordinate of the isocenter,
0.0000 cm
z-coordinate of the isocenter,
0.0000 cm
Polar angle of source plane:
180.0000 degrees
Azimuthal angle of origin in source plane:
0.0000 degrees
Distance from isocenter to origin in source plane: -
0.1000 cm
Source plane rotation angle,
180.0000 degrees
Total number of particles in phase space file:
80819995

Particles to be simulated: electron only

=====
=====

Electron/Photon transport parameter

=====
=====

Photon cross sections	PEGS4
Photon transport cutoff(MeV)	
0.1000E-01	
Pair angular sampling	SIM
Pair cross sections	BH
Triplet production	Off
Bound Compton scattering	OFF
Radiative Compton corrections	Off
Rayleigh scattering	OFF
Atomic relaxations	OFF
Photoelectron angular sampling	OFF
Electron transport cutoff(MeV)	
0.5210	
Bremsstrahlung cross sections	BH
Bremsstrahlung angular sampling	SIM
Spin effects	On

```

Electron Impact Ionization          OFF
Maxium electron step in cm (SMAX)
5.000
Maximum fractional energy loss/step (ESTEPE)      0.2500
Maximum 1st elastic moment/step (XIMAX)          0.5000
Boundary crossing algorithm
PRESTA-I
Skin-depth for boundary crossing (MFP)            24.17
Electron-step algorithm
PRESTA-II

```

```

=====
=====

```

```

Medium      AE      AP
H20521ICRU  0.521  0.010
AIR521ICRU  0.521  0.010

```

No range rejection.

```

*****

```

```

Histories to be simulated for this run      22740

```

```

Histories to be analyzed after this run     22740

```

```

*****

```

```

Elapsed wall clock time to this point=      0.250 s

```

```

CPU time so far for this run =              0.182 s

```

BATCH #	TIME-ELAPSED	TOTAL CPUTIME	RATIO	TIME OF DAY	RNG
1	0.0	0.0	0.00	23:52:17	ixx jxx
= 97 33					
2	299.4	253.7	1.18	23:57:17	ixx jxx
= 68 4					

```

*** Warning *** Used all particles fromsource file
Restarting from first particle infile

```

Wall clock has gone past 24:00 hrs.

```

Elapsed time adjusted assuming batches took < 1 day to complete.
3      617.0      519.5      1.19      00:02:34      ixx jxx
= 46 79

```

```

*** Warning *** Used all particles fromsource file
Restarting from first particle infile

```

4	928.5	787.4	1.18	00:07:46	ixx jxx
= 3 36					

```

*** Warning *** Used all particles fromsource file
                    Restarting from first particle infile

    5      1241.6      1055.1      1.18      00:12:59      ixx jxx
=   6  39

*** Warning *** Used all particles fromsource file
                    Restarting from first particle infile

    6      1560.7      1326.9      1.18      00:18:18      ixx jxx
=  43  76

*** Warning *** Used all particles fromsource file
                    Restarting from first particle infile

    7      1877.2      1596.1      1.18      00:23:34      ixx jxx
=  62  95

*** Warning *** Used all particles fromsource file
                    Restarting from first particle infile

    8      2192.4      1864.3      1.18      00:28:50      ixx jxx
=  60  93
    9      2495.5      2122.9      1.18      00:33:53      ixx jxx
=  33  66

*** Warning *** Used all particles fromsource file
                    Restarting from first particle infile

   10      2811.5      2396.1      1.17      00:39:09      ixx jxx
=  87  23

*** Warning *** Used all particles fromsource file
                    Restarting from first particle infile

```

```

Total CPU time for run = 2665.6 s = 0.740 hr => 30711.
hist/hr
  On i686_pc_Windows_NT (gnu_win32)

```

```

*****
*

```

```

# of particles read from ph-sp file (N_read) =
696226548
# of primary (non ph-sp) histories read from ph-sp file =
359305162
# of particles discarded dueto charge/LATCH/W/multiple passer =
696062741
# of particles discarded because beyond BEAM_SIZE =
141067
# of photons rejected because beyond DBS splitting radius =
0

```

```

# of particles that missed geometry =
0
N_used/N_read =
0.000
# of times each particle in ph-sp file recycled
(last particle may be recycled less than this) =
0
# of ph-sp particles simulated (N_used) =
22740
# of times ph-sp file restarted in this run =
8

```

```

*****
*

```

```

Fraction of incident energy deposited in the phantom = 0.9890

```

```

Fraction of incident energy deposited in the region surrounding
the phantom when incident particles go through it = 0.0000

```

```

Number of charged particle steps simulated, N_step =
1037944
Number of charged particle steps/incident fluence =
4.01625E-04
No. of PRESTA-II steps/total no. of charged particle steps =
0.83674

```

```

***WARNING***

```

```

Could not read no. of primary (non-phsp) histories from ph-sp
file.
Dose analyzed assuming each particle read from the ph-sp
file is an independent history. May result in an underestimate
of the uncertainty.

```

```

1build-up 10x10 elektron

```

```

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 1.182E+02(1/cm**2)

```

```

Photon planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00(1/cm**2)

```

```

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 6.281E+01(1/cm**2)

```

```

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00(1/cm**2)

```

```

No. of particles incident from phase space file = 22740

```

```

No. of particles incident from original source = 2584359936.0

```

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs
(Dose/incident particle from original source, Gy)

for x= -1.500 to 1.500 i= 2

ybounds: -1.500 1.500

j= 2

zbounds (0.000)

0.200	1	6.037E-18	4.2%
0.400	2	4.552E-18	5.5%
0.600	3	3.842E-18	5.9%
0.800	4	2.825E-18	7.1%
1.000	5	2.186E-18	8.5%

1.200	6	1.720E-18	10.0%
1.400	7	1.168E-18	10.6%
1.600	8	8.912E-19	14.2%
1.800	9	5.097E-19	16.2%
2.000	10	4.062E-19	23.6%

40.000	11	2.094E-21	26.9%
--------	----	-----------	-------

1

Total CPU time for this run = 2665.8 s = 0.740 hr

END OF RUN Mar 29 2010 00:44:25