

**STUDI MONTE CARLO UNTUK PERHITUNGAN BESARAN  
DOSIMETRI PADA SINAR X 6 MV TANPA FILTER PERATA  
YANG DIHASILKAN PESAWAT LINAC ELEKTA SL-15**

**TESIS**

**NAMA : ABDI WADUD SYAFI'I  
NPM : 0806420682**



**UNIVERSITAS INDONESIA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN  
ALAM  
PROGRAM MAGISTER  
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS  
DEPOK  
JULI 2011**

**STUDI MONTE CARLO UNTUK PERHITUNGAN BESARAN  
DOSIMETRI PADA SINAR X 6 MV TANPA FILTER PERATA  
YANG DIHASILKAN PESAWAT LINAC ELEKTA SL-15**

**TESIS**

**Diajukan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Magister**

**NAMA : ABDI WADUD SYAFI'I  
NPM : 0806420682**



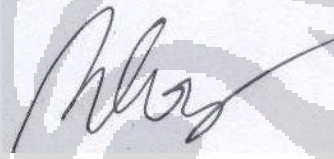
**UNIVERSITAS INDONESIA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN  
ALAM  
PROGRAM MAGISTER  
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS  
DEPOK  
JULI 2011  
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS**

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

Nama : Abdi Wadud Syafi'i

NPM : 0806420682

Tanda Tangan :



Tanggal : 13 Juli 2011

## HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :  
Nama : Abdi Wadud Syafi'i  
NPM : 080642682  
Program Studi : Magister Fisika Medis  
Judul Tesis : Simulasi Monte Carlo untuk Perhitungan Besaran  
Dosimetri pada Sinar X 6 MV tanpa Filter Perata yang  
Dihasilkan Pesawat Linac Elekta SL-15

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 : Dr. Seruni Udyaningsih Freisleben

(.....)

Penguji : Dr. Warsito

(.....)

Penguji : Dr. Musaddiq Musbach

(.....)

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 13 Juli 2011

## KATA PENGANTAR

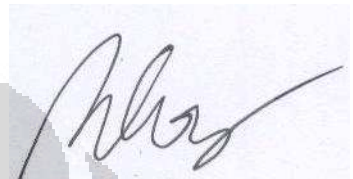
*Alhamdulillah*, puji syukur kami panjatkan kepada Allah SWT, atas rahmat dan hidayah-Nya sehingga tesis ini dapat diselesaikan. Sholawat dan salam semoga tercurah kepada Rasulullah, Muhammad SAW. Juga kepada sahabat, keluarga, dan orang-orang yang mengikuti beliau hingga akhir zaman. Penulisan tesis 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 II yang telah membimbing, memberikan semangat dan pelatihan presentasi sidang tesis kepada penulis sehingga saya dapat menyelesaikan tesis ini.
- (2) Dr.rer.nat Freddy Haryanto, selaku pembimbing I, yang telah meluangkan waktunya untuk mengajari saya tentang simulasi Monte Carlo.
- (3) Para staf pengajar Program Magister Fisika Medis UI
- (4) Teman-teman dari PB dan Club Futsal Setuju, semoga Allah membimbing dan melimpahkan pahala kepada kalian agar bahagia dunia dan akhirat.
- (5) Teman-teman S2 Fisika Medis UI 2008, untuk kenangan selama kuliah yang tak terlupakan.
- (6) Choirul Anam Msi. Terimakasih banyak telah memberi masukan kepada saya.
- (7) Kedua orang tua saya (Bpk Soeradji Syafi'i dan Ibu Rosni Idrus dan kedua mertua saya (Bpk. H. Idi Sanwardi dan Alm Ibu Hj. Rohani) yang selalu mendo'akan keberhasilan saya, di dunia dan di akhirat.
- (8) Istri tercinta (dr.Imas Damayanti Mkes) yang selalu memberikan dukungan dan semangat, anak pertama (Jahdan Rosyidun Shibghotullah), dan anak ke-dua (Nuraini Hanifa 'Azman). Mereka adalah istri dan anak-anak terbaik, semoga mereka bahagia dunia dan akhirat.

(9) Keluarga besar saya, kakak, adik, sepupu, pak de, bu de, dll. Terima kasih atas do'a dan kebersamaannya selama ini.

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, 13 Juli 2011



Penulis



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

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

Nama : Abdi Wadud Syafi'i  
NPM : 0806420682  
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 Perhitungan Besaran Dosimetri pada Sinar X 6 MV tanpa Filter Perata yang Dihasilkan Pesawat Linac Elekta SL-15**

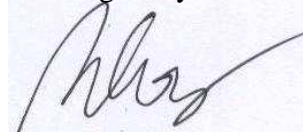
berserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya tanpa meminta izin dari saya selama tetap mencantumkan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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 13 Juli 2011

Yang menyatakan



(Abdi Wadud Syafi'i)

## ABSTRAK

Nama : Abdi Wadud Syafi'i  
Program Studi : Fisika Medis  
Judul : Studi Monte Carlo untuk Perhitungan Besaran Dosimetri Pada Sinar X 6 MV tanpa Filter Perata yang dihasilkan Pesawat Linac Elekta SL-15

Telah dilakukan studi simulasi Monte Carlo untuk perhitungan besaran dosimetri dari berkas sinar X 6 MeV tanpa filter perata yang dihasilkan Linac Elekta SL-15. Pemodelan kepala Linac menggunakan program BEAMnrc, analisis *phase space file* menggunakan program BEAMDP dan perhitungan dosis radiasi dalam medium air menggunakan program DOSXYZnrc. Parameter awal elektron dalam simulasi ini menggunakan hasil yang sudah diperoleh oleh saudara Anam C. Perhitungan PDD dalam medium air dilakukan dengan variasi ukuran lapangan 5x5, 10x10, 20x20 dan 40x40 cm<sup>2</sup> dengan SSD 100 cm. Dosis profil dihitung dengan variasi ukuran lapangan yang sama dengan kedalaman 10 cm. Hasil perhitungan PDD tanpa filter relatif lebih rendah dibanding dengan PDD dengan filter dan tidak dipengaruhi ukuran lapangan radiasi. Spektrum berkas sinar-X tanpa filter perata mempunyai fraksi komponen energi rendah relatif lebih tinggi dibanding dengan sinar-X dengan filter perata sehingga kurva PDD-nya relatif lebih rendah. Hasil perhitungan dosis profil menunjukkan dengan melepaskan filter perata akan meningkatkan *fluence* dan energi *fluence* serta laju dosis untuk setiap lapangan radiasi. Hasil penting lainnya adalah dosis permukaan yang jauh lebih tinggi dibanding dengan sinar X yang ber-filter mencapai 59.42 % untuk lapangan 5x5 cm<sup>2</sup> dan 70.13 % untuk lapangan 40x40 cm<sup>2</sup> dan dosis yg tinggi pada daerah *build-up* diakibatkan kontaminasi elektron. Berdasarkan hasil yang didapat penggunaan sinar X tanpa perata akan menurunkan *skin sparring effect*, sehingga tidak cocok untuk dipakai pada Linac. Namun, masih mungkin digunakan untuk teknik IMRT yang membutuhkan intensitas output yang tinggi.

Kata kunci:

Filter perata, Sinar X tanpa perata, Elekta SL-15, simulasi Monte Carlo



## ABSTRACT

Name : Abdi Wadud Syafi'i  
Study Program : Medical Physics  
Title : Monte Carlo Study for Calculation Dosimetric Properties of a  
Flattening Filter-Free 6-MV Photon Beam which is Result by  
Linac Elekta SL-15

Study on dosimetric properties for an unflattened 6-MV photon beams of an Elekta SL15 linac was calculated 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. Initial parameters of electrons in this simulation using the results already obtained by Anam C. PDD calculations performed in water medium by variation of field size 5x5, 10x10, 20x20 and 40x40 cm<sup>2</sup> with SSD 100 cm. Dose profiles calculated with the same field size variation with depth of 10 cm. PDD calculation results without the filter is relatively lower compared with the PDD with the filter and not influenced by the size of the radiation field. The spectrum of unflattened X-ray beam has a fraction of the low energy component is higher than with flattened X-rays so that the PDD curve is relatively lower. The results of dose calculation shows the release flattening filter will increase the fluence and energy fluence and dose rate for each radiation field. Another important outcome is that the surface dose is much higher than with flattened X-ray to the field reaches 59.42% and 70.13% of 5x5 cm<sup>2</sup> to 40x40 cm<sup>2</sup> field and on high doses in the build-up due to contamination of electrons. Based on the results obtained using unflattened X-rays the skin sparing effect will decrease, making it unsuitable for use in the linac. However, it still may be used for IMRT techniques that require high output intensity.

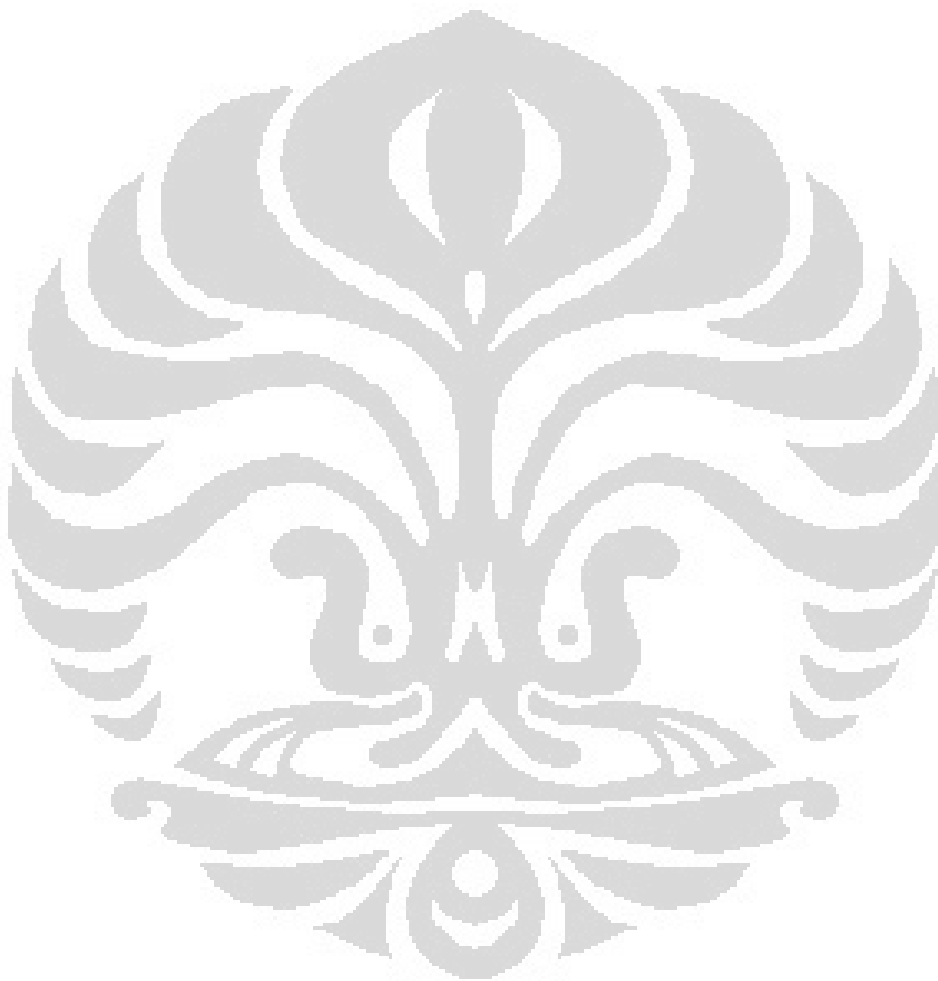
Key words:

Flattening filter, unflattened X-rays, Elekta SL-15, Monte Carlo simulation

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH.....	vi
ABSTRAK.....	vii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR GAMBAR.....	xi
DAFTAR TABEL.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiv
<b>1. PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Perumusan masalah.....	3
1.3. Tujuan Penelitian.....	3
1.4. Manfaat Penelitian.....	4
1.5. Batasan Masalah.....	4
<b>2. TINJUAN PUSTAKA.....</b>	<b>5</b>
2.1. <i>Linear Accelerator</i> .....	5
2.1.1 Konsep Linac.....	5
2.1.2 Bagian-bagian Kepala Linac.....	6
2.2. Simulasi Monte Carlo.....	7
2.2.1 Bilangan Random.....	8
2.2.2 Simulasi Monte Carlo dalam Radioterapi.....	9
2.2.3 Interaksi Foton.....	10
2.2.4 Simulasi Interaksi Foton.....	14
2.2.5 Program EGSnrc.....	17
<b>3. METODE PENELITIAN.....</b>	<b>19</b>
3.1. Simulasi Kepala Akselerator ( <i>Linac Head</i> ).....	20
3.1.1 Desain BEAMnrc.....	20
3.1.2 Parameter untuk Standar Model.....	22
3.2. Simulasi Fantom.....	24
3.2.1 Penentuan PDD.....	25
3.2.2 Penentuan <i>Profile</i> Dosis.....	26
3.3. Penentuan Dosis pada Daerah <i>Build-up</i> .....	28
<b>4. HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>	<b>28</b>
4.1. Dosimetri Berkas Sinar-X 6 MV.....	28
4.1.1 Perbandingan <i>Fluence</i> dan Energi <i>Fluence</i> .....	28
4.1.2 Energi Rata-Rata Spektrum Sinar-X.....	32
4.1.3 Distribusi Spektral.....	33

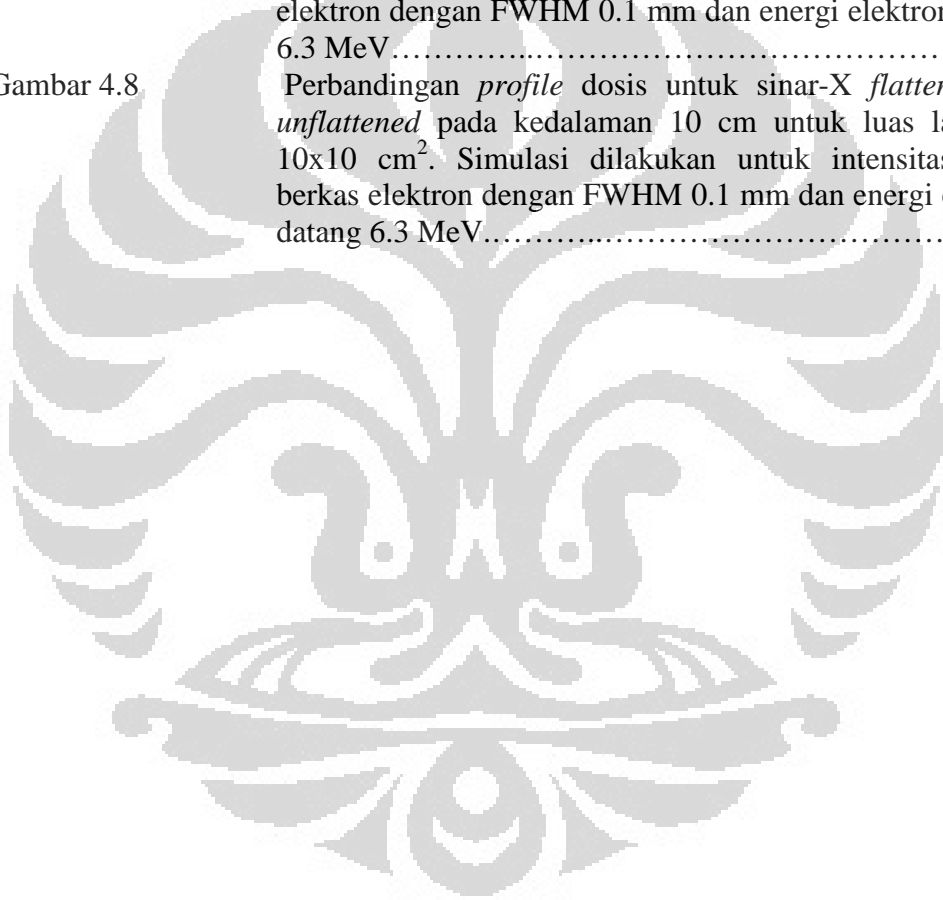
4.2.	PDD dan <i>Profile</i> untuk Variasi ukuran Lapangan Radiasi.....	34
4.3.	Pembahasan.....	38
<b>5.</b>	<b>KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>41</b>
5.1.	Kesimpulan.....	41
5.2.	Saran.....	42
	<b>DAFTAR REFERENSI.....</b>	<b>43</b>



## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Bagian-bagian kepala Linac .....	6
Gambar 2.2.	Profile sinar-X dengan dan tanpa filter perata.....	7
Gambar 2.3	Diagram Feynman untuk Efek Fotolistrik (kiri) dan produksi pasangan (kanan). <sup>7</sup> .....	11
Gambar 2.4	Fraksi energi maksimum dan rata-rata yang ditransfer oleh foton terhadap elektron. <sup>32</sup> .....	12
Gambar 2.5	Diagram Feynman untuk hamburan Compton (kiri) dan hamburan Rayleigh (kanan). <sup>7</sup> .....	12
Gambar 2.6	Grafik komponen <i>cross-section</i> interaksi foton dengan karbon. <sup>7</sup> .....	14
Gambar 2.7	Grafik <i>cross section</i> total. <sup>7</sup> .....	14
Gambar 2.8	Pemilihan tipe interaksi.....	17
Gambar 2.9	Struktur EGSnrc. Kode program EGSnrc terdiri atas <i>user code</i> dan <i>EGS code</i> . <sup>22</sup> .....	18
Gambar 3.1	Diagram urutan simulasi besaran dosimetri. Pemodelan kepala Linac dengan BEAMnrc, analisis <i>phase-space file</i> dengan BEAMDP dan penentuan dosis dengan DOSXYZnrc.....	19
Gambar 3.2	Desain kepala Linac dan udara (antara Linac dan fantom) dalam BEAMnrc.....	22
Gambar 3.3	Sumber partikel menggunakan ISOURC = 19 atau <i>Parallel Circular Beam with 2-D Gaussian X-Y Distribution</i> <sup>35</sup> .....	24
Gambar 3.4	a. untuk penentuan PDD b. Untuk penentuan <i>profile</i> dosis <sup>53</sup> .....	25
Gambar 4.1	<i>Fluence</i> terhadap posisi pada permukaan medium untuk luas lapangan 10x10 cm <sup>2</sup> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....	30
Gambar 4.2	Energi <i>fluence</i> terhadap posisi pada permukaan medium untuk luas lapangan 10x10 cm <sup>2</sup> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV .....	30
Gambar 4.3	Perbandingan <i>fluence</i> relatif terhadap posisi pada permukaan medium, normalisasi terhadap nilai <i>fluence</i> pada sumbu utama. a. 5x5 cm <sup>2</sup> b. 10x10 cm <sup>2</sup> c. 20x20 cm <sup>2</sup> d. 40x40 cm <sup>2</sup> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....	31
Gambar 4.4	Perbandingan spektral energi sinar-X <i>flattened</i> dan <i>unflattened</i> untuk variasi lapangan pada permukaan fantom a. 5x5 cm <sup>2</sup> b. 10x10 cm <sup>2</sup> c. 20x20 cm <sup>2</sup> d. 40x40 cm <sup>2</sup> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....	34

Gambar 4.5	Perbandingan PDD pada sinar-X <i>flattened</i> dan <i>unflattened</i> dengan variasi luas lapangan radiasi a. 5x5 cm <sup>2</sup> b. 40x40 cm <sup>2</sup> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV .....35
Gambar 4.6	Grafik PDD dengan variasi ukuran lapangan radiasi dari sinar-X <i>unflattened</i> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV .....36
Gambar 4.7	Perbandingan <i>profile</i> dosis untuk sinar-X <i>flattened</i> dan <i>unflattened</i> pada kedalaman 10 cm untuk luas lapangan 5x5 cm <sup>2</sup> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....37
Gambar 4.8	Perbandingan <i>profile</i> dosis untuk sinar-X <i>flattened</i> dan <i>unflattened</i> pada kedalaman 10 cm untuk luas lapangan 10x10 cm <sup>2</sup> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....38



## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Karakteristik Interaksi foto listrik, hamburan Rayleigh, efek Compton dan produksi pasangan.....	13
Tabel 3.1	Komponen Linac dan Modul yang digunakan dalam BEAMnrc.....	21
Tabel 3.2	Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk penentuan PDD.....	26
Tabel 3.3	Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk penentuan <i>profile</i> dosis.....	27
Tabel 3.4	Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk daerah <i>build-up</i> pada luas lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .....	28
Tabel 4.1	Rasio perbandingan <i>fluence</i> sinar-X <i>unflattened</i> dengan <i>fluence</i> sinar-X <i>flattened</i> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....	29
Tabel 4.2	Energi rata-rata dari distribusi spektral sinar-X pada permukaan fantom dengan dan tanpa <i>flattening filter</i> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....	33
Tabel 4.3	PDD pada permukaan fantom untuk variasi lapangan dari berkas foton <i>flattened</i> dan <i>unflattened</i> . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.....	36

## DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran A Grafik energi *fluence* dari sinar-X *flattened* dan *unflattened* dengan urutan lapangan radiasi 5x5, 10x10, 30 x 30 dan 40x40 cm<sup>2</sup> dan perbandingan PDD kedua berkas pada lapangan 10x10 cm<sup>2</sup> dan 20x20 cm<sup>2</sup>. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.
- Lampiran B File *egslst* yang dihasilkan oleh BEAMnrc. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.
- Lampiran C File *egslst* yang dihasilkan DOSXYZnrc untuk perhitungan PDD dan *profile* dosis. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV



## BAB 1

### PENDAHULUAN

#### 1.1 Latar Belakang

Pemanfaatan sinar pengion pada radioterapi untuk pengobatan kanker diawali oleh penemuan sinar-X pada tahun 1895 oleh W. C. Rontgen dan dikenalnya sifat radioaktivitas oleh Marie Curie dan Henri Becquerel, telah menjadikan penggunaan radiasi sebagai salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker. 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.<sup>47</sup>

Radiasi pengion dimanfaatkan untuk pengobatan penyakit kanker karena interaksi radiasi pengion dengan jaringan dapat mengakibatkan kematian dan kehilangan kemampuan hidup pada siklus pembelahan sel kanker. Hal inilah yang menjadi dasar pemanfaatan radiasi pengion pada radioterapi. Radioterapi memanfaatkan sifat sensitivitas sel kanker, dimana sebagian sel kanker memiliki sensitivitas lebih besar terhadap radiasi dibandingkan dengan 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.<sup>38,43</sup> 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”.<sup>38,33</sup>

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.<sup>26,16</sup>



Radiasi elektron biasanya dipakai untuk terapi kanker di dekat permukaan kulit (*superficial tumours*),<sup>44</sup> 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.<sup>32</sup> 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*.<sup>32, 18, 26</sup>

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%.<sup>32</sup> Dosis kulit yang rendah tersebut dikenal sebagai perlindungan kulit (*skin sparing*).<sup>26, 32</sup>

Pada saat ini penggunaan radiasi dalam terapi medis telah menyebabkan peningkatan waktu penyinaran dan beban kerja dari Linac. Oleh karena itu, pengurangan waktu penyinaran dan beban kerja dari Linac menjadi sebuah tantangan dalam fisika radioterapi. Penggunaan *multileaf collimators* sebagai pengatur berkas telah memberikan sebuah ide baru di mana posisi *dynamic leaf* dapat mengatur distribusi fluence di dalam berkas.<sup>15, 46</sup> Pengaturan distribusi fluence dalam berkas foton sinar-X bisa dicapai ketika filter perata di lepaskan dari berkas foton sinar-X.

Filter perata merupakan komponen yang mengakibatkan terjadinya hamburan, pelemahan intensitas sinar-X dalam berkas terapi dan membentuk profil sinar-X menjadi datar. Beberapa studi telah dilakukan untuk melihat karakteristik dosimetri dari sinar-X ketika filter perata di lepaskan. Studi sebelumnya

menunjukkan adanya pertambahan laju dosis, *penumbra* yang dihasilkan lebih kecil dan dosis di luar lapangan radiasi berkurang. Namun, pertambahan dari laju dosis akan semakin meningkat untuk energi besar.<sup>15, 30, 45</sup>

## 1.2 Perumusan Masalah

Untuk menjawab tantangan di atas maka diperlukan studi karakteristik dosimetri dari sinar-X ketika filter perata dilepaskan. Hal ini karena, data karakteristik dosimetri dari sinar-x tanpa perata dari pesawat Linac masih sangat sedikit. Studi sebelumnya mengenai sinar-x tanpa perata hanya fokus pada pabrikan seri *varian Clinac 2100*, sedangkan data karakteristik dari sinar-x tanpa perata untuk pabrikan *elekta* dan *seimens* masih sangat kurang.<sup>50, 51, 45, 34</sup> Untuk pabrikan Linac yang berbeda tentu saja akan mempunyai material dan geometri kepala Linac yang berbeda, hal ini mengakibatkan adanya perbedaan karakteristik dosimetri dari sinar-x tanpa perata. Untuk mendapatkan data lebih banyak mengenai berkas foton filter perata-*free* 6-MV dan untuk membuat perbandingan dari studi sebelumnya, akan dilakukan simulasi Monte Carlo menggunakan MCNP4C MC code dari berkas foton 6-MV pabrikan Elekta SL-15. Besaran dosimetri termasuk persentase dosis terhadap kedalaman, profile dosis, distribusi spektral, *fluence* dan *energy fluence* serta faktor output akan dihitung untuk ukuran lapangan yang berbeda.

## 1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini dilakukan untuk:

- 1.3.1 Mensimulasikan sinar-X 6 MV dari pesawat Linear Accelerator, merek Electa SL-15, menggunakan Monte Carlo *Multi Platform* EGSnrcMP.
- 1.3.2 Mendapatkan Beam Data PDD, dosis Profile, Fluence, Energi Fluence, Distribusi Spektral.
- 1.3.3 Membandingkan besaran dosimetri sinar-X 6-MV Perata dan tanpa perata.

## 1.4 Manfaat Penelitian

Pabrikan linac yang berbeda akan menghasilkan karakteristik dosimetri yang berbeda, sehingga untuk tujuan mengurangi waktu penyinaran dan beban kerja dari linac dapat digunakan *multileaf collimators* dengan *dynamic leaf-nya* berfungsi sebagai pengatur distribusi fluence di dalam berkas. Adanya filter perata akan menyebabkan pengurangan intensitas sinar-X dan menambah sejumlah substansi radiasi hamburan yang tidak diinginkan ke tubuh pasien. Untuk itu penelitian ini bermanfaat dalam menyediakan data-data studi karakteristik dosimetri dari sinar-X tanpa perata, yang nantinya dapat bermanfaat untuk teknik radioterapi lainnya seperti *intensity modulated radiation therapy* (IMRT).

## 1.5 Batasan Masalah

- 1.5.1 Jumlah elektron awal  $3 \times 10^8$  elektron.
- 1.5.2 Ukuran lapangan radiasi yang dipilih hanya 5 x 5, 10 x 10, 20 x 20, 40x40 cm<sup>2</sup>.
- 1.5.3 *Linac* Elekta SL-15 yang disimulasikan hanya 6 MV, tidak menggunakan MLC tetapi menggunakan jaws.
- 1.5.4 Tugas akhir ini tidak disertai dengan pengukuran secara langsung dan sebagai pembanding digunakan hasil yang diperoleh pada penelitian sebelumnya.<sup>25, 31, 45, 46, 50, 51</sup>
- 1.5.5 Simulasi tidak sampai mendapatkan kurva isodosis.

## BAB 2

### TINJUAN PUSTAKA

#### 2.1 *Linear Accelerator*

##### 2.1.1 Konsep Linac

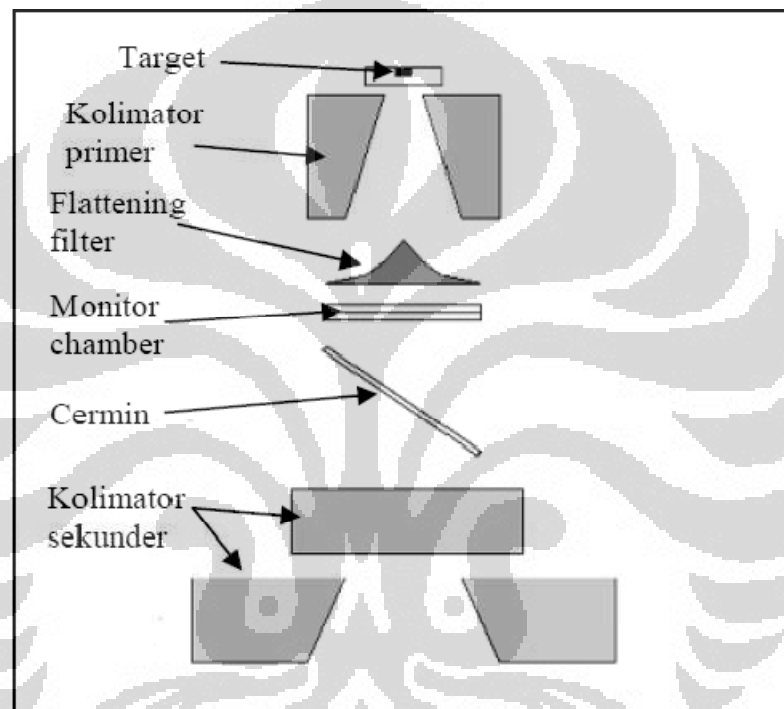
Linac (*Linear Accelerator*) merupakan peralatan pemercepat elektron. Linac menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat elektron. Elektron energi tinggi yang dihasilkan dapat digunakan untuk terapi tumor dekat permukaan (*superficial tumours*), atau dikenakan target untuk menghasilkan sinar-X energi tinggi yang digunakan untuk terapi tumor pada kedalaman tertentu. Sinar-X yang dihasilkan Linac mempunyai kualitas tinggi. Dengan sinar-X kualitas tinggi optimasi dosis pada terapi kanker dapat dicapai karena radiasi pengion energi tinggi bisa memberikan dosis radiasi yang besar untuk didistribusikan ke jaringan kanker dan menurunkan efek terhadap jaringan normal.

Ada dua tipe pemercepat elektron untuk Linac komersial saat ini, yaitu gelombang berjalan (*traveling wave*) dan gelombang berdiri (*standing wave*).<sup>26</sup>

Pada Linac gelombang berjalan, elektron dipercepat oleh gelombang elektromagnetik 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 pensil. 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

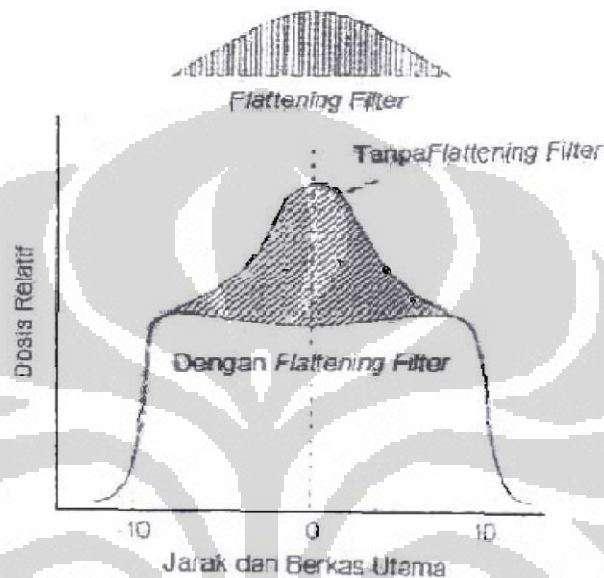
Secara umum, kepala Linac untuk model sinar-X, terdiri atas komponen: target, kolimator primer, *flattening filter*, *monitor chamber*, cermin dan kolimator sekunder (*jaws*). Setiap *manufacturers*, dalam mengatur komponen tersebut, bisa dengan urutan yang berbeda. Untuk tujuan klinis, juga sering ditambahkan 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 yakni pada arah sumbu utama target memiliki intensitas yang lebih tinggi dibandingkan di bagian pinggir. Untuk itu sinar-X yang terbentuk, dilewatkan *flattening filter* agar *profile* sinar-X menjadi rata. Dengan digunakannya *flattening filter*, dosis relatif pada daerah sekitar sumbu utama menjadi lebih rendah dibandingkan daerah pinggir *profile* berkas

sinar-X. Namun untuk tujuan mengurangi waktu terapi dan meningkatkan laju dosis pada daerah tumor dapat saja *flattening filter* dilepaskan. Gambar 2.2 memperlihatkan perbedaan berkas sinar-X yang melalui *flattening filter* dan yang tidak melalui *flattening filter*.



Gambar 2.2 Profile sinar-X dengan dan tanpa filter perata

Koliminator pada modern Linac paling tidak ada 2 buah, yaitu koliminator primer dan koliminator sekunder. Koliminator primer ukurannya tetap, sementara koliminator sekunder, ukurannya bisa diubah-ubah sesuai kebutuhan (*adjustable*). Koliminator 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*.<sup>26</sup>

## 2.2 Simulasi Monte Carlo

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

Metode MC merupakan teknik metode numerik yang didasarkan pada sampling bilangan *random* untuk mensimulasikan proses stokastik.<sup>39</sup> Bilangan random yang dibangkitkan dalam Monte Carlo tentunya bukan bilangan random yang sesungguhnya, melainkan bilangan random yang peluang munculnya dibangkitkan mengikuti suatu fungsi distribusi probabilitas tertentu untuk mensimulasi proses yang diinginkan.

### 2.2.1 Bilangan Random

Pembangkit bilangan random yang sesungguhnya adalah sebuah alat bantu dalam matematika yang di desain untuk menghasilkan rangkaian angka-angka yang tidak mempunyai pola tertentu. sistem bilangan random yang sebenarnya tidak mempunyai batas munculnya angka yang sama. Namun dalam penerapannya di berbagai bidang, bilangan random yang dibangkitkan mengikuti pola tertentu agar dapat meramalkan peristiwa yang diinginkan.

Bilangan random yang mempunyai pola tertentu disebut pseudo random. Pseudo random generator dikenal juga sebagai *deterministic random bit generator*, yakni sebuah algoritma yang dapat menghasilkan serangkaian angka-angka yang mempunyai sifat mendekati bilangan random. Serangkaian angka-angka yang dihasilkan tidak sepenuhnya random, hal ini karena bilangan random dihasilkan dari proses yang ditetapkan oleh sebuah nilai awal. Contoh pseudo random adalah algoritma middle square yang diciptakan oleh John Van Neumann. Misalkan ambil satu bilangan awal(1), buat jadi square (1111) , kemudian jumlahkan ke kanan secara berurutan (1234), square-kan menjadi 8 digit (01234321), ambil middle square sebagai random number 2343, random number yang dihasilkan menjadi nilai awal untuk proses iterasi selanjutnya.

### 2.2.2 Simulasi Monte Carlo dalam Radioterapi

Simulasi monte carlo akan mencatat sejarah perjalanan partikel dari mulai partikel itu dilahirkan, seberapa jauh jarak yang ditempuh partikel dan interaksi apa yang terjadi sepanjang perjalanannya sampai pada batas yang diinginkan.

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.<sup>39</sup>

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.<sup>39</sup>

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%.<sup>23</sup> 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:

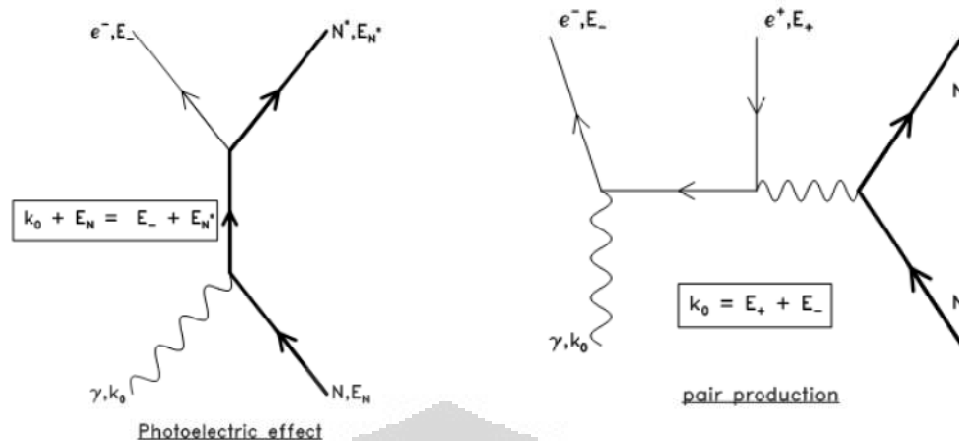
- Simulasi Monte Carlo membutuhkan waktu yang sangat lama sehingga untuk keperluan klinis radioterapi belum digunakan.
- Simulasi Monte Carlo untuk transportasi elektron masih menggunakan algoritma “*condensed-history*”. Pada beberapa bagian masih menggunakan aproksimasi (*stopping power* untuk *low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

### 2.2.3 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.<sup>7</sup>

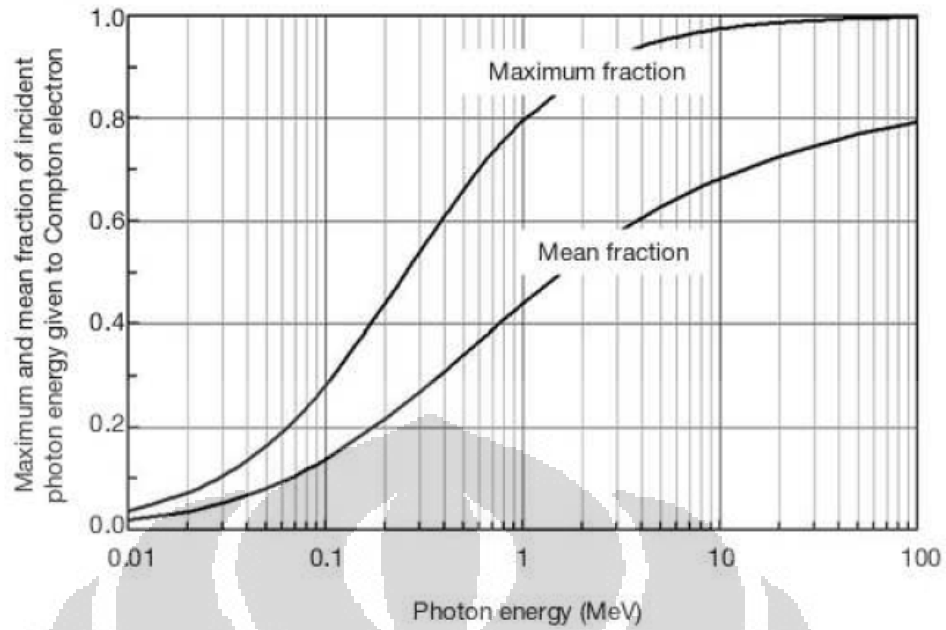
Produksi pasangan dominan pada energi tinggi. Apabila energi foton lebih besar dari  $2m_e c^2$ , foton dapat berinteraksi dengan atom medium melalui proses produksi pasangan. Dalam proses ini foton berinteraksi kuat dengan medan inti, dan berubah menjadi pasangan partikel elektron dan positron. Atau 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.<sup>7</sup> Mengingat positron memiliki waktu hidup pendek, maka setelah positron kehilangan energi, secepatnya akan bergabung dengan elektron dan membentuk 2 foton (proses anihilasi).



Gambar 2.3 Diagram Feynman untuk Efek Fotolistrik (kiri) dan produksi pasangan (kanan).<sup>7</sup>

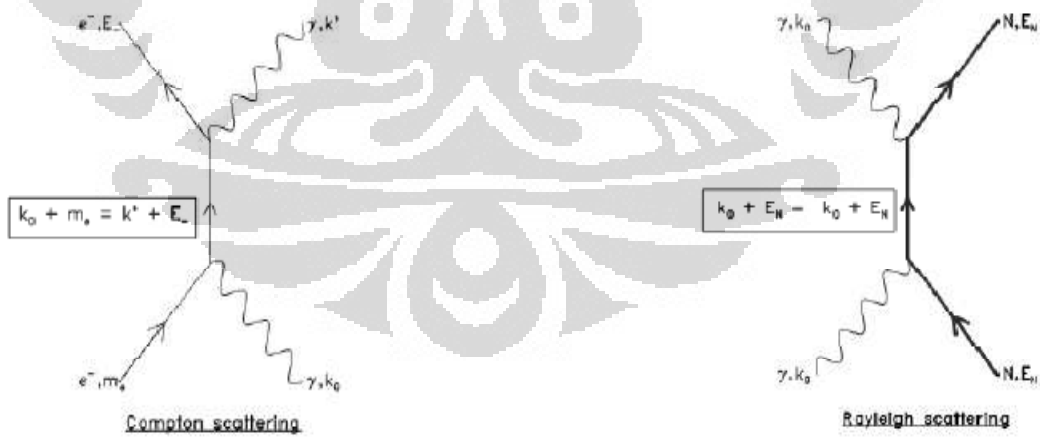
Pada hamburan Compton, foton berinteraksi dengan sebuah elektron yang berada dalam keadaan “bebas” (terikat sangat lemah). Energi ikat elektron tersebut lebih kecil dari energi yang dimiliki foton.

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 2.4 Fraksi energi maksimum dan rata-rata yang ditransfer oleh foton terhadap elektron.<sup>32</sup>

Interaksi lain yang juga terjadi adalah hamburan Rayleigh, hanya saja hamburan ini elastik, sehingga tidak ada energi yang ditransfer ke medium dengan interaksi ini.<sup>7</sup>



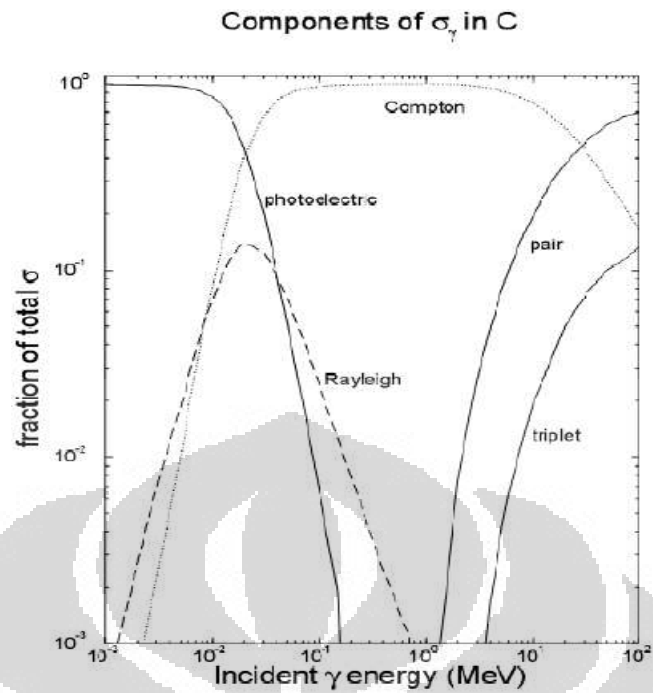
Gambar 2.5 Diagram Feynman untuk hamburan Compton (kiri) dan hamburan Rayleigh (kanan).<sup>7</sup>

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

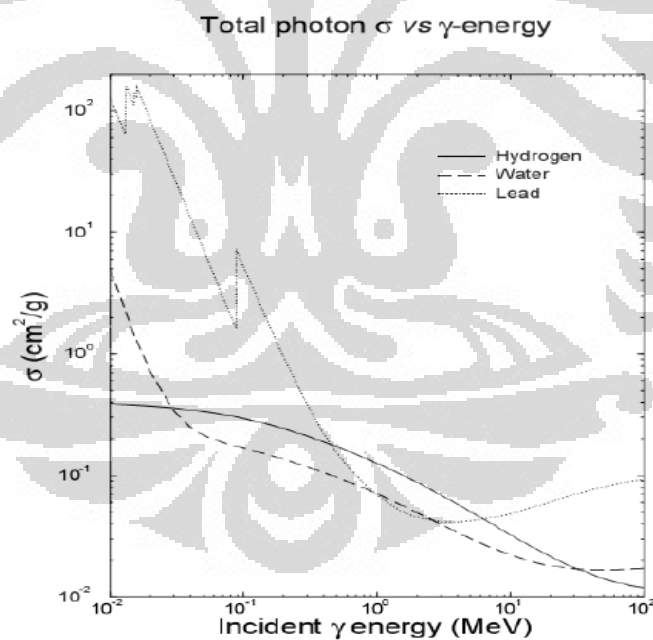
Tabel 2.1 Karakteristik interaksi foto listrik, hamburan Rayleigh, efek Compton dan produksi pasangan.

	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 hilang	Foton terhambur	Foton terhambur	Foton hilang
Ketertgantungan 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	$\tau$	$\sigma_R$	$\sigma_C$	$\kappa$
Ketertgantungan koefisien atomik pada Z	$\tau \sim Z^4$	$\sigma_R \sim Z^6$	$\sigma_C \sim Z$	$\kappa \sim Z^2$
Ketertgantungan 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	$(E_R)_{max}^2$ (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 annihilasi

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 2.6. Dalam gambar tersebut tampak bahwa ada tiga daerah yang didominasi interaksi tunggal (*single interaction*). Di bawah 20 keV, efek fotolistrik 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 fotolistrik 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 2.7.



Gambar 2.6. Grafik komponen *cross-section* interaksi foton dengan karbon.<sup>7</sup>



Gambar 2.7 Grafik *cross section* total.<sup>7</sup>

#### 2.2.4 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;

$$f(x) = \sigma_T(E)e^{-\sigma_T(E)x} \quad (2.1)$$

dengan  $\sigma_T(E)$  merupakan *cross-section* total yang nilainya tampak seperti Gambar 2.5 dan Gambar 2.6. Persamaan ini sering dinamakan dengan hukum atenuasi eksponensial (*exponential attenuation law*) atau dalam simulasi MC dinamakan *probability 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):

$$F(x) = \int_0^x \sigma_T(E)e^{-\sigma_T(E)x} dx = 1 - e^{-\sigma_T(E)x} \quad (2.2)$$

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

- Melakukan inversi terhadap cdf

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(1 - F(x)) \quad (2.3)$$

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

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(1 - \xi) \quad (2.4)$$

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

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(\xi) \quad (2.5)$$

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

$$pdf' = \frac{pdf}{pdf_{max}} \quad (2.6)$$

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

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

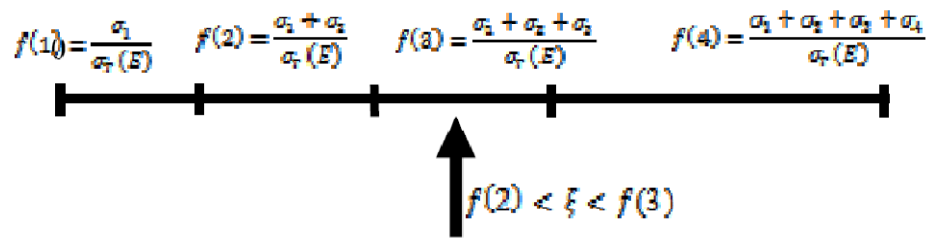
$$f(i) = \frac{\sum_{j=1}^i \sigma_j}{\sum_{j=1}^n \sigma_j}, n \geq i \quad (2.7)$$

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  $\sigma_1$  cross section untuk efek fotolistrik, untuk  $\sigma_2$  efek Compton, untuk  $\sigma_3$  produksi pasangan untuk hamburan Rayleigh)

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

$$f(i-1) < \xi < f(i) \quad (2.8)$$

Misalkan bilangan random  $\xi$  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 2.8. Pemilihan tipe interaksi

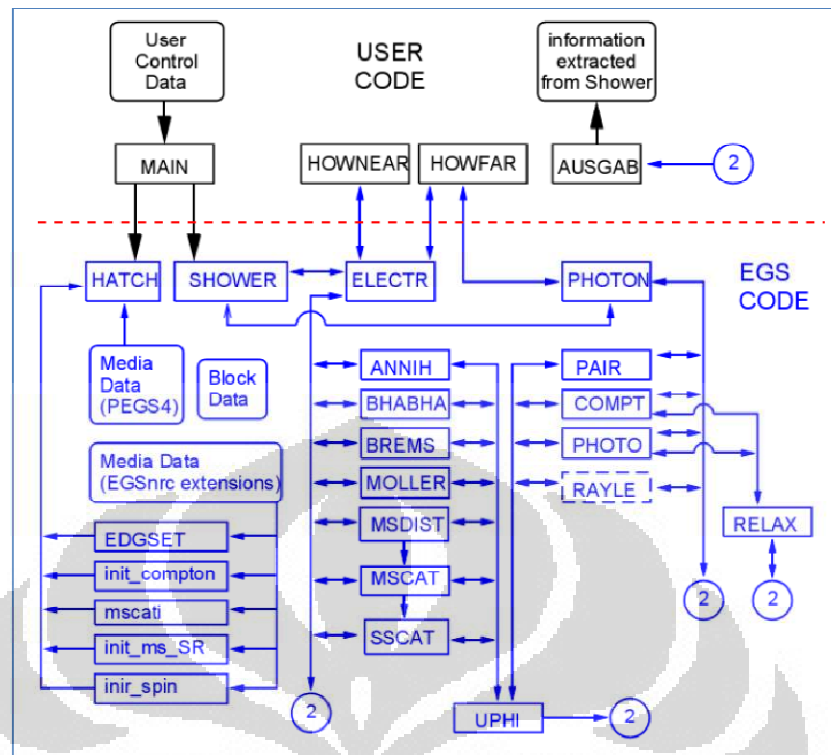
3. Setelah tipe interaksi dipilih, selanjutnya adalah pemilihan sudut partikel dan energi baru yang dimiliki foton tersebut. Pemilihan sudut dan energi ini juga peristiwa *random*, yang probabilitasnya dipengaruhi energi awal foton dan medium yang dilalui.
4. Sebagai hasil dari tiap interaksi, bisa jadi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

### 2.2.5 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 2.9. 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 2.9. Struktur EGSnrc. Kode program EGSnrc terdiri atas *user code* dan *EGS code*.<sup>22</sup>

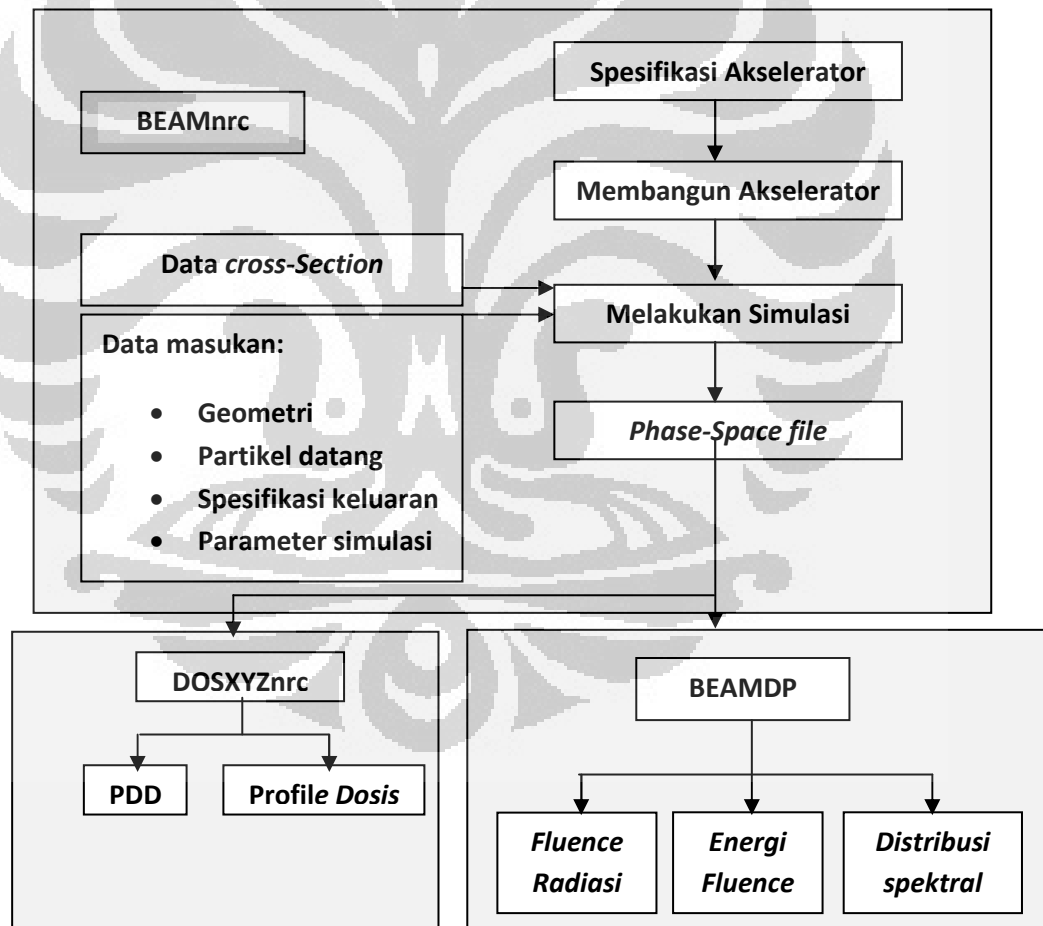
Setelah memasukkan data simulasi pada *user code* maka data akan diproses pada *egs code*, baik untuk elektron atau foton. Pada elektron dalam *egs code* terjadi peristiwa annihilasi, interaksi Moller, interaksi Babha, interaksi bremsstrahlung, *single scattering* dan *multiple scattering*. Sedangkan 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.

## BAB 3

### METODE PENELITIAN

Pada penelitian ini, besaran-besaran dosimetri 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.



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

Simulasi dilakukan dengan beberapa tahap berikut: Pertama, mensimulasi interaksi radiasi pada kepala akselerator dengan terlebih dulu melepaskan filter perata menggunakan program BEAMnrc dengan data geometri dan bahan berdasarkan data dari *SL Series Linac Physics Manual*. Sementara untuk data lain, yang tidak disebutkan dalam *SL Series Linac Physics Manual* didapatkan berdasarkan penelitian yang dilakukan sebelumnya. Output dari simulasi tahap ini adalah data ruang fase (*Phase Space File*). Kedua, melakukan analisis terhadap *phase space file*. Tahap kedua dilakukan dengan menggunakan program BEAMDP. Dari BEAMDP ini didapatkan grafik *fluence* terhadap posisi, *fluence* energi terhadap posisi, distribusi spektral dan energi rata-rata tiap *phase space file* pada masing-masing lapangan penyinaran. Ketiga, menghitung dosis radiasi yang diserap di dalam fantom air. Tahap ketiga simulasi dilakukan dengan 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 (profil) dan faktor output. Besaran dosimetri dari sinar-X tanpa perata yang didapatkan akan dibandingkan dengan besaran dosimetri sinar-X perata dari penelitian sebelumnya dan karakteristik dosimetri dari sinar-X tanpa perata akan dibandingkan dengan penelitian peneliti sebelumnya.

Untuk semua tahapan energi *cut-off* electron 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 SL-15 6 MV adalah target sinar-x, blok target, kolimator primer, *monitor chamber*, cermin dan jaws (kolimator sekunder). Pada penelitian ini untuk mendapatkan sinar-X tanpa perata filter perata di lepaskan

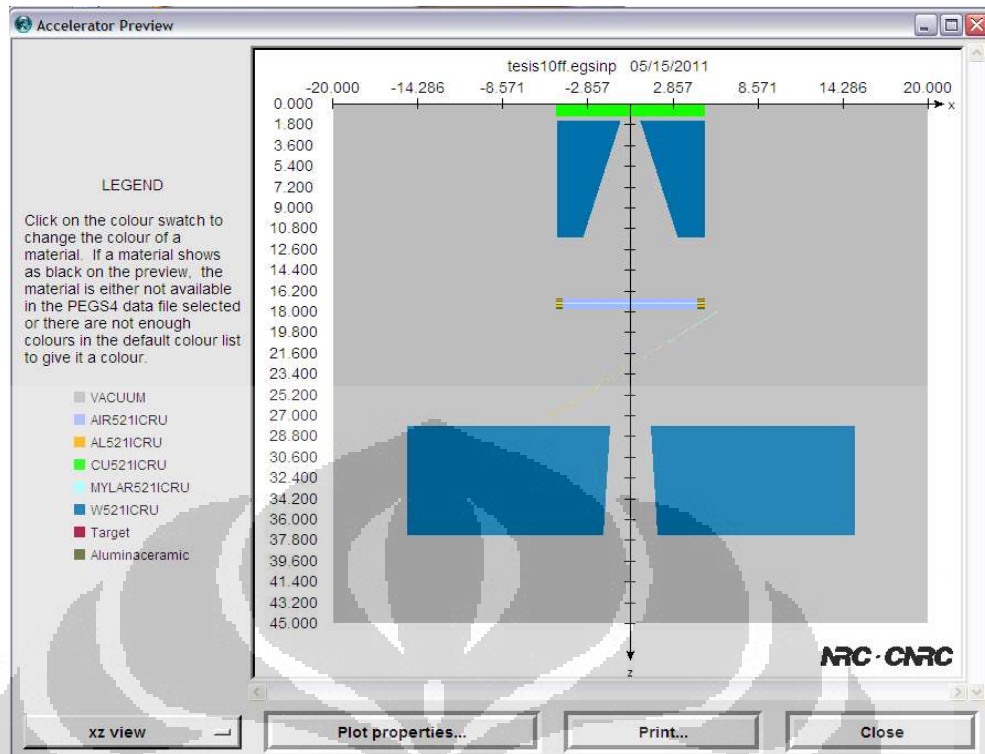
dari kepala Linac. Data lengkap yang berisi geometri dan urutan diambil dari *SL Series Linac Physics Manual*.

Dalam BEAMnrc, komponen-komponen tersebut dapat dibuat dengan modul-modul tertentu yang sudah tersedia dalam paket BEAMnrc. 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

<b>Komponen Linac</b>	<b>CM dalam BEAMnrc code</b>
Target sinar-X	CONESTAK
Blok target	SLABS
Kolimator primer	CONESTAK
<i>Monitor chamber</i>	CHAMBER
Cermin	MIRROR
<i>Jaws</i> (Kolimator sekunder)	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 dengan menggunakan modul SLABS.

Jumlah elektron yang datang (*incident electron*) pada target untuk produksi sinar-X adalah sejumlah  $3 \times 10^8$  elektron. Intensitas elektron yang datang mengikuti distribusi Gaussian dengan FWHM sesuai dengan penelitian sebelumnya.

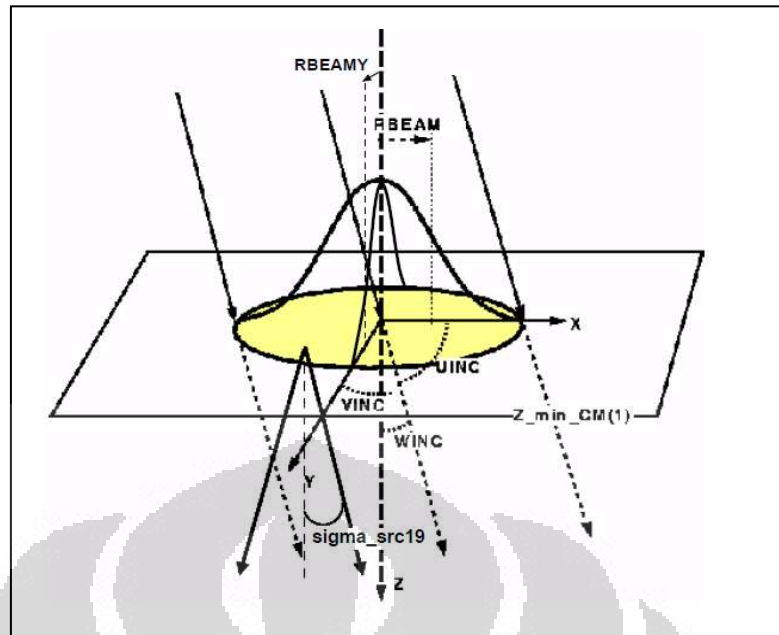
### 3.1.2 Parameter untuk Standar Model

Parameter paling penting dalam simulasi Monte Carlo adalah energi dan intensitas elektron awal. Meskipun dalam *SL Series Linear Accelerator* energi dan intensitas awal 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 sebagai pemandu saja.

Pada studi sebelumnya menyatakan bahwa dalam simulasi Monte Carlo dan perhitungan dosis pasien, harus dilakukan pemilihan parameter awal, sehingga didapatkan *phase space file* yang akurat.<sup>4</sup> Parameter tersebut adalah rata-rata energi awal (*mean energy*) dan distribusi intensitas radial (*radial intensity distribution*). Proses ini merupakan proses yang lama (*very time consuming*) dan dilakukan dengan *trial* dan *error*.

Dalam penelitian ini, penulis menggunakan hasil yang telah didapatkan pada penelitian peneliti sebelumnya sebagai parameter awal dari simulasi Monte Carlo, yaitu dengan energi elektron datang 6.3 MeV, FWHM 1.0 mm serta kedalaman dosis maksimum pada kisaran 1.5 – 1.7 cm.<sup>10</sup> Hasil perhitungan dosis penelitian sebelumnya<sup>[10]</sup> telah dibandingkan dengan hasil dosis pengukuran yang telah dilakukan oleh Haryanto F, *et al* (2002). Selanjutnya dengan parameter awal tersebut, penulis melakukan simulasi Monte Carlo dengan melepaskan filter perata kemudian hasil yang didapat berupa *fluence* terhadap posisi, *fluence energy* terhadap posisi, distribusi spektral, PDD (*percentage dept dose*), dosis profil dan faktor output akan dibandingkan dengan sinar-X perata. Besaran dosimetri yang didapat dari berkas foton tanpa filter perata akan dibandingkan dengan penelitian yang dilakukan oleh Mesbahi A, *et al* (2007) sebagai acuan.

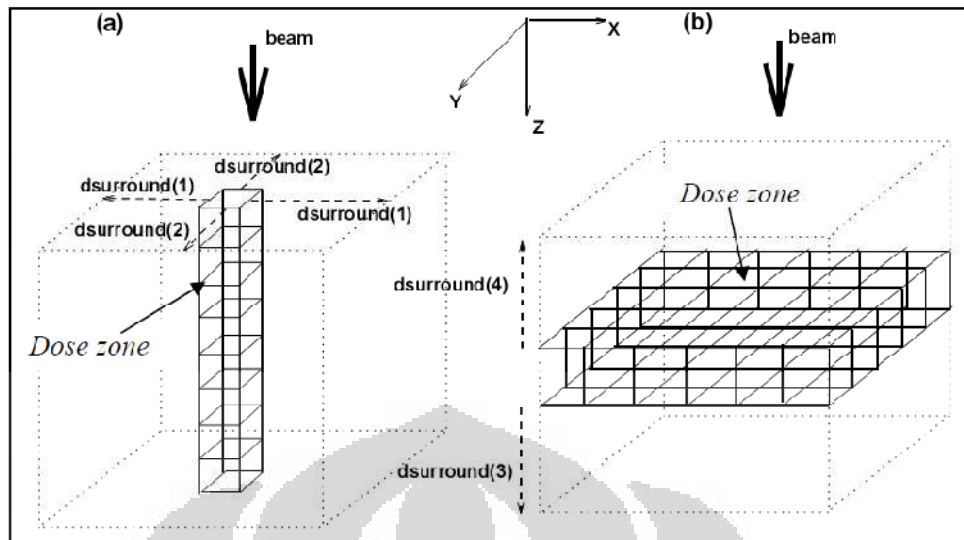
Dalam BEAMnrc sumber radiasi yang digunakan adalah ISOURC = 19 atau *Parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution* dan dipilih sudut datang tegak lurus permukaan fantom.



Gambar 3.3. Sumber partikel menggunakan ISOUC=19 atau *Parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution*<sup>35</sup>

### 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 (H<sub>2</sub>O). Pemilihan air sebagai material fantom adalah karena sebagian besar tubuh manusia terdiri atas cairan sehingga hasil simulasi akan mendekati kondisi riil pasien.



Gambar 3.4. a. untuk penentuan PDD b. Untuk penentuan profil dosis<sup>53</sup>

Fantom disimulasikan menggunakan program DOSXYZnrc. Dalam penelitian ini, fantom yang dibuat mempunyai ukuran sumbu X 40 cm, sumbu Y 40 cm dan sumbu Z 40 cm. Untuk keperluan menghitung PDD, fantom dibagi menjadi voxel (*volume element*) yang kecil-kecil ke arah sumbu Z, sementara untuk menentukan profile, fantom dibagi-bagi menjadi voxel yang kecil-kecil ke arah sumbu X dan Y.

Sumber input dari perhitungan PDD dan profil dosis dengan DOSXYZnrc ini adalah radiasi dari kepala Linac Elekta yang telah disimpan dalam *phase space file*, yang dihasilkan oleh simulasi BEAMnrc

### 3.2.1. Penentuan PDD

Dalam penentuan PDD, daerah dosis (*dose zones*) yang diamati sepanjang sumbu utama berkas radiasi, dalam bentuk lapisan-lapisan (Gambar 3.4.a). *Dose zones* terdiri atas 55 lapisan sepanjang sumbu Z. Lapisan yang pertama sebanyak 30 lapisan, mempunyai ketebalan 0.5 cm dari permukaan fantom. Lapisan yang



ke-dua sebanyak 25 lapisan, mempunyai ketebalan 1.0 cm. Sehingga 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	1.0 cm	1
Y	1.0 cm	1
Z (arah <i>scanning</i> )	0.5 cm	30
	1.0 cm	25

Sementara sumbu X dan Y, masing-masing dibagi menjadi tiga lapisan. *Dose zone* berada di tengah dengan ketebalan 1.0 cm, sementara sisanya berada di kanan dan kirinya dengan ketebalan masing-masing 19.5 cm

### 3.2.2. Penentuan Profil Dosis

Dalam penentuan profil dosis, *dose zone* dibuat tegak lurus dengan sumbu utama berkas, yang berarti searah dengan sumbu X atau sumbu Y dan profil dosis dihitung pada kedalaman 10 cm untuk semua lapangan radiasi (Gambar 3.4.b)

Untuk ukuran lapangan radiasi yang berbeda, memiliki jumlah dan ukuran voxel yang berbeda. Dalam penelitian ini, profil dosis akan ditentukan dengan membagi daerah sepanjang sumbu X menjadi 3 lapisan. Lapisan pertama berada ditengah dengan jumlah voxel yang rapat, dan dua lapisan lain berada di kanan dan kirinya dengan jumlah voxel yang renggang. Ukuran Voxel dan jumlah voxel untuk tiap ukuran lapangan radiasi, ditampilkan pada tabel 3.3 di bawah ini.

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

Ukuran lapangan radiasi (cm <sup>2</sup> )	Sumbu	Ukuran voxel	Jumlah
5x5	Y	2.0 cm	1
	Z	1.0 cm	1
	X (arah scanning)	0.2 cm	30 (di tengah)
10x10		1.0 cm	17 (di kanan), 17 (di kiri)
	Y	2.0 cm	1
	Z	1.0 cm	1
20x20	X (arah scanning)	0.2 cm	60 (di tengah)
		1.0 cm	14 (di kanan), 14 (di kiri)
	Y	2.0 cm	1
40x40	Z	1.0 cm	1
	X (Arah scanning)	0.4 cm	55 (di tengah)
		1.0 cm	9 (di kanan), 9 (di kiri)
40x40	Y	2.0 cm	1
	Z	1.0 cm	1

	X (Arah scanning)	1.0 cm	40 (di tengah)
--	-------------------	--------	----------------

### 3.3 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* pada luas lapangan radiasi  $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Sumbu	Ukuran voxel (cm)	Jumlah
X	3.0	1
Y	3.0	1
Z (arah scanning)	0.2	10

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Dosimetri Berkas Sinar-X 6 MV

Dalam penelitian ini, pertama kali dilakukan simulasi sinar-X 6 MV untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV. Kemudian, simulasi dilakukan kembali dengan parameter awal yang sama tanpa filter perata. Karakteristik dosimetri berupa *fluence*, distribusi spektral dan energi rata-rata dari sinar-X perata dan tanpa perata yang didapatkan lalu dibandingkan.

##### 4.1.1 Perbandingan *Fluence* dan Energi *Fluence*

Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 menunjukkan profil *fluence* dan energi *fluence* untuk luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  dengan SSD 100 cm dengan dan tanpa filter perata. Tampak *fluence* dan energi *fluence* tanpa filter perata relatif lebih tinggi, mencapai 2.56 kali dari *fluence* dan energi *fluence* dengan filter perata. Pada peneliti sebelumnya untuk sinar-X 6 MeV produksi pesawat linac elekta SL-25 diperoleh peningkatan *fluence* 2.35 kali<sup>[25]</sup> dan 2.36 kali<sup>[31]</sup>, sedangkan untuk varian clinac 2100 didapatkan peningkatan *fluence* 1.25 kali.<sup>45</sup>

Tabel 4.1 memperlihatkan rasio perbandingan antara *fluence* sinar-X tanpa perata dengan *fluence* sinar-X perata. Tampak rasio perbandingan *fluence* sinar-X tanpa perata dengan *fluence* sinar-X perata berkurang dari 2.56-1.18 dengan variasi luas lapangan penyinaran dari  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  sampai  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . Penurunan rasio perbandingan ini sesuai dengan hasil peneliti sebelumnya yang mendapatkan pengurangan rasio perbandingan *fluence* sinar-X tanpa perata dengan *fluence* sinar-X perata dari 2.36-1.14 untuk variasi lapangan dari  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  sampai  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ .<sup>25</sup> Rasio perbandingan *fluence* sinar-X tanpa perata dengan *fluence* sinar-X

perata menunjukkan peningkatan *fluence* sinar-X bergantung pada luas lapangan. *Fluence* sinar-X paling besar didapatkan untuk lapangan yang kecil.

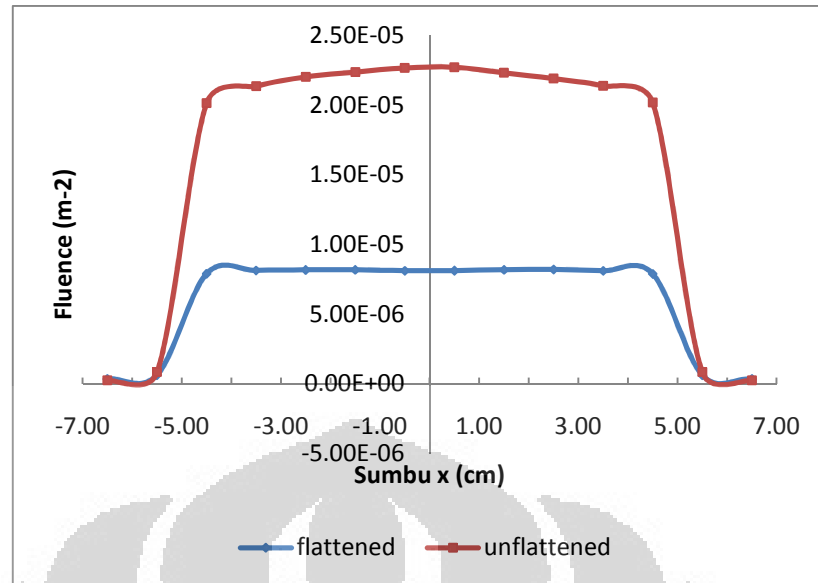
Perbedaan hasil yang didapat antara penulis dengan peneliti sebelumnya,<sup>25</sup> mungkin disebabkan oleh parameter awal dari simulasi. Dalam penelitian ini simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV sebagai parameter awal simulasi,<sup>1</sup> sedangkan pada peneliti sebelumnya menggunakan intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 2 mm dan energi elektron datang 6.2 MeV.<sup>25</sup>

Tabel 4.1. Rasio perbandingan *fluence* sinar-X tanpa perata dengan *fluence* sinar-X perata. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

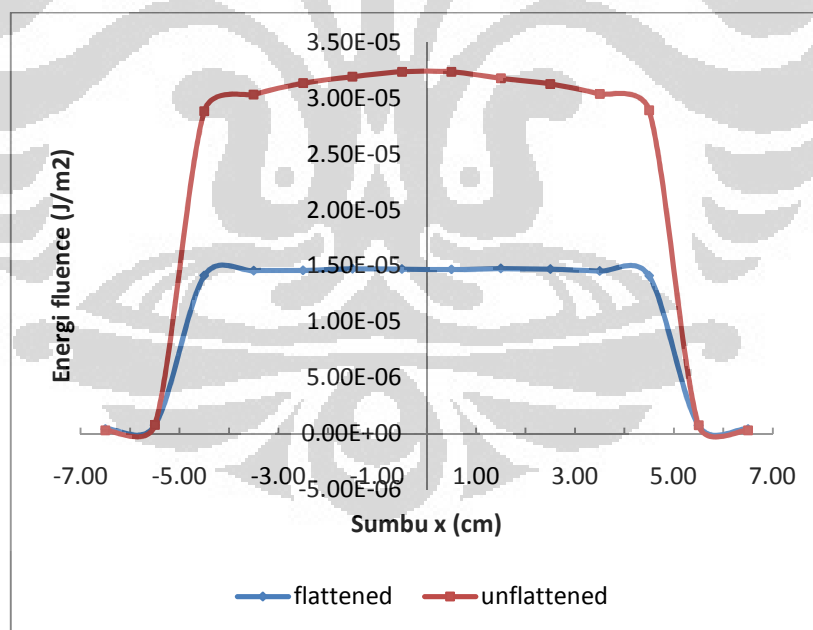
Luas lapangan (cm <sup>2</sup> )	Rasio perbandingan (tanpa perata/perata)	Rasio perbandingan (tanpa perata/perata)*
10x10	2.56	2.36
20x20	1.99	1.81
40x40	1.18	1.14

\* Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 2 mm dan energi elektron datang 6.2 MeV.<sup>25</sup>

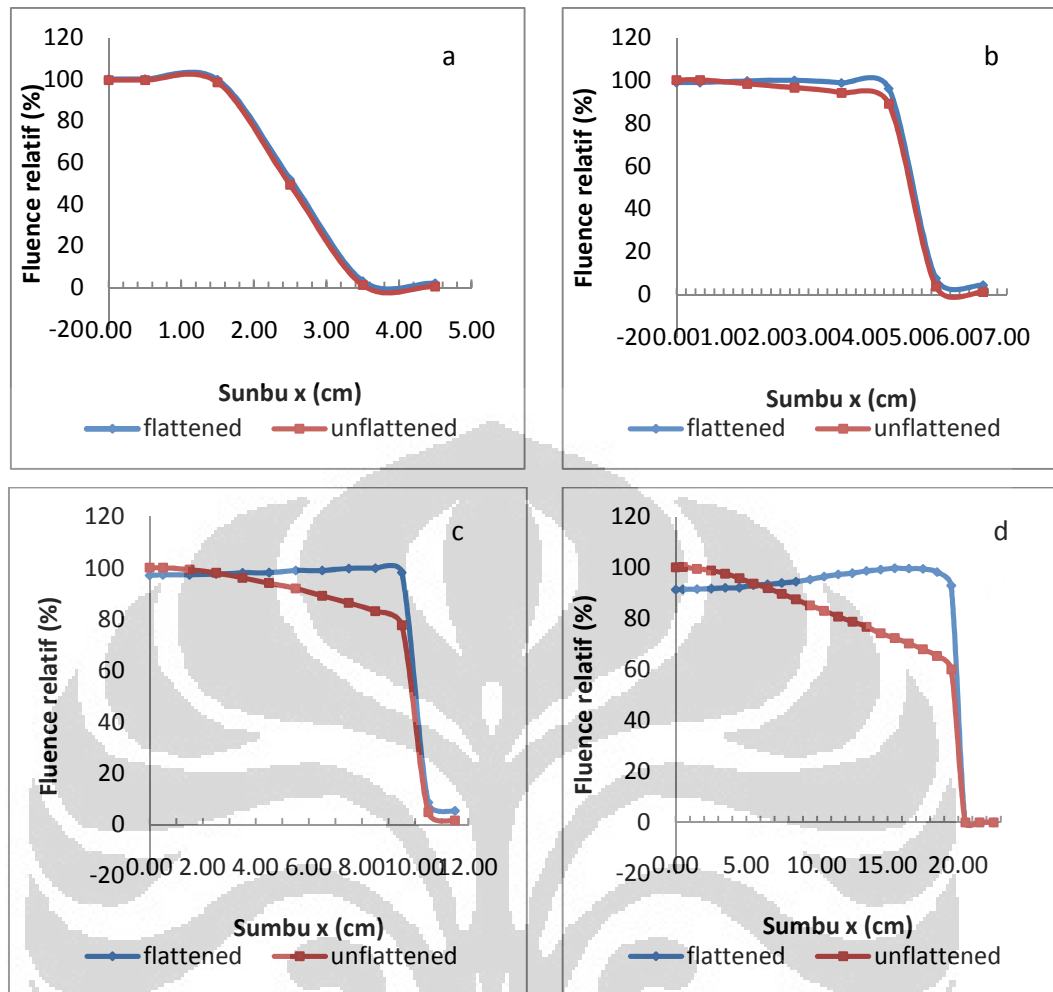
Tampak pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2, *fluence* tanpa filter perata di daerah pusat lapangan relatif lebih tinggi dibandingkan dengan daerah dipinggir lapangan radiasi.



Gambar 4.1. *Fluence* terhadap posisi pada permukaan medium untuk luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.



Gambar 4.2. Energi *fluence* terhadap posisi pada permukaan medium untuk luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.



Gambar 4.3. Perbandingan *fluence* relatif terhadap posisi pada permukaan medium, normalisasi terhadap nilai *fluence* pada sumbu utama. a.  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  b.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  c.  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  d.  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

Bentuk profil *fluence* relatif dari sinar-X perata dan tanpa perata untuk berbagai luas lapangan penyinaran dapat dilihat pada Gambar 4.3. Pada Gambar 4.3, tampak jelas *fluence* sinar-X dengan filter perata relatif lebih konstan terhadap posisi. Perbandingan profil *fluence* relatif dari sinar-X perata dan tanpa perata dipengaruhi oleh luas lapangan penyinaran. Perbedaan *fluence* perata dan tanpa perata semakin nampak untuk lapangan yang besar, dalam penelitian ini dapat dilihat pada lapangan  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  dan  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . Sedangkan untuk luas lapangan penyinaran yang kecil yakni lapangan  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , bentuk profil tidak jauh berbeda.

#### 4.1.2 Energi Rata-Rata Spektrum Sinar-X

Energi rata-rata dari spektrum sinar-X perata dan tanpa perata pada permukaan fantom mempunyai kecenderungan menurun berturut-turut dalam rentang 1.65-1.33 MeV dan 1.32-1.27 MeV untuk luas lapangan dari 5x5 sampai 20x20 cm<sup>2</sup> (Tabel 4.2). Hasil ini sesuai dengan peneliti sebelumnya yang memperoleh energi rata-rata menurun dengan kenaikan luas lapangan.<sup>25, 45</sup> Penurunan energi rata-rata ini akibat dari atenuasi diferensial filter perata. Berkas transmisi pada bagian tengah filter perata memiliki intensitas lebih tinggi. Namun jika luas lapangan penyinaran diperbesar, maka akan semakin banyak sinar-X dengan energi rendah melewati bagian filter perata yang tipis. Sinar-X berenergi rendah inilah yang mengakibatkan energi rata-rata dari spektrum sinar-X mengalami penurunan.

Pada sinar-X tanpa perata, energi rata-rata dari spektrum sinar-X tidak mengalami perubahan yang terlalu besar dengan penambahan luas lapangan penyinaran. Energi rata-rata dari sinar-X tanpa perata hanya mengalami penurunan pada kisaran 1.32 – 1.27 MeV untuk luas lapangan dari 10x10 cm<sup>2</sup> sampai 40x40 cm<sup>2</sup>. Hasil ini sesuai dengan peneliti sebelumnya yang mendapatkan penurunan energi rata-rata dari 1.47-1.42 MeV untuk luas lapangan 10x10 cm<sup>2</sup> sampai 40x40 cm<sup>2</sup>.<sup>25</sup>



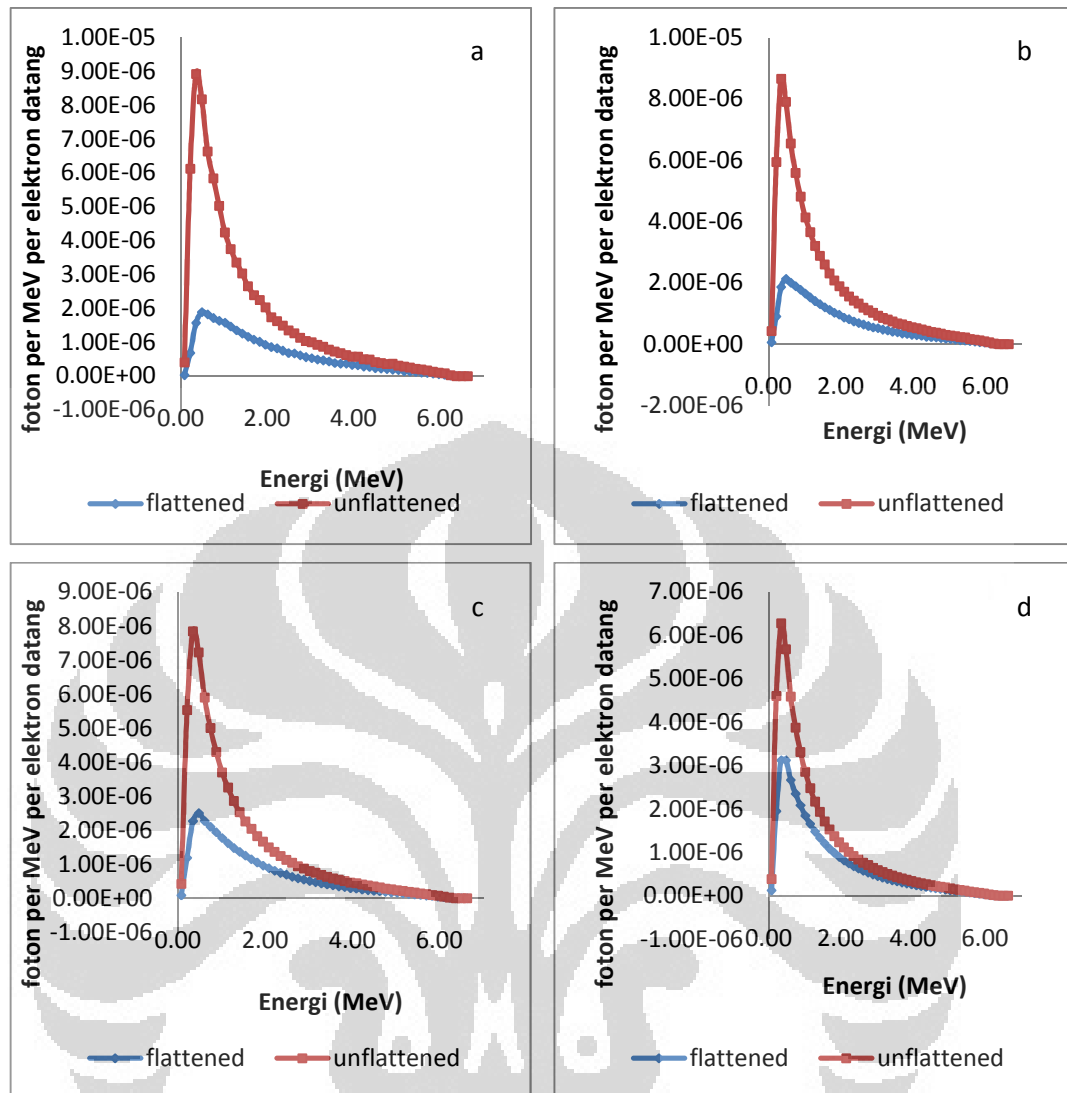
Tabel 4.2. Energi rata-rata dari distribusi spektral sinar-X pada permukaan fantom dengan dan tanpa filter perata. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

Luas lapangan (cm <sup>2</sup> )	Energi rata-rata dengan filter perata (MeV)	Energi rata-rata tanpa filter perata (MeV)	Energi rata-rata tanpa filter perata (MeV)*
10x10	1.49	1.31	1.47
20x20	1.40	1.29	1.44
40x40	1.33	1.27	1.42

\* Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 2 mm dan energi elektron datang 6.2 MeV.<sup>25</sup>

#### 4.1.3 Distribusi Spektral

Hasil simulasi pada Gambar 4.4 dapat dilihat spektra energi sinar-X perata dan tanpa perata. Spektra energi sinar-X perata dan tanpa perata pada tiap variasi lapangan radiasi mempunyai perbedaan. Perbedaan spektra energi cukup besar pada luas lapangan radiasi yang kecil.

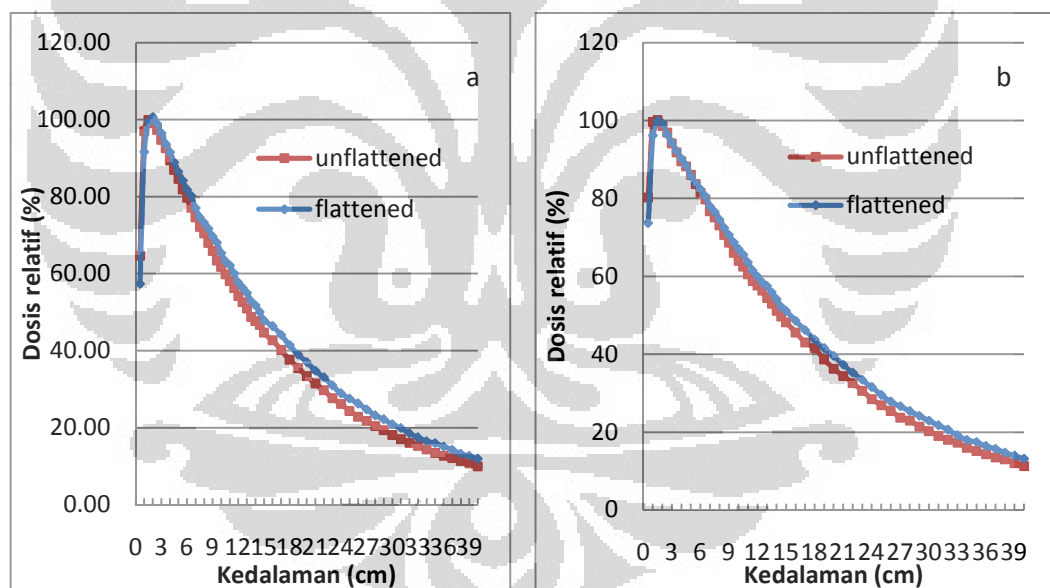


Gambar 4.4. Perbandingan spektral energi sinar-X perata dan tanpa perata untuk variasi lapangan pada permukaan fantom a. 5x5 cm<sup>2</sup> b. 10x10 cm<sup>2</sup> c. 20x20 cm<sup>2</sup> d. 40x40 cm<sup>2</sup>. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

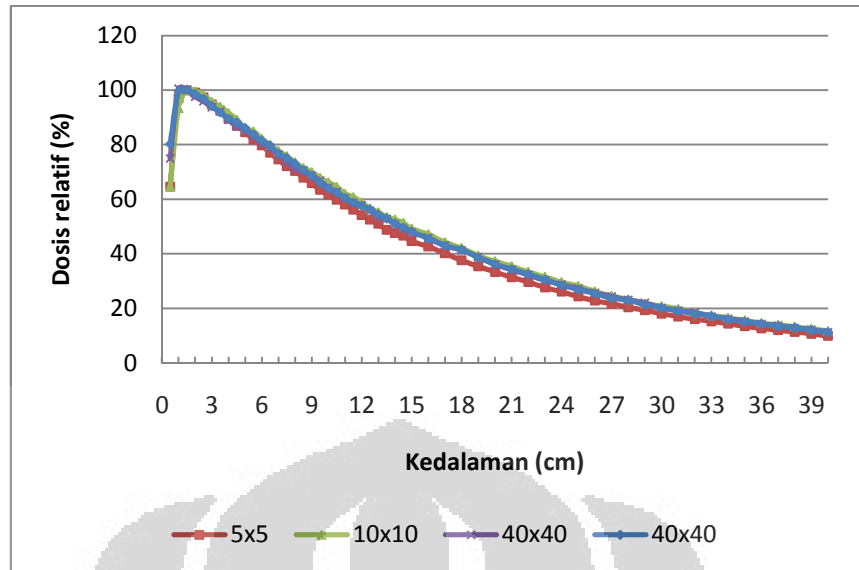
#### 4.2 PDD dan Profil untuk Variasi Ukuran Lapangan Radiasi

Hasil persentase dosis pada kedalaman (PDD) dalam medium air ditampilkan pada Gambar 4.5. Nilai PDD untuk lapangan 5x5 cm<sup>2</sup> dan 40x40 cm<sup>2</sup> setelah kedalaman maksimal relatif sedikit lebih rendah. Sedangkan untuk lapangan 10x10 cm<sup>2</sup> dan 20x20 cm<sup>2</sup> dapat dilihat pada lampiran A. Perbedaan tersebut

dikarenakan berkas sinar-X tanpa perata mempunyai komponen energi rendah relatif lebih tinggi. Kemudian dapat dilihat pada Gambar 4.5, nilai dosis pada daerah *build-up* pada sinar-X tanpa perata meningkat untuk semua lapangan radiasi, hal ini disebabkan kontaminasi elektron yang lebih besar. Akibat yang lain juga tampak pada dosis permukaan. Dosis permukaan pada sinar-X tanpa perata relatif lebih tinggi. Untuk lapangan  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  dosis permukaan sebesar 59.42%, sedangkan untuk lapangan  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  dosis permukaan sebesar 70.13 %. Dosis permukaan untuk variasi luas lapangan dari sinar-X perata dan tanpa perata dapat dilihat pada Tabel 4.3. Untuk melihat lebih jelas pengaruh lapangan pada PDD berkas tanpa perata dapat dilihat pada Gambar 4.6. Meskipun tampak PDD tidak dipengaruhi luas lapangan terutama untuk lapangan yang lebih tinggi dari  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .



Gambar 4.5. Perbandingan PDD pada sinar-X perata dan tanpa perata dengan variasi luas lapangan radiasi a.  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  b.  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV



Gambar 4.6 Grafik PDD dengan variasi ukuran lapangan radiasi dari sinar-X tanpa perata. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

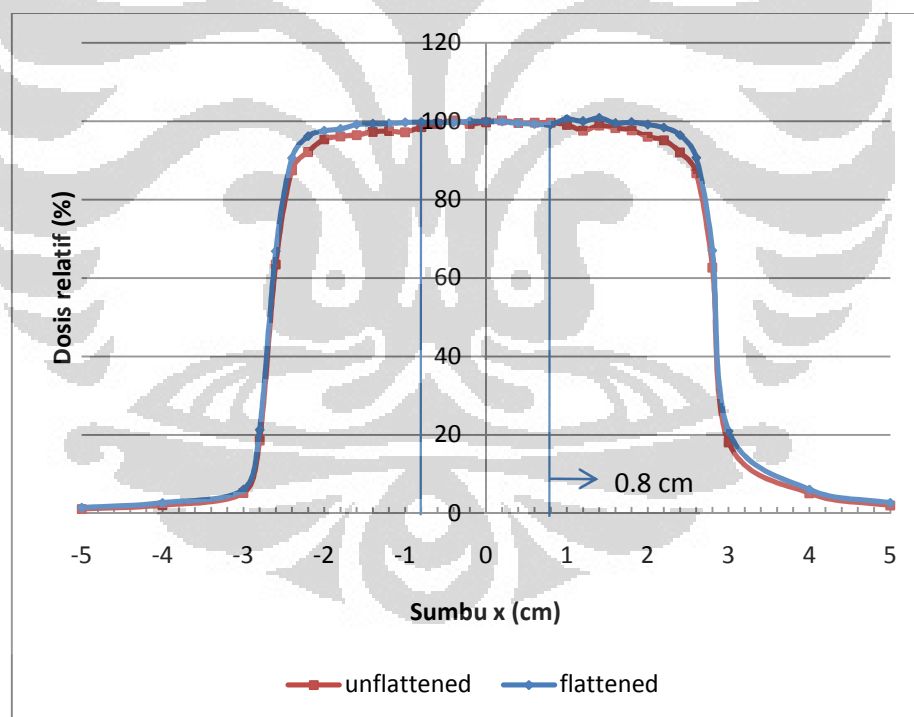
Tabel 4.3. PDD pada permukaan fantom untuk variasi lapangan dari berkas foton perata dan tanpa perata. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

Luas lapangan (cm <sup>2</sup> )	PDD foton perata (%)	PDD simulasi foton tanpa perata (%)	PDD simulasi foton tanpa perata (%)*
5x5	39.3	59.42	59.0
10x10	43.1	64.60	64.4
20x20	48.3	68.67	67.9
40x40	49.5	70.13	69.8

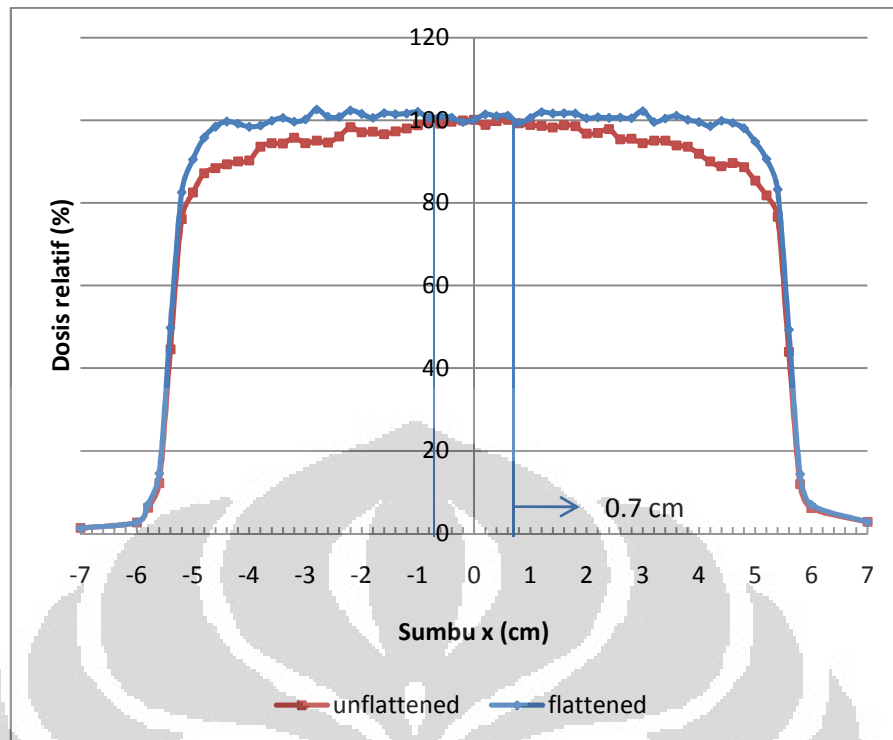
\* Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 2 mm dan energi elektron datang 6.2.<sup>25</sup>

Profil dosis sinar-X perata dan tanpa perata untuk ukuran lapangan 5x5 cm<sup>2</sup> dan 10x10 cm<sup>2</sup> pada kedalaman 10 cm ditampilkan pada Gambar 4.7 dan Gambar 4.8. Profile dosis keduanya tampak berbeda, terutama pada daerah dipinggir lapangan radiasi. Perbedaan keduanya semakin besar dengan kenaikan lapangan

radiasi. Perbedaan kedua berkas untuk lapangan  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  dimulai pada jarak 0.8 cm dari sumbu utama, sedangkan untuk lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  kedua berkas tampak berbeda setelah 0.7 cm dari sumbu utama. Perbedaan kedua berkas lebih awal untuk lapangan yang lebih luas, hal disebabkan semakin besar lapangan radiasi semakin banyak sinar-X berenergi rendah yang dilewatkan. Pada lapangan  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  perbedaan kedua berkas tidak terlalu besar yaitu sekitar 1.92 %. Sedangkan pada lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  perbedaan kedua berkas mencapai 5.11 %. Ini menunjukkan sinar-X tanpa perata mungkin dapat digunakan untuk tehnik radioterapi yang menggunakan lapangan radiasi yang kecil. Hasil yang sama diperoleh pada peneliti sebelumnya dimana profil sinar-X perata dan tanpa perata untuk luas lapangan radiasi  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  memiliki profil yang sama, dan perbedaan profil semakin meningkat dengan bertambahnya luas lapangan.<sup>20, 25, 51</sup>



Gambar 4.7. Perbandingan profil dosis untuk sinar-X perata dan tanpa perata pada kedalaman 10 cm untuk luas lapangan  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.



Gambar 4.8. Perbandingan profil dosis untuk sinar-X perata dan tanpa perata pada kedalaman 10 cm untuk luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

### 4.3. Pembahasan

Penggunaan Elekta sebagai pesawat radioterapi telah digunakan di beberapa rumah sakit di Indonesia. Sejauh ini belum diketahui secara pasti berapa energi yang sebenarnya, padahal dengan energi yang berbeda akan memberikan karakteristik dosimetri yang berbeda pula. Untuk itu diperlukan studi lebih banyak lagi mengenai karakteristik dosimetri dari berkas keluaran elekta terutama secara simulasi, karena dengan simulasi yang mendekati hasil pengukuran, pengukuran secara langsung dapat dihindari sehingga dapat memperpanjang umur elekta.

Pada penelitian ini simulasi sinar-X perata dilakukan dengan menggunakan model yang dibuat oleh Anam C (2010), yaitu dengan parameter awal radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV. Model ini dipilih karena paling mendekati hasil pengukuran yang telah dilakukan

oleh Haryanto F, *et all* (2002). Dari model tersebut, selanjutnya simulasi dilakukan dengan terlebih dahulu melepaskan filter perata.

Pada penelitian ini simulasi dilakukan menggunakan fantom berukuran  $40\text{ cm}^3$  yang lebih mencukupi ukuran pasien rata-rata, dengan harapan volume radiasi dalam pasien tidak melebihi ukuran fantom. Untuk menghitung PDD dan profil dosis dipilih ukuran voxel yang bervariasi, untuk lebih lengkapnya dapat dilihat pada Tabel 3.2 dan Tabel 3.3. Pada perhitungan profil dosis untuk lapangan  $10 \times 10\text{ cm}^2$  ukuran voxel dari sumbu utama sampai dengan 5.5 cm di kanan dan kiri sumbu utama menggunakan ukuran voxel yang kecil, sehingga akan diperoleh ketepatan simulasi pada tengah berkas lebih akurat. Hal yang sama berlaku juga untuk luas lapangan yang lain. Sedangkan untuk sisa ukuran fantom menggunakan ukuran voxel yang besar, hal ini dilakukan untuk mengurangi waktu simulasi.

Berkas radiasi tanpa perata sejauh ini tidak digunakan dalam klinis. Penelitian ini bertujuan untuk memperoleh informasi berbagai parameter berkas radiasi tanpa perata. Diperkirakan pada penggunaan teknik IMRT berkas tanpa perata akan memberikan keuntungan terutama pada intensitas output berkas yang dalam penelitian ini mencapai lebih dari dua kali lipat dari intensitas output berkas perata. Sehingga penggunaan berkas tanpa perata dalam IMRT dapat mengurangi waktu penyinaran. Peningkatan intensitas output berkas ini juga didapatkan pada peneliti sebelumnya.<sup>25, 31, 45</sup>

Nilai PDD sinar-X tanpa perata relatif lebih rendah setelah kedalaman maksimal dibandingkan sinar-X perata, hal ini dapat disebabkan pada berkas tanpa perata komponen sinar-X energi rendah yang ditransmisikan akan lebih tinggi dibandingkan pada berkas perata. Komponen sinar-X energi rendah ini dapat dilihat pada spektrum energi sinar-X tanpa perata yang lebih *softer* untuk semua lapangan radiasi. Selain itu, nilai profil dosis tidak jauh berbeda untuk lapangan yang kecil. Perbedaan profil dosis pada kedua berkas semakin besar dengan meningkatnya luas lapangan. Pada penelitian ini didapatkan lebar penumbra kedua berkas tidak terlalu berbeda. Sedangkan peneliti lain menyebutkan penumbra sinar-X tanpa perata lebih kecil dibandingkan dengan

sinar-X perata.<sup>25, 31, 50, 51</sup> Perbedaan ini mungkin disebabkan karena perbedaan ukuran voxel yang digunakan. Pada penelitian ini seperti yang disebutkan sebelumnya, ukuran voxel yang kecil dipilih sesuai lebar lapangan radiasi, sedangkan sisa lebar fantom menggunakan voxel dengan ukuran yang besar. Sehingga, pada daerah penumbra ketelitian simulasi tidak baik.

Namun demikian sinar-X tanpa perata juga mengandung berbagai sifat yang tidak menguntungkan dalam radioterapi. Yang pertama, yaitu meningkatnya kontaminasi elektron yang menyebabkan dosis pada daerah *build-up* dan dosis pada permukaan fantom lebih tinggi dibandingkan dengan berkas perata. Kontaminasi elektron tentu saja ada pada kedua berkas. Pada berkas perata, filter perata dapat berfungsi sebagai penghambat kontaminasi elektron yang berasal dari target dan kolimator primer. Namun, interaksi sinar-X dengan filter perata dan kolimator sekunder akan menghasilkan kontaminasi elektron berikutnya. Walaupun demikian, dapat dipahami intensitas filter perata dan kolimator sekunder dalam menghasilkan kontaminasi elektron relatif lebih rendah dari pada kontaminasi elektron yang dihasilkan pada target dan kolimator primer.

Kerugian yang kedua dapat dilihat dari potensi efek *skin sparring*. Efek *skin sparring* pada sinar-X tanpa perata relatif jauh lebih rendah. Persentase dosis permukaan terhadap dosis maksimal pada berkas tanpa perata untuk lapangan  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  mencapai 70%, padahal untuk berkas perata pada lapangan yang sama mencapai 50%. Hal ini menunjukkan, apabila dalam radioterapi menggunakan sinar-X tanpa perata dosis kulit pada pasien cukup tinggi, sehingga keuntungan penggunaan linac yang salah satunya melindungi kulit pasien tidak tercapai.



## BAB 5

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

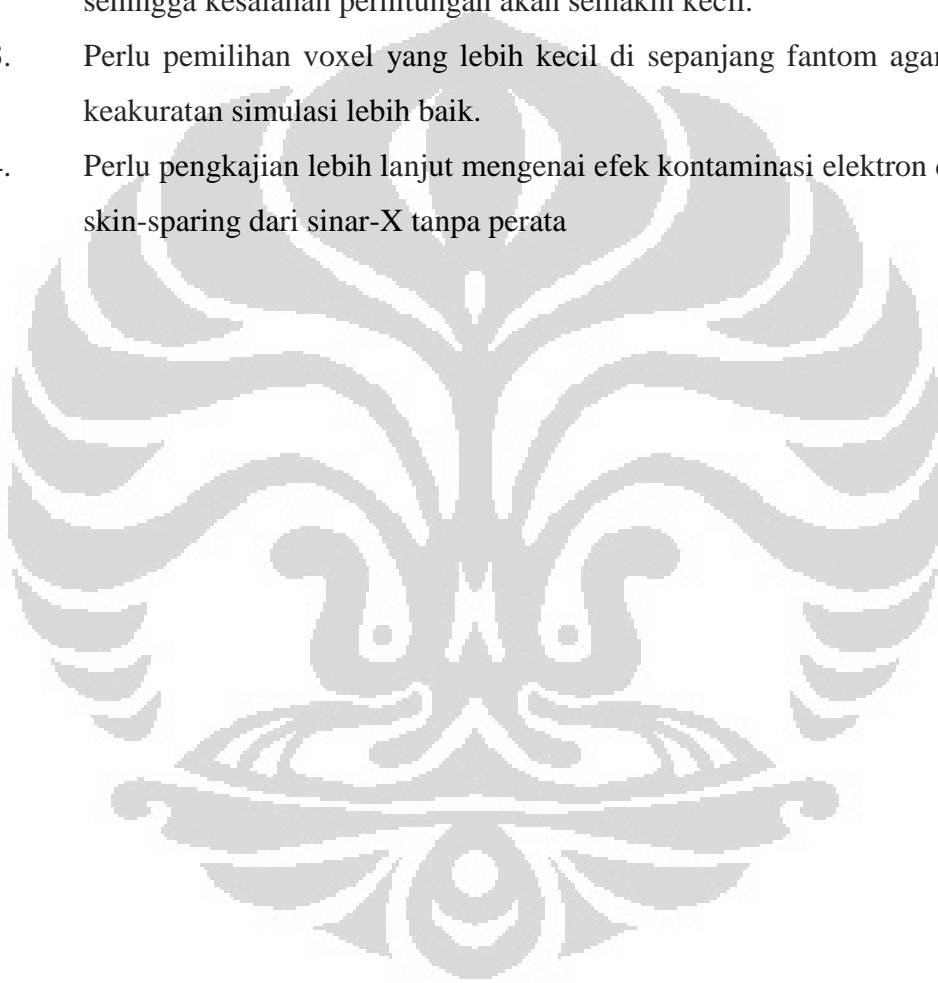
Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Ketika filter perata dilepaskan *fluence* sinar-X meningkat sekitar dua kali lipat. Serta rasio *fluence* sinar-X tanpa perata dengan perata semakin kecil dengan bertambahnya luas lapangan radiasi. Energi rata-rata dari sinar-X tanpa perata tidak mengalami perubahan yang berarti terhadap variasi luas lapangan.
2. Bentuk kurva PDD pada sinar-X tanpa perata lebih rendah dikarenakan komponen sinar-X energi rendah lebih besar pada berkas tanpa perata.
3. Dosis pada daerah *build-up* untuk sinar-X tanpa perata lebih besar dibandingkan dengan sinar-X perata, hal ini dikarenakan kontaminasi elektron meningkat, sehingga dosis pada daerah *build-up* meningkat untuk semua lapangan radiasi.
4. Dosis permukaan pada sinar-X tanpa perata relatif lebih tinggi mencapai 59.42 % untuk lapangan 5x5 cm<sup>2</sup> dan 70 % untuk lapangan 40x40 cm<sup>2</sup>.
5. Profil dosis dari kedua berkas tidak terlalu berbeda pada lapangan yang kecil. Serta profil dosis kedua berkas mempunyai daerah penumbra yang sama. Sehingga dapat diperkirakan berkas tanpa perata dapat digunakan untuk tehnik radioterapi yang menggunakan lapangan radiasi yang kecil.
6. Dengan simulasi Monte Carlo perhitungan karakteristik dosimetri memiliki kecocokan dengan penelitian sebelumnya.<sup>25, 31, 45, 46, 50, 51</sup> Peningkatan intensitas output berkas tanpa perata diperkirakan dapat diterapkan pada tehnik IMRT, karena akan mempersingkat waktu penyinaran. Namun akibat penggunaan berkas tanpa perata efek *skin sparring* pada kulit pasien relatif jauh lebih rendah.

## 5.2. Saran

Dari keterbatasan penulis dalam membahas studi Monte Carlo dari sinar-X tanpa perata, 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 dengan jumlah elektron awal yang jauh lebih besar, sehingga kesalahan perhitungan akan semakin kecil.
3. Perlu pemilihan voxel yang lebih kecil di sepanjang fantom agar tingkat keakuratan simulasi lebih baik.
4. Perlu pengkajian lebih lanjut mengenai efek kontaminasi elektron dan efek skin-sparing dari sinar-X tanpa perata



## DAFTAR REFERENSI

1. Ahnesjo A. and Aspradakis M. M. (1999). *Dose Calculations for External Photon Beams in Radiotherapy*, Phys. Med. Biol.44
2. Akhadi M. (2000). *Dasar-dasar Proteksi Radiasi*, Jakarta: Rineka Cipta
3. 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.
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.
5. Butdee C. (Januari 2008), *Modeling of 10 MV Photon Beam From Medical Linear Accelerator Using Monte Carlo Simulation*, Mahidol University Thesis.
6. Bielajew A. F., *Lecture Notes: Photon Monte Carlo Simulation*, National Research Council of Canada, report PIRS-0393
7. B. Podgorsak, pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.
8. 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.
9. Bayouth J, Pennington E, Buatti J. High dose rate mode linear accelerator based stereotactic radiosurgery and image guided radiation therapy. *Med Phys* 2006;33:2249.
10. Briesmeister JF. MCNP—A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C. Report LA-13709-M. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory; 2000.
10. Choirul A. (2010). *Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron pada Berkas Sinar X 6 MV Produksi Pesawat Linac Elekta SL-15*, Universitas Indonesia, Tesis.

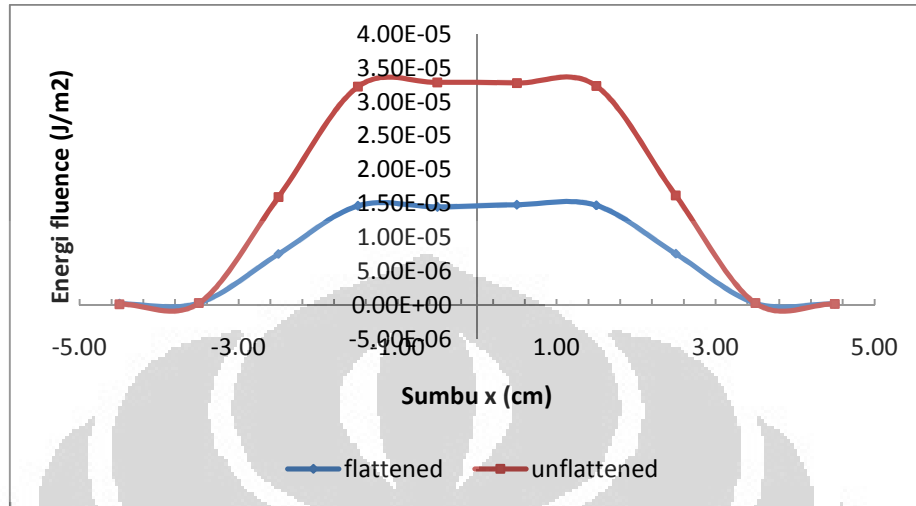
11. DeMarco J. J., Chetty I. J., and Solberg T. D. (2002). *A Monte Carlo Tutorial and The Application for Radiotherapy Treatment Planning*, Medical Dosimetry, Vol. 27, No.1, pp. 43–50.
12. Ding G. X. (2002). *Energy Spectra, Angular Spread, Fluence Profiles and Dose Distributions of 6 and 18 MV Photon Beams: Results of Monte Carlo Simulations for a Varian 2100 EX Accelerator*, Phys. Med. Biol. 47:1025–46
13. 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
14. 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
15. Fu W, Dai J, Hu Y, Han D, Song Y. Delivery time comparison for intensity-modulated radiation therapy with/without flattening filter: a planning study. Phys Med Biol 2004;49: 1535–47.
16. Greene D. and Williams P. C. (1997). *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. Bristol: Medical Science Series, institute of Physics Publishing.
17. 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. 47:N133–N143
18. Johns H. E. and Cunningham J. R. (1983). *The Physics of Radiology*. Illinois, USA: Charles C Thomas Publisher, Springfield.
19. Jenkins, W. R. Nelson, A. Rindi, A. E. Nahum, and D. W. O. Rogers, pages 21 – 56. New York: Plenum Press.
20. Jeraj R, Mackie TR, Balog J, Olivera G, Pearson D, Kapatoes J, et al. Radiation characteristics of helical tomotherapy. Med Phys 2004;31:396–404.
21. 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.

22. 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..
23. 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 Standard Measured Data Set*, Med Phys 30: 574-82.
24. 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.
25. Mesbahi A, Mehnati P, Keshtkar A, Farojollahi. Dosimetric Properties of a flattening filter-free 6-MV Photon Beam: Monte Carlo Study. Radiat Med 2007, 25;315-324.
26. Metcalfe P., Kron T., Hoban P. (2007). *The Physics of Radiotherapy X-Rays and Electrons*. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.
27. Mesbahi A, Reilly A, Thwaites D. Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian CL 2100EX linear accelerator. Appl Radiat Isot 2006;64:656-62.
28. Mesbahi A, Fix M, Allahverdi M, Grein E, Garaati H. Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements. Appl Radiat Isot 2005;62:469-77.
29. 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.
30. O'Brien PF, Gillies BA, Schwartz M, Young C, Davey P. Radiosurgery with unflattened 6-MV photon beams Med Phys 1991;18:519-21.
31. Pearson D, Parsai E, Fledmeier J. Evaluation of dosimetric properties of 6 and 10 MV photon beams from a linear accelerator with no flattening filter. Med Phys 2006;33:2099.
32. Podgorsak E. B. (2005). *External Photon Beams: Physical Aspects*, in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*,

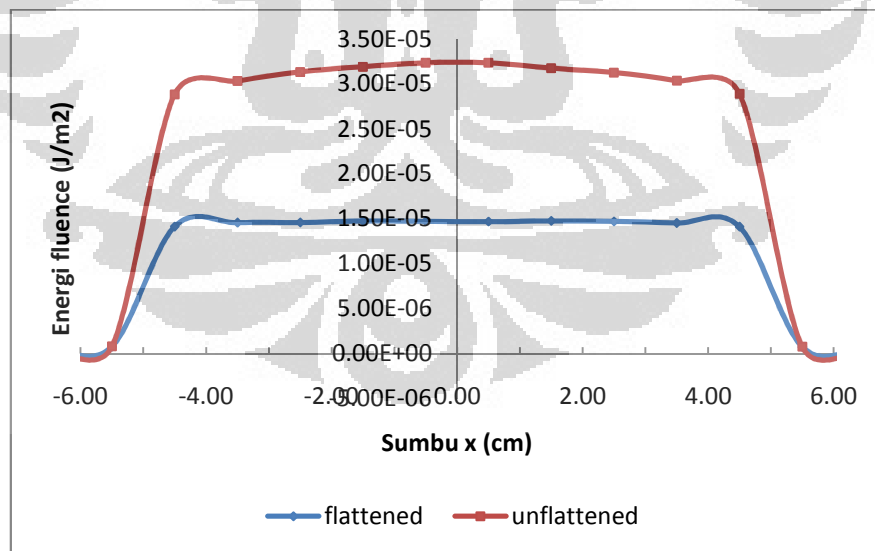
- edited by E. B. Podgorsak, pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.
33. Podgorsak E. B. (2005). *Treatment Machines for External Beam Radiotherapy*, in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, edited by Podgorsak E. B., pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA.
  34. Ponisch F, Titt U, Vassiliev ON, Stephen FK, Mohan R. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator. *Med Phys* 2006;33:1738–46.
  35. 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.
  36. 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.
  37. Saprangsi W. (April 2006). *An Estimation of Relative Output Factors of 6-MV Photon Beam Using Monte Carlo Simulation*, Mahidol University, Thesis.
  38. Saw, C. B. (2004). *Foundation of Radiological Physics*. Nebraska: C.B Saw Publishing.
  39. Sego Z. (2006). *Multiple-source Models for the Beams from an Elekta SL25 Clinical Accelerator*, Carleton University Thesis, Ottawa, Canada.
  40. 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.
  41. 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.* 27:2256–66
  42. Sixel K. E., and Podgorsak E. B. (1994). *Buildup Region and Depth of Dose Maximum of Megavoltage X-Ray Beams*, *Med. Phys.* 21:411–6

43. Susworo, R. (2007). *Radioterapi: Dasar-dasar Radioterapi, Tata Laksana Radioterapi penyakit kanker*. Jakarta: UI-Press.
44. 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.
45. Titt U, Vassiliev ON, Ponisch F, Dong L, Liu H., Mohan R. A flattening filter free photon treatment concept evaluation with Monte Carlo. *Med Phys* 2006; 33:1595–602.
46. Titt U, Vassiliev ON, Poenisch F, Kry SF, Mohan R, Gillin M. Flattening filter free IMRT: first experimental results *Med Phys* 2005;32:2146.
47. VanDyk J. (2005). “Radiation Oncology Overview.” *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologist*. Ed. Van Dyk J. Wisconsin: Medical Physics, 1-18.
48. Vander Zee W. and Welleweerd J. (1999). *Calculating Photon Beam Characteristics with Monte Carlo Techniques*, *Med. Phys.* 26:1883–92
49. Verhaegen F. and Seuntjens J. (2003). *Monte Carlo Modeling of External Radiotherapy Photon Beams*, *Phys. Med. Biol.* 48. R107–R164
50. Vassiliev ON, Titt U, Kry SF, Pönisch F, Gillin M, Mohan R. Monte Carlo study of photon fields from a flattening filter-free clinical accelerator. *Med Phys* 2006;33:8207.
51. Vassiliev ON, Titt U, Kry SF, Poenisch F, Gillin M, Mohan R. Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator. *Phys Med Biol* 2006;51: 1907–17.
52. 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.
53. Walters B. R. B. and Rogers D.W.O. (2002). *DOSXYZnrc Users Manual, Technical Report PIRS-794*. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.

## LAMPIRAN A

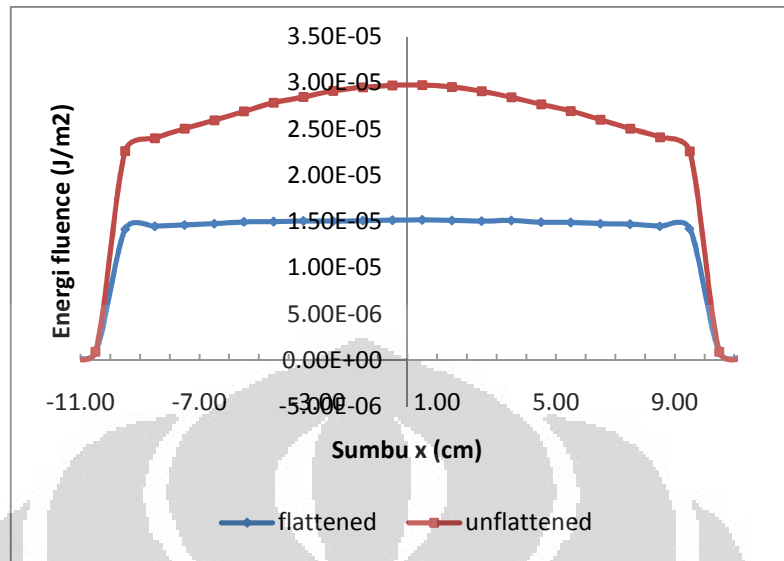


Grafik energi *fluence* dari berkas foton *flattened* dan *unflattened* pada luas lapangan radiasi  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

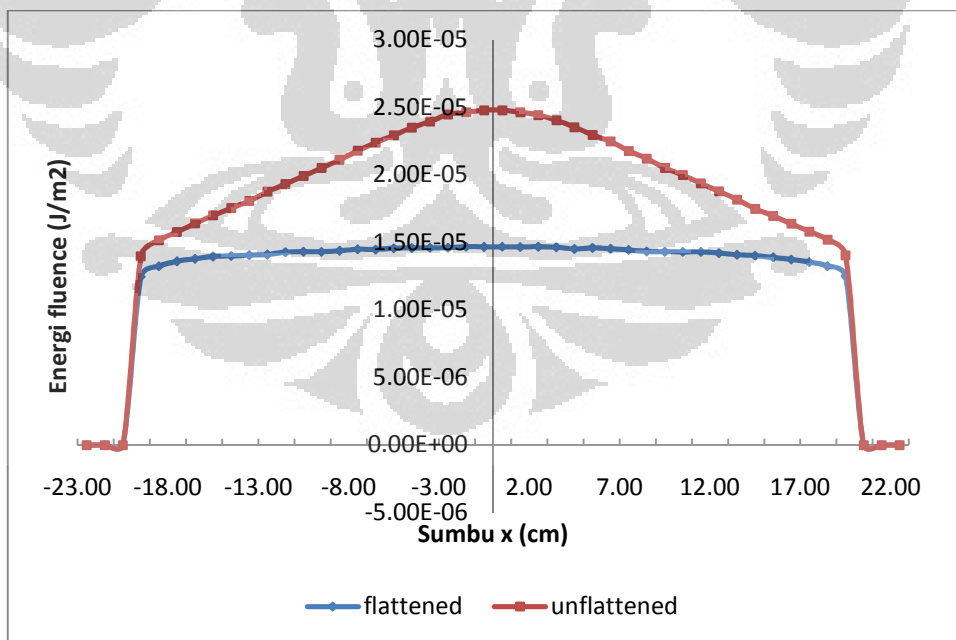


Grafik energi *fluence* dari berkas foton *flattened* dan *unflattened* pada luas lapangan radiasi  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

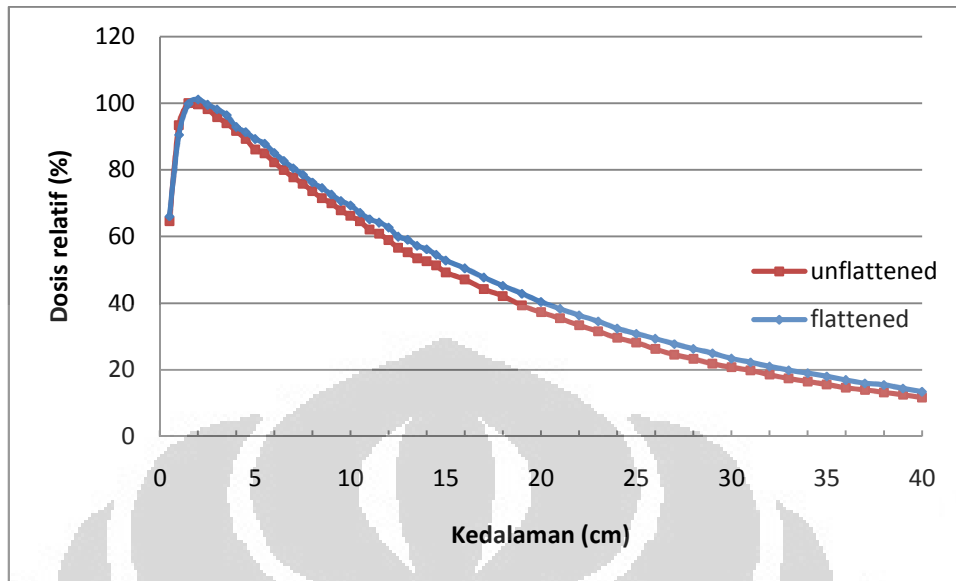




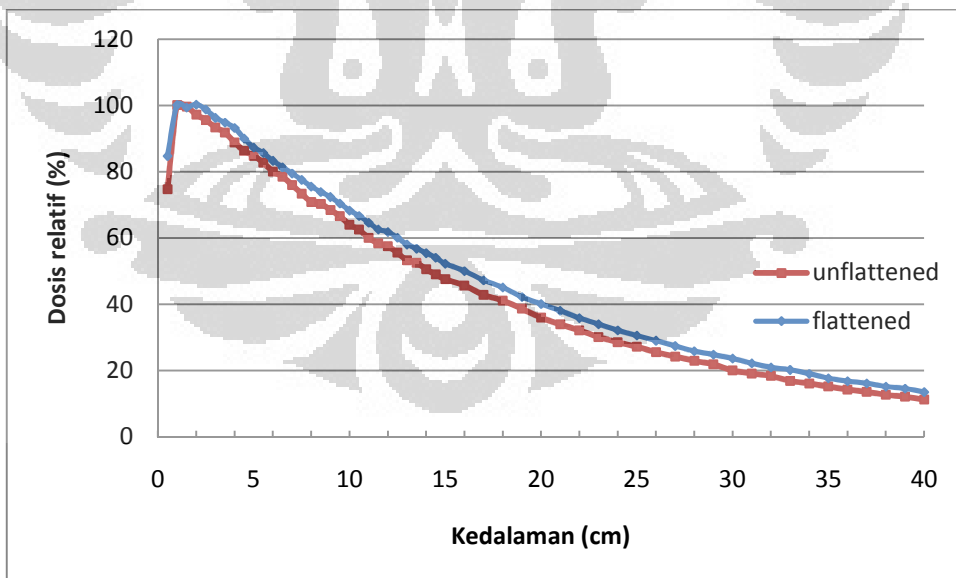
Grafik energi *fluence* dari berkas foton *flattened* dan *unflattened* pada luas lapangan radiasi 20x20 cm<sup>2</sup>. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV.



Grafik energi *fluence* dari berkas foton *flattened* dan *unflattened* pada luas lapangan radiasi 40x40 cm<sup>2</sup>. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm, energi elektron datang 6.3 MeV.



Perbandingan PDD pada sinar-X *flattened* dan *unflattened* untuk luas lapangan radiasi 10x10 cm<sup>2</sup>. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.



Perbandingan PDD pada sinar-X *flattened* dan *unflattened* untuk luas lapangan radiasi 20x20 cm<sup>2</sup>. Simulasi dilakukan untuk intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 0.1 mm dan energi elektron datang 6.3 MeV.

## LAMPIRAN B

tesis,simulasi foton 6Mev,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)

15:51:00 Feb 28 2011

\*\*\*\*\*  
\*\*\*\*\*

```

**                                     **
**      BEAMnrc                        **
**                                     **
** 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 300000000      To analyze 20000000
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/ 7
SCORING PLANES: # CM #
-----
1 7
Phase space files will be output at EVERY scoring plane
Range rejection switch ON
Range rejection in 49 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 AIR521IC Aluminac MYLAR521  
AL521ICR

0.010	0.000	0.000	0.000	0.026	0.000	0.000	0.000
0.015	0.000	0.000	0.000	0.275	0.000	0.000	0.000
0.020	0.000	0.000	0.000	0.598	0.000	0.000	0.000
0.040	0.000	0.000	0.000	2.600	0.001	0.002	0.001
0.060	0.001	0.001	0.001	5.617	0.002	0.005	0.003
0.100	0.003	0.002	0.002	14.202	0.005	0.012	0.007
0.150	0.005	0.004	0.003	28.787	0.010	0.024	0.015
0.200	0.009	0.006	0.005	46.701	0.017	0.039	0.024
0.400	0.026	0.017	0.016	139.455	0.049	0.115	0.072
0.600	0.046	0.031	0.028	250.603	0.089	0.208	0.129
1.000	0.092	0.060	0.055	494.334	0.176	0.412	0.255
1.500	0.151	0.097	0.090	811.390	0.292	0.681	0.420
2.000	0.211	0.134	0.126	1129.992	0.411	0.956	0.586
4.000	0.451	0.279	0.265	2376.766	0.888	2.063	1.249
6.000	0.688	0.419	0.400	3576.506	1.362	3.167	1.904

Discard all electrons below K.E.: 2.000 MeV

if too far from closest boundary

Maximum cputime allowed 3.00 (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 7 Materials used

```

*****
*****

```

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

```

*****
*****

```

SOURCE PARAMETERS

```

INITIAL PARTICLES are Electrons
PARALLEL BEAM ON FRONT FACE at Z= 0.0000 cm
Beam radius= 0.0010 cm
X,Y,Z DIRECTION COSINES = ( 0.00000 0.00000 1.00000)

KINETIC ENERGY OF SOURCE = 6.000 MeV

```

REGION and RANGE REJECTION SUMMARY:

```

*****

```

Total number of regions, including region 1 which surrounds the geometry: 50

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 Vacuum				
2	1	1 target	1	2 Target	0.521	0.000	2.000	DNEAR
3	2	1 target	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	tgblock	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	monitor	4	4	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR
11	2	4	monitor	4	4	7	AL521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
12	3	4	monitor	4	4	7	AL521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
13	4	4	monitor	4	4	7	AL521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
14	5	4	monitor	4	4	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR
15	6	4	monitor	4	4	5	Aluminace	0.521	0.000	2.000	DNEAR
16	7	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
17	8	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
18	9	4	monitor	4	4	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR
19	10	4	monitor	4	4	7	AL521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
20	11	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
21	12	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
22	13	4	monitor	4	4	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR
23	14	4	monitor	4	4	5	Aluminace	0.521	0.000	2.000	DNEAR
24	15	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
25	16	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
26	17	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
27	18	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
28	19	4	monitor	4	4	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR
29	20	4	monitor	4	4	5	Aluminace	0.521	0.000	2.000	DNEAR
30	21	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
31	22	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
32	23	4	monitor	4	4	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR
33	24	4	monitor	5	5	7	AL521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
34	25	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
35	26	4	monitor	4	4	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
36	27	4	monitor	4	4	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR
37	28	4	monitor	4	4	5	Aluminace	0.521	0.000	2.000	DNEAR
38	29	4	monitor	0	23	0	Vacuum	0.521	0.000	2.000	DNEAR
39	1	5	cermin	5	5	6	MYLAR521I	0.521	0.000	2.000	DNEAR
40	2	5	cermin	5	5	7	AL521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
41	3	5	cermin	23	23	0	Vacuum	0.521	0.000	2.000	DNEAR
42	4	5	cermin	23	23	0	Vacuum	0.521	0.000	2.000	DNEAR
43	5	5	cermin	0	23	0	Vacuum	0.521	0.000	2.000	DNEAR
44	1	6	jaw	23	23	0	Vacuum	0.521	0.000	2.000	DNEAR
45	2	6	jaw	6	6	3	W521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
46	3	6	jaw	6	6	3	W521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
47	4	6	jaw	23	23	0	Vacuum	0.521	0.000	2.000	DNEAR
48	5	6	jaw	6	6	3	W521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
49	6	6	jaw	6	6	3	W521ICRU	0.521	0.000	2.000	DNEAR
50	1	7	udara	23	7	4	AIR521ICR	0.521	0.000	2.000	DNEAR

Component Module summary:

\*\*\*\*\*

There are 7 Component Modules.

COMPONENT MODULE	FIRST	BOUNDARY	DISTANCE FROM					
AIR	SCORING	REGION (1=cyl,2=sq)	REFERENCE PLANE	GAP	PLANE			
#	TYPE	IDENTIFIERFLAG	(cm)	(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	CHAMBER	monitor	10	1	5.000	11.610	5.290	0
5	MIRROR	cermin	39	2	7.800	17.827	0.173	0
6	JAWS	jaw	44	2	15.000	27.240	0.000	0
7	SLABS	udara	50	2	20.000	49.300	0.000	1

-----  
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	thickness	top radius	bottom radius
#	face	(cm)	(cm)	(cm)
1	0.000	0.100	0.275	0.275

target region parameters:

-----  
local layer location electron photon range-rejection dose bit medium  
region cutoff cutoff level max zone set  
(MeV) (MeV) (MeV) (MeV)  
1 1 inside 0.521 0.010 0.521 2.000 1 1 Target  
2 1 outside 0.521 0.010 0.521 2.000 1 1 CU521ICRU  
3 1 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 region	slab #	location	electron cutoff (MeV)	photon cutoff (MeV)	range-rejection level (MeV)	dose max	bit zone	medium set
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: primary 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 (cm)
airgap	1.110	0.400	5.000	5.000
1	1.510	10.100	0.650	3.150

kolimatr region parameters:

---

local region	layer #	location	electron cutoff (MeV)	photon cutoff (MeV)	range-rejection level (MeV)	dose max	bit zone	medium set
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
4 NA airgap 0.521 0.010 0.521 2.000 0 23
101010101010101010
    at top

```

-----  
Component module 4 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 = 11.61000 cm  
Radius of outer boundary of CM = 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 11.610 5.290 5.000 0.521 0.010 0.521 2.000 0  
101010101010101010  
 at top

monitor TOP 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)  
5 1 inner 16.900 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 AIR521ICR  
6 1 outer 16.900 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 Aluminace  
7 2 inner 17.000 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 MYLAR521I  
8 2 outer 17.000 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 MYLAR521I  
9 3 inner 17.001 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 AIR521ICR  
10 3 outer 17.001 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 AL521ICRU  
11 4 inner 17.101 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 MYLAR521I  
12 4 outer 17.101 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 MYLAR521I  
13 5 inner 17.102 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 AIR521ICR  
14 5 outer 17.102 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 Aluminace  
15 6 inner 17.202 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 MYLAR521I  
16 6 outer 17.202 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 MYLAR521I

monitor CENTRAL PART 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)  
 1 1 layer 17.204 0.1000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000 4 AIR521ICR

monitor WALL parameters:

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

monitor side air gap parameters:

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

LOCAL REGION 2 IN CHAMBER HAS ZERO VOLUME!

LOCAL REGION 3 IN CHAMBER HAS ZERO VOLUME!

-----  
Component module 5 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	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 location electron photon range-rejection dose bit medium  
region cutoff cutoff level max zone set  
(MeV) (MeV) (MeV) (MeV)

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

-----  
Component module 6 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 face (cm)	thickness (cm)	x or y coordinates	jawsFP	BP	FN (cm)	BN
airgap	27.240	0.660		NA	NA	NA	NA
1	27.900	9.400	x	1.395	1.865	-1.395	-1.865
airgap	37.300	2.600		NA	NA	NA	NA
2	39.900	9.400	y	1.995	2.465	-1.995	-2.465

jaw region parameters:

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

-----  
 Component module 7 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 50.700

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 7 AIR521ICR

tesis,simulasi foton 6Mev,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)

15:51:00 Feb 28 2011

\*\*\*\*\*  
\*\*\*\*\*

EXECUTION INFORMATION AND WARNING MESSAGES

\*\*\*\*\*  
\*\*\*\*\*

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

\*\*\* FINAL RANDOM NUMBER POINTERS: ixx jxx = 62 95

FOR THIS RUN:

-----  
ELAPSED& CPU TIMEs, RATIO = 70135.4 6881.9s (= 1.91HR) 10.19  
CPUTIME per history = 0.00034 sec. Number of historiesper hour =  
10462194.

On i686\_pc\_Windows\_NT (gnu\_win32)

FINAL BREMSSTRAHLUNG EVENTS CREATE 10 PHOTONS

TOTAL # CHARGED PARTICLE STEPS 1.649E 0.0%  
# CHARGED PARTICLE STEPS/INITIAL HISTORY 8.246E 0.0%  
# PRESTA-II STEPS/TOTAL # CHARGED PARTICLE STEPS 0.872  
0.0%

NO. OF BREMSSTRAHLUNG EVENTS IN THIS RUN:  
709320010

Maximum depth of stack= 52

PHASE SPACE FILE OUTPUT

\*\*\*\*\*

FILE INCIDENT	SCORE	TOTAL PARTICLES FROM	TOTAL PARTICLES* PHOTONS*	TOTAL MAX. KE OF (MeV)	MIN. KE OF (MeV)	# ELECTRONS ORIGINAL SOURCE
---------------	-------	----------------------	---------------------------	------------------------	------------------	-----------------------------

1	1	4838650	4806271	5.9960	0.0099	20000000.000
---	---	---------	---------	--------	--------	--------------

FLUENCE RESULTS

\*\*\*\*\*

CM SCORE PLANE	POSITION (cm)	TOTAL PARTICLES*	ZONE HALF-WIDTHS (cm)				
7	100.00	4838650	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

NORMALIZED per INCIDENT PARTICLE

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

-----  
SCORING PLANE 1, CM 7:

ELECTRONS

1	2.973E-07+29.79%	8.071E-08+28.30%	1.336+18.4%	16.133+15.3%
2	7.241E-07+17.06%	6.817E-08+16.92%	1.341+18.5%	17.307+17.1%
3	8.765E-07+15.30%	5.113E-08+17.72%	1.028+ 7.4%	20.122+12.2%
4	2.836E-06+ 8.57%	4.939E-08+ 7.93%	1.555+ 7.7%	16.764+ 5.2%
5	2.528E-06+10.59%	2.927E-08+10.06%	1.352+ 8.5%	17.402+ 6.8%
6	1.099E-05+ 5.70%	8.980E-09+ 5.43%	1.466+ 3.9%	22.672+ 2.6%

-----  
Tot 1.825E-05+ 4.1%

PHOTONS

1	1.664E-04+ 0.55%	4.161E-05+ 0.55%	1.372+ 0.5%	0.466+ 0.3%
2	4.903E-04+ 0.32%	4.087E-05+ 0.32%	1.374+ 0.3%	1.042+ 0.1%

3	8.019E-04+ 0.25%	4.012E-05+ 0.25%	1.369+ 0.2%	1.684+ 0.0%
4	2.396E-03+ 0.15%	3.748E-05+ 0.15%	1.369+ 0.1%	2.688+ 0.0%
5	6.153E-05+ 0.79%	6.454E-07+ 0.78%	0.934+ 0.6%	4.639+ 0.3%
6	5.925E-05+ 0.65%	4.449E-08+ 0.64%	1.354+ 0.4%	14.635+ 0.2%

-----  
 Tot 3.975E-03+ 0.1%

POSITRONS

1	1.746E-09+45.00%	4.524E-10+45.02%	1.264+65.9%*	13.914+66.5%*
2	3.479E-09+30.39%	3.081E-10+30.73%	1.919+13.5%	13.154+29.1%
3	5.484E-08+91.14%	2.760E-09+90.83%	1.550+ 1.6%	5.208+14.2%
4	1.639E-07+52.81%	2.618E-09+52.39%	1.513+25.8%	9.783+16.7%
5	3.606E-07+36.67%	3.889E-09+36.67%	1.877+16.7%	12.125+24.2%
6	7.834E-07+24.64%	5.940E-10+24.57%	1.878+11.2%	18.214+ 9.5%

-----  
 Tot 1.368E-06+18.6%

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

SPECTRAL-AVERAGED QUANTITIES FOR MULTIPLE CROSSINGS OF THE SCORING PLANE

NORMALIZED per INCIDENT PARTICLE

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

-----  
 SCORING PLANE 1, CM 7:

ELECTRONS  
 PHOTONS  
 POSITRONS

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. 1.649E 0.0%  
 # CHARGED PARTICLE STEPS in DOSE REG./INITIAL HISTORY 8.244E 0.0%

TOTAL DOSE PER INCIDENT PARTICLE

DOSE	MASS	DOSE	ENERGY DEPOSITED
ZONE	(g)	(Gy)	(J)

1	7.038E	9.273E-12	0.0%	6.526E-13	0.0%
2	9.023E	1.162E-13	0.0%	1.048E-13	0.0%
3	1.278E	4.124E-15	0.0%	5.271E-14	0.0%
4	3.689E	2.034E-15	1.1%	7.504E-17	1.1%
5	3.321E	2.140E-15	0.8%	7.108E-17	0.8%
6	2.845E	3.852E-17	0.1%	1.096E-14	0.1%
7	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
8	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
9	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
10	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
11	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
12	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
13	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
14	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
15	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
16	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
17	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
18	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
19	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
20	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
21	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
22	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
23	9.773E	7.625E-18	4.0%	7.452E-19	4.0%

#### CONTAMINANT DOSE/INCIDENT PARTICLE FOR CM 7

DOSE ZONE	MASS (g)	DOSE (Gy)	ENERGY DEPOSITED (J)
1	7.038E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
2	9.023E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
3	1.278E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
4	3.689E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
5	3.321E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
6	2.845E	1.326E-2342.3%	3.774E-2142.3%
7	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
8	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
9	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
10	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
11	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
12	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
13	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
14	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
15	0.000E	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%



16	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
17	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
18	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
19	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
20	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
21	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
22	0.000E	0.000E	99.9%	0.000E	99.9%
23	9.773E	5.330E-18	5.6%	5.209E-19	5.6%

DOSE RESULTS WITH BIT FILTERS

\*\*\*\*\*

BIT FILTER SUMMARY

\*\*\*\*\*

COMPONENT FILTER			BIT			
#	TYPE	#s				
1	EXCLUDE	3				
2	EXCLUDE	4				
3	EXCLUDE	5				
4	EXCLUDE	6				
5	EXCLUDE	7				
6	EXCLUDE					

DOSE ZONE COMPONENT: 3	DOSE TOTAL	DOSE COMPONENT: 1	DOSE COMPONENT: 2	DOSE COMPONENT: 3
1	9.273E-12 0.0%	9.272E-12 0.0%	9.273E-12 0.0%	9.273E-12 0.0%
2	1.162E-13 0.0%	1.156E-13 0.0%	1.162E-13 0.0%	1.162E-13 0.0%
3	4.124E-15 0.0%	4.755E-2336.5%	4.124E-15 0.0%	4.124E-15 0.0%
4	2.034E-15 1.1%	1.270E-15 1.4%	0.000E 99.9%	1.425E-15 1.3%
5	2.140E-15 0.8%	1.350E-15 1.0%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
6	3.852E-17 0.1%	3.632E-17 0.1%	0.000E 99.9%	1.188E-18 0.6%
7	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
8	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
9	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
10	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
11	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
12	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
13	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
14	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
15	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%
16	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%	0.000E 99.9%

17	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
18	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
19	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
20	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
21	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
22	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
23	7.625E-18	4.0%	6.173E-18	4.3%	7.126E-21	32.6%	7.292E-21	31.9%

DOSE ZONE COMPONENT: 6	DOSE TOTAL	DOSE COMPONENT: 4	DOSE COMPONENT: 5
------------------------------	---------------	----------------------	----------------------

1	9.273E-12	0.0%	9.273E-12	0.0%	9.273E-12	0.0%	0.000E	▪ 99.9%
2	1.162E-13	0.0%	1.162E-13	0.0%	1.162E-13	0.0%	0.000E	▪ 99.9%
3	4.124E-15	0.0%	4.124E-15	0.0%	4.124E-15	0.0%	0.000E	▪ 99.9%
4	2.034E-15	1.1%	2.011E-15	1.1%	2.034E-15	1.1%	0.000E	▪ 99.9%
5	2.140E-15	0.8%	1.909E-15	0.8%	2.140E-15	0.8%	0.000E	▪ 99.9%
6	3.852E-17	0.1%	2.943E-25	96.3%	3.852E-17	0.1%	0.000E	▪ 99.9%
7	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
8	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
9	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
10	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
11	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
12	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
13	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
14	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
15	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
16	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
17	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
18	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
19	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
20	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
21	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
22	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%	0.000E	▪ 99.9%
23	7.625E-18	4.0%	4.744E-18	4.4%	7.167E-21	32.4%	0.000E	▪ 99.9%

END OF RUN      Feb 28 2011 17:45:4

### 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)

17:28:31 Sep 09 2011

\*\*\*\*\*  
\*\*\*\*\*

```

**                                     **
**           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: pdd 10x10

-----

=====  
=====

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: 19.500 1  
Width in this group, number of regions in group: 1.000 1  
Width in this group, number of regions in group: 19.500 1  
Boundaries  
-20.000 -0.500 0.500 20.000

Input boundaries in the y-direction

-----  
Initial boundary: -20.000  
Width in this group, number of regions in group: 19.500 1  
Width in this group, number of regions in group: 1.000 1  
Width in this group, number of regions in group: 19.500 1  
Boundaries  
-20.000 -0.500 0.500 20.000

Input boundaries in the z-direction

-----  
Initial boundary: 0.000  
Width in this group, number of regions in group: 0.500 30  
Width in this group, number of regions in group: 1.000 25  
Boundaries  
0.000 0.500 1.000 1.500 2.000 2.500  
3.000 3.500 4.000 4.500 5.000 5.500  
6.000 6.500 7.000 7.500 8.000 8.500  
9.000 9.500 10.000 10.500 11.000 11.500  
12.000 12.500 13.000 13.500 14.000 14.500  
15.000 16.000 17.000 18.000 19.000 20.000  
21.000 22.000 23.000 24.000 25.000 26.000  
27.000 28.000 29.000 30.000 31.000 32.000  
33.000 34.000 35.000 36.000 37.000 38.000  
39.000 40.000

Total # regions including exterior = 496

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 indices 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

if no dose printed, MAX20 is still read from first line

2 2 2 2 1 55 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/tesis10ff.egsphsp1

Total number of particles in file : 4838650

Total number of photons : 4806271

The rest are electrons/positrons.

Maximum kinetic energy of the particles: 5.996 MeV

Minimum kinetic energy of the electrons: 0.010 MeV

# of particles incident from original source: 20000000.0

NCASE, IWATCH, TIMMAX, INSEED1, INSEED2, BEAM\_SIZE, ISMOOTH, IRE  
START, IDAT,

IREJECT, ESAVE\_GLOBAL, NRCYCL, IPARALLEL, PARNUM, n\_split, ihowfarl  
ess

:

100000000 0 2.00 97 33 10.00 1 0 0 0 0.00 20 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:	4838650

Particles to be simulated: all

---

---

#### 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
H2O521ICRU	0.521	0.010
AIR521ICRU	0.521	0.010

No range rejection.

\*\*\*\*\*

Histories to be simulated for this run 100000000

Histories to be analyzed after this run 100000000

\*\*\*\*\*

Elapsed wall clock time to this point= 1.437 s

CPU time so far for this run = 0.260 s

BATCH #	TIME-ELAPSED	TOTAL	CPUTIME	RATIO	TIME OF DAY
RNG pointers					

1	0.0	0.0	0.00	17:28:32	ixx jxx = 97 33
2	1402.7	1229.1	1.14	17:51:55	ixx jxx = 16 49
3	2607.4	2430.1	1.07	18:11:59	ixx jxx = 58 91

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

4	3808.8	3630.8	1.05	18:32:01	ixx jxx = 52 85
5	5008.6	4830.5	1.04	18:52:01	ixx jxx = 43 76

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

6	6195.7	6017.5	1.03	19:11:48	ixx jxx = 28 61
---	--------	--------	------	----------	-----------------

Not enough time for another batch within time limit

7 7379.0 7200.7 1.02 19:31:31 ixx jxx = 94 30  
Not enough time for another batch within time limit

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

8 8561.2 8382.8 1.02 19:51:13 ixx jxx = 4 37  
Not enough time for another batch within time limit

9 9743.5 9565.0 1.02 20:10:56 ixx jxx = 85 21  
Not enough time for another batch within time limit

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

10 10927.8 10749.2 1.02 20:30:40 ixx jxx = 12 45  
Not enough time for another batch within time limit

Total CPU time for run = 11931.3 s = 3.314 hr => 30172642. hist/hr  
On i686\_pc\_Windows\_NT (gnu\_win32)

\*\*\*\*\*  
\*\*

# of particles read from ph-sp file (N\_read) = 22090447  
# of primary (non ph-sp) histories read from ph-sp file = 12886464  
# of particles discarded dueto charge/LATCH/W/multiple passer = 0  
# of particles discarded because beyond BEAM\_SIZE = 17328542  
# of photons rejected because beyond DBS splitting radius = 0  
# of particles that missed geometry = 0  
N\_used/N\_read = 4.527  
# of times each particle in ph-sp file recycled  
(last particle may be recycled less than this) = 20  
# of ph-sp particles simulated (N\_used) = 100000000  
# of times ph-sp file restarted in this run = 4

\*\*\*\*\*  
\*\*

Fraction of incident energy deposited in the phantom = 0.6623

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 = 4518239474



Number of charged particle steps/incident fluence = 2.35635E+00  
No. of PRESTA-II steps/total no. of charged particle steps = 0.96706

\*\*\*WARNING\*\*\*

The ph-sp source was restarted at least once. This may lead to an underestimate of uncertainty, especially if restarted many times. If restarted many times, try re-running with NRCYCL recalculated as described at topof dosxyznrc.mortran

1pdd 10x10

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm\*\*2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 7.034E+01(1/cm\*\*2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm\*\*2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 1.102E+05(1/cm\*\*2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm\*\*2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 6.980E+01(1/cm\*\*2)

Photon planar fluence scored in a 1cm\*\*2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 7.960E+04(1/cm\*\*2)

No. of particles incident from phase space file = 100000000

No. of particles incident from original source = 1917474432.0

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

for x= -0.500 to 0.500 i= 2

ybounds: -0.500 0.500  
j= 2  
zbounds ( 0.000)  
0.500 1 1.526E-16- 1.0%  
1.000 2 2.211E-16- 1.1%  
1.500 3 2.340E-16- 0.9%  
2.000 4 2.295E-16- 0.9%  
2.500 5 2.284E-16- 0.9%  
  
3.000 6 2.223E-16- 0.9%  
3.500 7 2.137E-16- 0.9%  
4.000 8 2.108E-16- 0.9%  
4.500 9 2.034E-16- 0.9%

5.000 10 1.977E-16- 0.9%  
  
 5.500 11 1.925E-16- 0.9%  
 6.000 12 1.872E-16- 0.9%  
 6.500 13 1.794E-16- 0.9%  
 7.000 14 1.762E-16- 0.9%  
 7.500 15 1.725E-16- 0.9%  
  
 8.000 16 1.697E-16- 1.0%  
 8.500 17 1.656E-16- 1.0%  
 9.000 18 1.592E-16- 1.0%  
 9.500 19 1.561E-16- 1.0%  
 10.000 20 1.512E-16- 1.0%  
  
 10.500 21 1.475E-16- 1.0%  
 11.000 22 1.403E-16- 1.0%  
 11.500 23 1.382E-16- 1.0%  
 12.000 24 1.334E-16- 1.1%  
 12.500 25 1.296E-16- 1.1%  
  
 13.000 26 1.264E-16- 1.1%  
 13.500 27 1.217E-16- 1.1%  
 14.000 28 1.170E-16- 1.1%  
 14.500 29 1.144E-16- 1.1%  
 15.000 30 1.093E-16- 1.2%  
  
 16.000 31 1.075E-16- 1.0%  
 17.000 32 9.992E-17- 1.0%  
 18.000 33 9.577E-17- 1.0%  
 19.000 34 9.021E-17- 1.0%  
 20.000 35 8.475E-17- 1.1%  
  
 21.000 36 7.969E-17- 1.1%  
 22.000 37 7.576E-17- 1.1%  
 23.000 38 7.124E-17- 1.2%  
 24.000 39 6.668E-17- 1.2%  
 25.000 40 6.223E-17- 1.2%  
  
 26.000 41 5.966E-17- 1.3%  
 27.000 42 5.562E-17- 1.3%  
 28.000 43 5.211E-17- 1.4%  
 29.000 44 4.964E-17- 1.4%  
 30.000 45 4.744E-17- 1.4%  
  
 31.000 46 4.459E-17- 1.5%  
 32.000 47 4.231E-17- 1.5%  
 33.000 48 3.953E-17- 1.6%  
 34.000 49 3.693E-17- 1.6%

35.000 50 3.553E-17- 1.6%  
 36.000 51 3.379E-17- 1.7%  
 37.000 52 3.197E-17- 1.7%  
 38.000 53 2.946E-17- 1.8%  
 39.000 54 2.722E-17- 1.9%  
 40.000 55 2.573E-17- 2.0%

1

Total CPU time for this run = 11931.6 s = 3.314 hr

END OF RUN Sep 09 2011 20:50:22

```

*****
*****
NRCC/UW EGSnrc user-code DOSXYZnrc ($Revision: 1.45 $ last edited $Date:
2009/10/21 21:20:24 $)
ON gnu-win32 (gnu_win32) 13:37:27 May 14 2011
*****
*****
**
** DOSXYZnrc **
** Z pronounced zed **
**
** Code developed at the National Research Council of Canada and **
** University of Wisconsin as part of the OMEGA project **
**
** This is $Revision: 1.45 $ last edited $Date: 2009/10/21 21:20:24**
**
*****
*****

```

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: profile10x10  
-----  
=====

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 .egsphant  
file for dosxyz\_show, 0[default] to not output this file)  
: -3 -1 -1 0

Input boundaries in the x-direction  
-----

Initial boundary: -20.000  
Width in this group, number of regions in group: 2.000 7  
Width in this group, number of regions in group: 0.300 40  
Width in this group, number of regions in group: 2.000 7  
Boundaries  
-20.000 -18.000 -16.000 -14.000 -12.000 -10.000  
-8.000 -6.000 -5.700 -5.400 -5.100 -4.800  
-4.500 -4.200 -3.900 -3.600 -3.300 -3.000  
-2.700 -2.400 -2.100 -1.800 -1.500 -1.200  
-0.900 -0.600 -0.300 0.000 0.300 0.600  
0.900 1.200 1.500 1.800 2.100 2.400  
2.700 3.000 3.300 3.600 3.900 4.200  
4.500 4.800 5.100 5.400 5.700 6.000  
8.000 10.000 12.000 14.000 16.000 18.000  
20.000

Input boundaries in the y-direction  
-----

Initial boundary: 0.000  
Width in this group, number of regions in group: 2.000 1  
Boundaries  
0.000 2.000

Input boundaries in the z-direction

-----  
Initial boundary: 0.000  
Width in this group, number of regions in group: 1.000 1  
Boundaries  
0.000 1.000

Total # regions including exterior = 55

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 indices 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

1 54 1 1 1 1 0 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/tesis10ff.egsphsp1

Total number of particles in file : 4838650  
Total number of photons : 4806271  
The rest are electrons/positrons.

Maximum kinetic energy of the particles: 5.996 MeV  
Minimum kinetic energy of the electrons: 0.010 MeV  
# of particles incident from original source: 20000000.0

NCASE,IWATCH,TIMMAX,INSEED1,INSEED2,BEAM\_SIZE,ISMOOTH,IRE  
START,IDAT,

IREJECT,ESAVE\_GLOBAL,NRCYCL,IPARALLEL,PARNUM,n\_split,ihowfarl  
ess

:  
100000000 0 2.00 97 33 10.00 1 0 0 0 0.00 20 0 0 1 0

\*\*\*\*\*  
\*\*\*\*\*

### Summary of source parameters (srcxyznrc \$Revision: 1.25 \$)

\*\*\*\*\*  
\*\*\*\*\*

#### 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: 4838650

Particles to be simulated: all

=====  
=====

#### Electron/Photon transport parameter

=====  
=====

Photon cross sections	si
Compton cross sections	default
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
H2O521ICRU  0.521  0.010
AIR521ICRU  0.521  0.010

```

No range rejection.

\*\*\*\*\*

Histories to be simulated for this run 100000000

Histories to be analyzed after this run 100000000

\*\*\*\*\*

Elapsed wall clock time to this point= 0.718 s

CPU time so far for this run = 0.375 s

BATCH # TIME-ELAPSED TOTAL CPUTIME RATIO TIME OF DAY  
RNG pointers

```

1      0.0      0.0  0.00 13:37:28  ixx jxx = 97 33
2     32.2     28.6  1.12 13:38:00  ixx jxx = 47 80
3     63.0     57.0  1.10 13:38:31  ixx jxx = 11 44

```

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

4	102.3	95.7	1.07	13:39:10	ixx jxx = 51 84
5	130.4	123.9	1.05	13:39:38	ixx jxx = 88 24

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

6	158.2	151.6	1.04	13:40:06	ixx jxx = 85 21
7	185.9	179.4	1.04	13:40:34	ixx jxx = 87 23

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

8	213.8	207.2	1.03	13:41:01	ixx jxx = 64 97
9	241.6	235.0	1.03	13:41:29	ixx jxx = 16 49

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

10	269.5	262.9	1.03	13:41:57	ixx jxx = 64 97
----	-------	-------	------	----------	-----------------

Total CPU time for run = 290.7 s = 0.081 hr => 1238443316. hist/hr  
On gnu-win32 (gnu\_win32)

\*\*\*\*\*  
\*\*

# of particles read from ph-sp file (N_read)	=	22090447
# of primary (non ph-sp) histories read from ph-sp file	=	12886464
# of particles discarded dueto charge/LATCH/W/multiple passer	=	0
# of particles discarded because beyond BEAM_SIZE	=	17328542
# of photons rejected because beyond DBS splitting radius	=	0
# of particles that missed geometry	=	0
N_used/N_read	=	4.527
# of times each particle in ph-sp file recycled (last particle may be recycled less than this)	=	20
# of ph-sp particles simulated (N_used)	=	100000000
# of times ph-sp file restarted in this run	=	4

\*\*\*\*\*  
\*\*

Fraction of incident energy deposited in the phantom = 0.0040



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 = 38474356  
Number of charged particle steps/incident fluence = 2.00651E-02  
No. of PRESTA-II steps/total no. of charged particle steps = 0.88948

\*\*\*WARNING\*\*\*

The ph-sp source was restarted at least once. This may lead  
to an underestimate of uncertainty, especially if restarted  
many times. If restarted many times, try re-running with  
NRCYCL recalculated as described at topof dosxyznrc.mortran

1profile10x10

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm\*\*2 circle  
centered at z-axis on the phantom surface = 7.034E+01(1/cm\*\*2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm\*\*2 circle  
centered at z-axis on the phantom surface = 1.102E+05(1/cm\*\*2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm\*\*2 circle  
centered at z-axis on the phantom surface = 6.980E+01(1/cm\*\*2)

Photon planar fluence scored in a 1cm\*\*2 circle  
centered at z-axis on the phantom surface = 7.958E+04(1/cm\*\*2)

No. of particles incident from phase space file = 100000000

No. of particles incident from original source = 1917474432.0

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.45 \$) Dose outputs  
(Dose/incident particle from original source, Gy)

for z= 0.000 to 1.000 k= 1

ybounds: 0.000 2.000

j= 1

xbounds ( -20.000)

-18.000 1 1.324E-21-44.1%

-16.000 2 2.358E-21-33.6%

-14.000 3 4.914E-21-20.2%

-12.000	4	9.229E-21	-16.1%
-10.000	5	2.766E-20	-19.3%
-8.000	6	4.940E-20	-7.7%
-6.000	7	1.565E-19	-5.0%
-5.700	8	4.174E-19	-9.1%
-5.400	9	1.342E-18	-6.5%
-5.100	10	7.934E-18	-3.4%
-4.800	11	1.086E-16	-1.0%
-4.500	12	1.496E-16	-1.0%
-4.200	13	1.676E-16	-2.4%
-3.900	14	1.607E-16	-1.2%
-3.600	15	1.617E-16	-1.0%
-3.300	16	1.655E-16	-1.7%
-3.000	17	1.680E-16	-1.5%
-2.700	18	1.714E-16	-1.6%
-2.400	19	1.638E-16	-0.8%
-2.100	20	1.659E-16	-0.8%
-1.800	21	1.674E-16	-0.8%
-1.500	22	1.755E-16	-1.5%
-1.200	23	1.743E-16	-1.6%
-0.900	24	1.785E-16	-1.7%
-0.600	25	1.836E-16	-1.8%
-0.300	26	1.739E-16	-1.1%
0.000	27	1.768E-16	-1.7%
0.300	28	1.770E-16	-1.8%
0.600	29	1.736E-16	-1.1%
0.900	30	1.785E-16	-1.6%
1.200	31	1.763E-16	-1.7%
1.500	32	1.753E-16	-1.5%
1.800	33	1.747E-16	-1.6%
2.100	34	1.686E-16	-0.8%
2.400	35	1.657E-16	-0.8%
2.700	36	1.630E-16	-0.8%
3.000	37	1.698E-16	-1.5%
3.300	38	1.653E-16	-1.3%
3.600	39	1.645E-16	-1.6%
3.900	40	1.593E-16	-0.9%
4.200	41	1.597E-16	-1.2%
4.500	42	1.649E-16	-2.3%
4.800	43	1.498E-16	-1.0%

5.100	44	1.092E-16	1.0%
5.400	45	8.501E-18	4.8%
5.700	46	1.337E-18	10.8%
6.000	47	5.018E-19	8.5%
8.000	48	1.458E-19	4.4%
10.000	49	4.351E-20	7.9%
12.000	50	2.130E-20	10.9%
14.000	51	8.441E-21	18.5%
16.000	52	5.263E-21	22.7%
18.000	53	3.929E-21	25.9%
20.000	54	2.173E-21	45.3%

1

Total CPU time for this run = 291.1 s = 0.081 hr

END OF RUN      May 14 2011 13:42:25

