



UNIVERSITAS INDONESIA

**KALKULASI MONTE CARLO DISTRIBUSI DOSIS DALAM
PARU PADA SIMULASI PERLAKUAN RADIOTERAPI
PASIEN KANKER PARU DENGAN SINAR-X MEGAVOLT**

TESIS

**NAMA : HARJONO
NPM : 1006733594**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM MAGISTER FISIKA
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS
DEPOK
JULI 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**KALKULASI MONTE CARLO DISTRIBUSI DOSIS DALAM
PARU PADA SIMULASI PERLAKUAN RADIOTERAPI
PASIEN KANKER PARU DENGAN SINAR-X MEGAVOLT**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister

**NAMA : HARJONO
NPM : 1006733594**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM MAGISTER FISIKA
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS
DEPOK
JULI 2012**

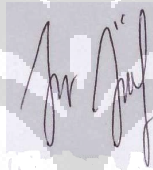
HALAMAN PERNYATAN ORISINALITAS

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

Nama : Harjono

NPM : 1006733594

Tanda Tangan :



Tanggal : 5 Juli 2012

HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh:

Nama : Harjono
NPM : 1006733594
Program Studi : Magister Fisika Medis
Judul Tesis : Kalkulasi Monte Carlo Distribusi Dosis Dalam Paru Pada Simulasi Perlakuan Radioterapi Pasien Kanker Paru Dengan Sinar-X Megavolt

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

DEWAN PENGUJI

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

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

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

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

Penguji : Dr. Supriyanto Ardjo Pawiro (.....)

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 5 Juli 2012

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, segala Puji bagi Allah Rab semesta Alam. Atas pertolongan-Nya 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. Tesis ini ditulis dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia. Dalam menyelesaikan tesis ini penulis menyadari banyak bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, tanpa itu semua maka akan sulit penulis menyelesaikan sendiri. Oleh karena itu saya mengucapkan terima kasih kepada:

- 1) Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko, selaku dosen pembimbing I yang telah membimbing dan mengarahkan saya dalam penyusunan tesis ini.
- 2) Dr.rer.nat Freddy Haryanto, selaku pembimbing II, yang telah membimbing mempelajari tentang simulasi Monte Carlo dengan penuh kesabaran.
- 3) Prof.Dr. Wahyu Setiabudi, Dr. Warsito, dan Dr. Supriyanto A. P. selaku penguji yang telah memberikan koreksi dan saran untuk kesempurnaan Tesis ini.
- 4) Pimpinan Departemen Fisika Universitas Indonesia, Bapak Ibu dosen dan para staf administrasi yang telah memberikan berbagai bantuan selama menyelesaikan masa studi.
- 5) Kedua orang tua saya, kakak dan adek saya, terima kasih atas doa-doanya yang selalu mengalir di keheningan malam.
- 6) Istri dan putri kecilku, yang bersabar karena sering ditinggal saat menyelesaikan tesis ini

- 7) Teman-teman mahasiswa Pascasarjana Fisika Medik UI angkatan 2010. Dan spesial buat pak Bondan yang selalu direpotkan dengan permintaan data-data di Rumah sakit, Pak Satrial tempat diskusi Monte Carlo.
- 8) Teman-teman yang membantu install Monte Carlo di LINUX, Dedy S., dan P.Hengky di NFBS, serta Yakub di lab. Fismed.
- 9) Pimpinan dan Rekan-rekan guru di CMBBS atas izin, dukungan dan kesempatan kepada penulis untuk ambil s2 di UI, juga fasilitas komputer sekolah untuk *running* program Monte carlo.
- 10) Para guru dan Murabbiku yang telah membimbingku baik intelektual, emosional dan spiritual, untuk menjaga keistiqomahan dalam jalan hidup yang penuh dengan godaan dan cobaan.
- 11) Semua pihak yang tidak bisa penulis sebutkan satu persatu, yang telah membantu penulis dalam penelitian ini.

Semoga Allah SWT membalas amal baik semua pihak tersebut di atas dengan kebahagiaan yang senantiasa berkesinambungan. Dan semoga karya yang sederhana ini dapat memberikan manfaat dalam pembelajaran bagi penulis khususnya dan bagi pembaca secara umumnya.

Depok, Juli 2012

Penulis

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

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

Nama : Harjono
NPM : 1006733594
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:

**Kalkulasi Monte Carlo Distribusi Dosis Dalam Paru Pada Simulasi
Perlakuan Radioterapi Pasien Kanker Paru Dengan Sinar-X Megavolt**

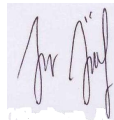
berserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya tanpa meminta izin dari saya selama tetap mencantumkan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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 5 Juli 2012

Yang menyatakan



(Harjono)

ABSTRAK

Nama : Harjono
Program studi : Program Magister Fisika
Judul : Kalkulasi Monte Carlo Distribusi Dosis Dalam Paru Pada Simulasi Perlakuan Radioterapi Pasien Kanker Paru Dengan Sinar-X Megavolt

Perlakuan radioterapi pada daerah paru memerlukan perhatian khusus karena dalam daerah tersebut terdapat berbagai jaringan dengan densitas massa maupun densitas elektron bervariasi, oleh karena itu setiap komponen mempunyai daya serap yang berbeda. Hasil pengobatan radioterapi dipengaruhi oleh ketepatan sistem perencanaan pengobatan (TPS) dalam menentukan distribusi dosis dalam pasien. Tujuan dari tesis ini adalah untuk mengetahui distribusi dosis (kurva isodosis dan PDD) dalam paru pada simulasi Monte Carlo perlakuan radioterapi kanker paru menggunakan sinar-x Megavolt. Penelitian ini menggunakan simulasi Monte Carlo program paket EGSnrc yang terdiri dari BEAMnrc, dan DOSXYZnrc. Distribusi dosis yang dihasilkan dari simulasi Monte Carlo kemudian dibandingkan dengan data TPS. Dalam simulasi ini, energi awal elektron yang optimum adalah 6,2 MeV untuk mensimulasikan sinar-x 6 MV. Simulasi Monte Carlo pada citra CT pasien kanker paru sebelah kanan dengan kedalaman target 7.5 cm menghasilkan nilai PDD 84,4 % untuk lapangan 5 x 5 cm² dan 80,3 % untuk lapangan 10 x 10 cm². Untuk pasien yang sama kalkulasi TPS menghasilkan nilai PDD pada target 75,2 % untuk lapangan 5 x 5 cm² dan 74,8 % untuk lapangan 10 x 10 cm². Faktor koreksi untuk luas lapangan 5 x 5 cm² adalah 1,0 – 1,087. Sedangkan pada luas lapangan 10 x 10 cm² diperoleh faktor koreksi 1,0 -1,066.

Kata kunci :
Monte Carlo, PDD, Faktor koreksi

ABSTRACT

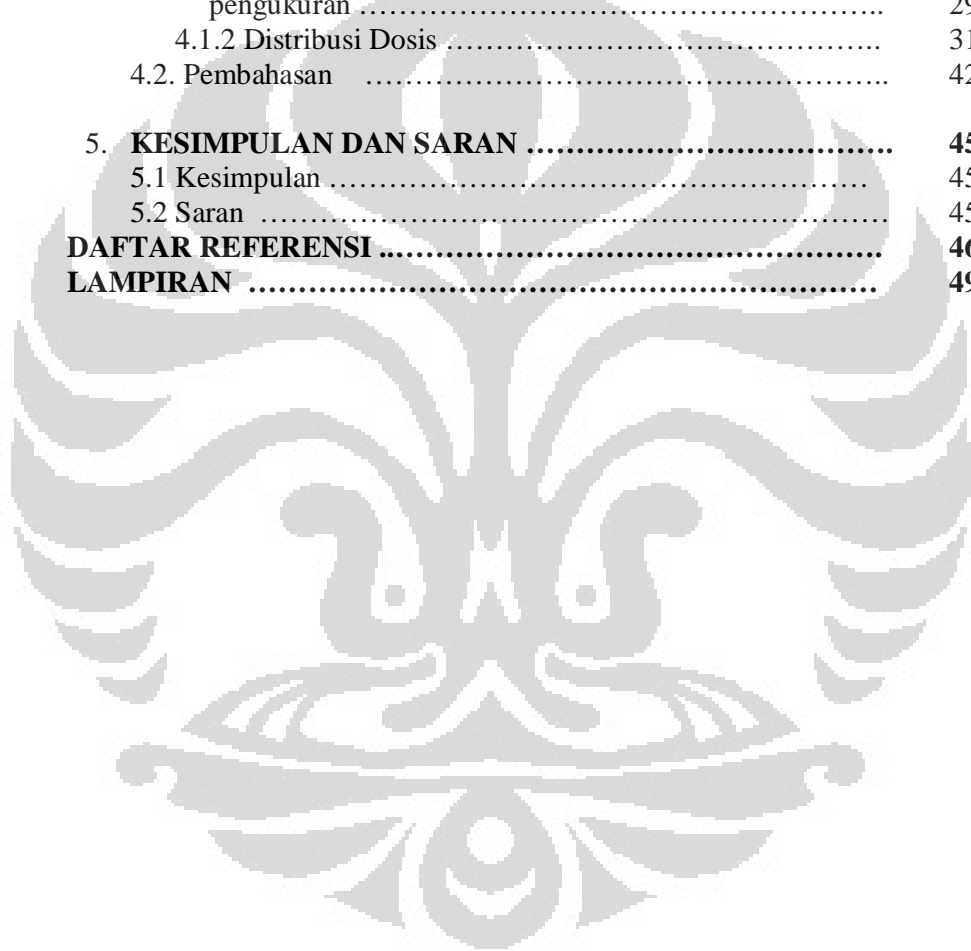
Radiotherapy treatment in lung regions require special concern because in the area there are different tissues of the mass density and electron density varies, so each component has a different absorption. The results of radiotherapy are influenced by the accuracy treatment planning system (TPS) in determining treatment dose distribution in patient. The purpose of this thesis is to know dose distribution (isodos curve and PDD) of the lung at the simulation Monte Carlo treatment the lung cancer radiotherapy using x-ray Megavolt. This research using simulation Monte Carlo, packet program EGSnrc that consist of BEAMnrc and DOSXYZnrc. Dose distribution which is resulted from simulation Monte Carlo then compare with TPS data. In this simulation, first energy of electron optimum is 6.2 MeV to simulate x-ray 6 MV. Result PDD value on simulation Monte carlo with CT images patients right lung cancer with a target depth of 7.5 cm is 84.4% for a field of $5 \times 5 \text{ cm}^2$ and 80.3% for the $10 \times 10 \text{ cm}^2$. For the same patient TPS calculation result PDD at the target value 75.2 % for field $5 \times 5 \text{ cm}^2$ and 74.8 % for the $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Correction factor for field wide $5 \times 5 \text{ cm}^2$ is 1.0 – 1.087. Mean while at the field wide $10 \times 10 \text{ cm}^2$ is resulted correction factor 1.0 - 1.066.

Key word :
Monte Carlo, PDD, Correction faktor

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
HALAMAN PENGANTAR DAN UCAPAN TERIMAKASIH	iv
HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vi
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR.....	xi
DAFTAR TABEL.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	3
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Manfaat Penelitian	3
1.5 Batasan Penelitian	3
1.6 Metode Penelitian.....	4
1.7 Sistematika Penelitian	4
2. TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 PDD	5
2.2 Profil Berkas Sinar X	6
2.3 Interaksi Foton dengan Materi	6
2.3.1 Interaksi foto listrik	7
2.3.2 Hamburan Compton	8
2.3.3 Hamburan koheren	8
2.3.4 Produk Pasangan	9
2.4 Monte Carlo	9
2.4.1 Simulasi Interaksi Foton	9
2.4.2 EGSnrc code	13
2.4.3 Simulasi kepala Linac	14
2.4.4 DOSXYZnrc code	15
2.4.3 STATDOSE interface	16
2.4.4 Ctcreate	17
2.5 Kanker Paru	17
2.6 Pengaruh Densitas Paru	19
2.7 Koreksi untuk jaringan Tidak Homogen	20
2.7.1 Metode TAR	21
2.7.2 Metode Power law (Batho)	21
2.7.3 Metode equivalent TAR	22
2.7.4 Metode Pergeseran isodosis	22
3. METODE PENELITIAN	23
3.1 Simulasi berkas Sinar X 6 MV Elekta	24
3.2 Simulai PDD dan Profile dosis	26
3.3.1. Simulasi fantom	26

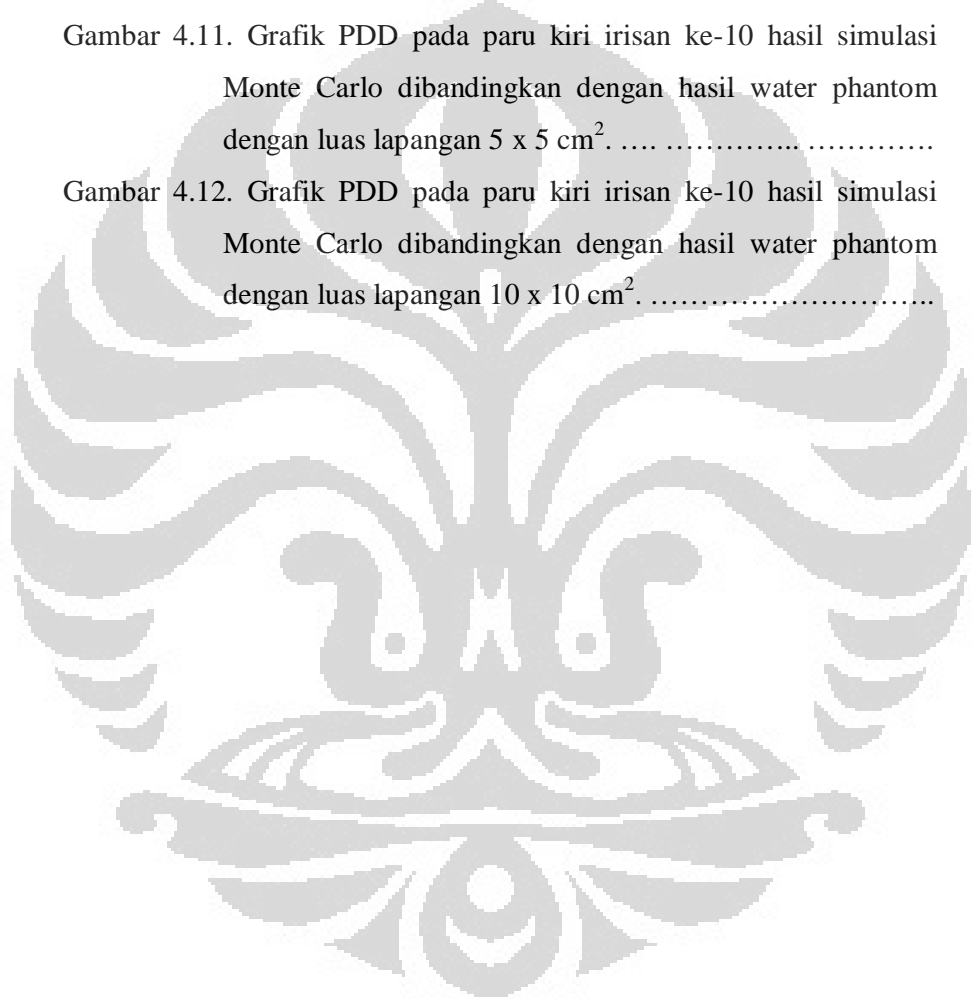
3.3.2. Penentuan PDD.....	27
3.3.3. Penentuan Profile dosis	27
3.3 Membandingkan data PDD dan profile simulasi dengan Pengukuran	27
3.4 Distribusi dosis dalam paru	28
3.2.1 Menyusun Ccreate/fantom ct	28
3.2.2 Membuat kurva isodosis	28
4. HASIL DAN PEMBAHASAN	29
4.1. Hasil Penelitian	29
4.1.1 Penyesuaian PDD dan profile dosis hasil simulasi dan pengukuran	29
4.1.2 Distribusi Dosis	31
4.2. Pembahasan	42
5. KESIMPULAN DAN SARAN	45
5.1 Kesimpulan	45
5.2 Saran	45
DAFTAR REFERENSI	46
LAMPIRAN	49



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Geometry for PDD measurement and definition	6
Gambar 2.2 Foton Memasuki Tubuh	7
Gambar 2.3 Sekema hamburan Compton.....	9
Gambar 2.4. Grafik komponen <i>cross-section</i> interaksi foton dengan karbon	12
Gambar 2.5 Struktur EGSnrc, terdiri atas <i>user code</i> dan <i>EGS code</i>	13
Gambar 2.6. Langkah yang terlibat dalam penggunaan BEAMnrc	14
Gambar 2.7 letak titik P pada jaringan yang tidak homogen	21
Gambar.3.1. Diagram urutan simulasi penentuan Distribusi dosis.....	23
Gambar 3.2. Sumber partikel menggunakan ISOURC=19.....	25
Gambar 3.3. Gambar contoh penyusunan Fantom	26
Gambar 3.4. Standar ramp untuk konversi CT number ke materi dan kepadatan pada ccreate	28
Gambar 4.1. Grafik PDD dengan variasi energi 5.7 MV, 6.0 MV, 6.2 MV, dan 6.6 MV, luas lapangan 10 x10 cm ²	29
Gambar 4.2. Grafik $\Delta\%$ antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi energi kinetik elektron.	30
Gambar 4.3. Kurva profil dosis dalam air untuk variasi energi kinetik elektron, lapangan radiasi 10 x10 cm ² dan SSD 100 cm ...	31
Gambar 4.4. Fantom CT irisan ke-14	32
Gambar 4.5 Kurva isodosis pada irisan ke-14, dengan luas lapangan 5 x 5 cm ² , (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo.	32
Gambar 4.6. Kurva isodosis pada irisan ke-14, dengan luas lapangan 10 x 10 cm ² , (a). Hasil kalkulasi TPS,(b). Hasil simulasi Monte Carlo.	33
Gambar 4.7. Grafik PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 5 x 5 cm ²	36

Gambar 4.8. Grafik PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$	36
Gambar 4.9. Kurva isodosis hasil simulasi Monte Carlo pada paru kiri irisan ke-10, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$	38
Gambar 4.10. Kurva isodosis hasil simulasi Monte Carlo pada paru kiri irisan ke-10, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$	38
Gambar 4.11. Grafik PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$	41
Gambar 4.12. Grafik PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$	41



DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Internasional staging untuk kanker Paru	18
Tabel. 2.2 Staging Cancer berdasarkan TNM	18
Tabel 2.3. Faktor koreksi kepadatan paru	20
Tabel 4.1 Nilai PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 5 x 5 cm ²	34
Tabel 4.2 Nilai PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 10 x 10 cm ²	35
Tabel 4.3. Nilai PDD pada target hasil simulasi Monte Carlo dan TPS ISIS dengan luas lapangan 5 x 5 cm ²	37
Tabel 4.4. Nilai PDD pada target hasil simulasi Monte Carlo dan TPS Isis lapangan 10 x 10 cm ²	37
Tabel 4.5. Nilai PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan 5 x 5 cm ²	39
Tabel 4.6. Nilai PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan 10 x 10 cm ²	40

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A.1. Komponen linac dan modul yang digunakan dalam beamnrc.....	49
Lampiran B.1 Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk penentuan pdd.....	50
Lampiran B.2 Ukuran dan jumlah voxel pada daerah <i>dose zone</i> untuk penentuan <i>profil</i> dosis	51
Lampiran C.1 Contoh hasil running beamnrc	52
Lampiran C.2. Dosis pada berbagai kedalaman dari hasil pengukuran dan hasil simulasi untuk variasi energi kinetik elektron datang.	68
Lampiran C.3. $\Delta\%$ antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi energi elektron.	69
Lampiran C.4. $\Delta\%$ antara pengukuran dengan simulasi <i>profile</i> dosis untuk variasi energi elektron	70
Lampiran D.1 Kalkulasi pada slice 11	72
Lampiran D.2 Kalkulasi pada slice 12	76
Lampiran D.3 Kalkulasi pada slice 16	80
Lampiran D.4 Kalkulasi pada slice 18	84
Lampiran D.5 Kalkulasi pada slice 20	88
Lampiran E. Perhitungan Faktor Koreksi	92

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kanker paru-paru memiliki dampak yang signifikan terhadap mortalitas nasional di Inggris, data perhitungan menunjukkan 6% dari semua kematian dan 22% dari kematian akibat kanker [1]. Kanker paru-paru dimulai ketika sel-sel di paru-paru berubah dan tumbuh tak terkendali untuk membentuk suatu massa yang disebut tumor (atau lesi atau nodul). Tumor dapat jinak (tidak bersifat kanker) atau ganas (kanker). Tumor kanker adalah kumpulan dari sejumlah besar sel kanker yang memiliki kemampuan untuk menyebar ke bagian lain dari tubuh. Sebuah tumor paru-paru bisa mulai di mana saja di paru-paru [2].

Terapi radiasi (radioterapi, RT) adalah metode yang umum digunakan dan efisien untuk pengobatan kanker, di mana radiasi pengion digunakan dalam upaya untuk membunuh sel kanker ganas atau memperlambat pertumbuhan mereka [3]. Sejarah RT eksternal berkas foton dimulai dari penemuan sinar-x oleh Wilhelm C. Rontgen pada tahun 1895. Terapi kanker pertama dengan sinar-x dilakukan hanya beberapa bulan setelah laporan pertama dari pemuan sinar-x tersebut [4]. Radioaktivitas ditemukan oleh Henri Becquerel pada tahun 1896, yang diikuti oleh penemuan radium oleh Marie dan Pierre Curie pada tahun 1898. Karena penemuan ini, bidang RT mulai tumbuh sebagai teknik pengobatan berbasis radium. Pada prinsipnya, selama tiga dekade pertama, RT dipraktekkan oleh hanya sedikit spesialis yang berbeda variasi parameter pengobatan (misalnya dosis, ukuran lapangan, posisi) menurut pengalaman mereka dan kondisi sehari-hari pasien [5].

Unit RT Eksternal dikembangkan dari radium-226 teleterapi unit di awal tahun 1920, melalui 700-800 kV orthovoltage unit tahun 1930, kemudian 1,25 MeV (energi rata-rata) unit Cobalt-60 di tahun 1950-an[4]. Sejak pengenalan 6 MV medical linear accelerator (LINAC) pada tahun 1953 [6], kepraktisan dan efisiensi multi-lapangan treatment RT secara dramatis meningkat. Perbaikan karena peningkatan yang signifikan dalam kurva

persentase dosis kedalaman (PDD) dan pengurangan hamburan dibandingkan dengan radiasi sinar-x kilovoltage, yang memungkinkan pemanfaatan lebih sedikit dan lebih baik bidang treatment yang didefinisikan [5]. Hal ini akan menyebabkan dosis untuk jaringan normal berkurang dan tingkat kesembuhan yang lebih baik [3]. Tujuan utama dari perhitungan dosis yang akurat adalah memberikan dosis yang ditentukan ke volume target dan meminimalkan kerusakan radiasi pada jaringan sehat di sekitarnya [7].

Perlakuan radioterapi pada daerah paru memerlukan perhatian khusus karena dalam daerah tersebut terdapat berbagai jaringan dengan densitas massa maupun densitas elektron bervariasi. Untuk kulit, jaringan lunak, tulang rusuk, rongga mediastinum yang terdapat udara, ada jantung dan paru. Oleh karena itu setiap komponen mempunyai daya serap yang berbeda.

Hasil pengobatan radioterapi dipengaruhi oleh ketepatan sistem perencanaan pengobatan dalam menentukan distribusi dosis dalam pasien [8]. Salah satu metode yang digunakan untuk perencanaan adalah menggunakan komputer. Komputerisasi *treatment planning systems* (TPS) digunakan dalam berkas radioterapi eksternal untuk menghasilkan bentuk berkas dan distribusi dosis dengan maksud untuk memaksimalkan kontrol tumor dan meminimalkan komplikasi jaringan normal [9]. 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 [35].

Saat ini, metode Monte Carlo adalah teknik yang paling akurat dan dapat diandalkan untuk perhitungan dosis, dan hasil radiasi terapi akan ditingkatkan dengan menggunakan metode Monte Carlo [10,11].

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas dapat dirumuskan masalah penelitian sebagai berikut:

- 1.2.1 Bagaimanakah distribusi dosis dalam paru hasil simulasi Monte Carlo?
- 1.2.2 Bagaimanakah distribusi dosis dalam paru hasil kalkulasi TPS?
- 1.2.3 Berapakah faktor koreksi pada paru?.

1.3 Tujuan Penelitian

Penulisan tugas akhir ini mempunyai tujuan untuk mengetahui

- 1.3.1 Mengetahui perbedaan kurva isodosis hasil simulasi Monte carlo dan TPS
- 1.3.2 Mengetahui perbedaan PDD antara hasil simulasi Monte Carlo dengan TPS
- 1.3.3 Mengetahui faktor koreksi pada jaringan yang heterogen seperti pada paru.

1.4 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan bermanfaat untuk memberikan informasi mengenai ;

- 1.4.1 Perbedaan kurva isodosis hasil simulasi Monte carlo dan TPS
- 1.4.2 Perbedaan PDD antara hasil simulasi Monte Carlo dengan TPS
- 1.4.3 Faktor koreksi pada jaringan yang heterogen seperti pada paru.

1.5 Batasan Penelitian

Penelitian ini dibatasi pada hal-hal sebagai berikut:

- 1.5.1 Pemodelan paru pada simulasi Monte Carlo didasarkan pada kasus kanker paru yang diambil dari RSPAD Gatot Subroto.
- 1.5.2 Data PDD dan Profile menggunakan data skunder dari Rumah sakit
- 1.5.3 *Linac* Elekta yang disimulasikan hanya 6 MV, tidak menggunakan MLC tetapi menggunakan *jaws*.
- 1.5.4 Ukuran lapangan yang digunakan 5 x 5 dan 10 x 10 cm²

1.5.5 Distribusi dosis dilihat dengan membandingkan kurva isodosis dan PDD hasil simulasi Monte Carlo dan TPS.

1.6 Metode penelitian

Metode penelitian ini mempunyai dua tahap:

1.6.1 Tahap persiapan, yaitu menentukan energi elektron yang sesuai untuk mensimulasikan sinar-x 6 MV.

1.6.2 Penelitian utama, yaitu melakukan simulasi Monte Carlo untuk perlakuan radioterapi pada kanker paru. Hasil simulasi akan dibandingkan dengan hasil kalkulasi TPS.

1.7 Sistematika penulisan

Tesis ini dibagi menjadi 5 bab, secara keseluruhan berusaha membahas :

BAB 1 PENDAHULUAN

Bab ini berisi latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, manfaat dari penelitian, metode penelitian dan sistematika penulisan tesis.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini berisi landasan teori sebagai hasil studi literatur yang berhubungan dengan penelitian.

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini berisi tentang peralatan yang digunakan dan metode penelitian yang dilakukan selama proses pengambilan data.

BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini memuat hasil data-data yang diperoleh dari hasil penelitian dan pembahasan terhadap hasil yang diperoleh tersebut.

BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

Bab ini menyimpulkan hubungan antara hasil simulasi dengan TPS

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

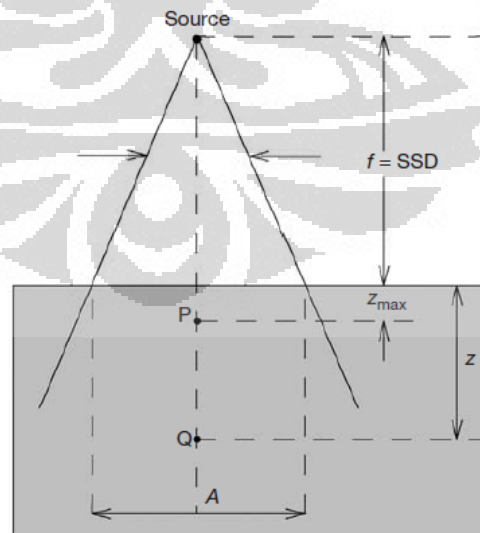
2.1 Persentase Dosis Kedalaman (PDD)

Distribusi dosis radiasi pada sumbu utama pasien atau fantom dikenal dengan istilah PDD (*percentage depth dose*) atau presentase dosis serap pada kedalaman d [12].

Persentase dosis kedalaman dapat didefinisikan secara matematis sebagai berikut [13]

$$PDD(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P} \quad 2.1$$

dengan D_Q adalah dosis serap kedalaman Q , D_P adalah dosis serap pada titik P pada D_{\max} . Titik Q merupakan titik sembarang pada kedalaman z di sumbu utama, titik P merepresentasikan titik dosis referensi di z_{\max} pada sumbu utama. PDD bergantung pada 4 parameter, yaitu kedalaman di dalam fantom z , luas lapangan A , jarak antara sumber dan permukaan f dan kualitas berkas sinar-x hv . Dalam praktek klinik, puncak penyerapan dosis pada sumbu pusat disebut dengan dosis maksimum (D_{\max}). Geometri untuk pendefinisian PDD dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Geometri untuk pendefinisian dan pengukuran PDD [13].

Nilai dosis maksimum untuk foton MV tidak berada pada permukaan kulit, tetapi berada pada kedalaman tertentu, dikenal dengan dosis kedalaman maksimum, D_{\max} . Harga D_{\max} tergantung pada ukuran lapangan radiasi dan energi foton primer. Daerah antara permukaan sampai dengan kedalaman maksimum dikenal sebagai daerah *build-up*. Untuk sinar-x 6 MV, dosis maksimum terjadi pada kedalaman 1,5 cm, sedangkan untuk sinar-x 10 MV dosis maksimum terjadi pada kedalaman 2,5 cm. Jika energi foton meningkat akan menaikkan kedalaman maksimum dan menurunkan dosis permukaan. [14].

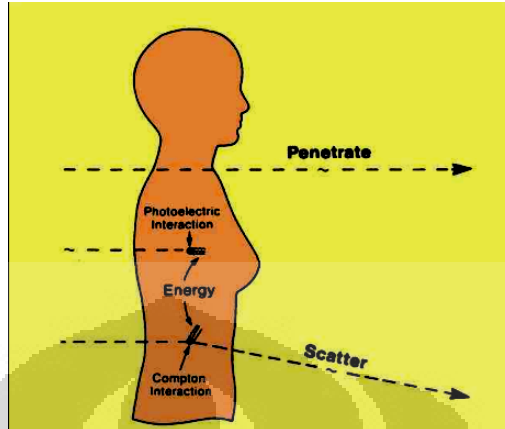
2.2 Profil Berkas Sinar-X

Profil berkas radiasi merupakan intensitas relatif pada bidang tegak lurus sumbu utama berkas di suatu kedalaman pada fantom. Profil berkas sinar-x megavolt (MV) terdiri dari tiga daerah, yaitu daerah pusat (*central region*), umbra dan penumbra. Daerah pusat menggambarkan bagian pusat dari profil berkas radiasi yang memanjang dari berkas sumbu utama menuju 1 – 1,5 cm dari tepi lapangan. Daerah umbra merupakan daerah yang tidak dipengaruhi oleh kolimator. Daerah penumbra merupakan daerah yang dipengaruhi oleh kolimator. Dalam pesawat LINAC, daerah pusat dari profil berkas sinar-x ditimbulkan oleh energi. Profil berkas radiasi dipengaruhi oleh luas lapangan serta kedalaman [15].

2.3 Interaksi Foton dengan Materi

Sebagai berkas sinar-x atau radiasi gamma yang melewati materi, tiga kemungkinan terjadi pada setiap foton, seperti terlihat pada gambar di bawah ini:

- 1) Dapat menembus bagian dari materi tanpa berinteraksi.
- 2) Dapat berinteraksi dengan materi dan benar-benar diserap dengan mendeposikan energinya.
- 3) Dapat berinteraksi dan tersebar atau dibelokkan dari arah aslinya dan deposit sebagian energinya [16].



Gambar 2.2 Foton memasuki tubuh manusia ada kemungkinan menembus, diserap, atau menghasilkan radiasi tersebar [16].

2.3.1. Interaksi Foto Listrik

Dalam efek fotolistrik foton yang berinteraksi dengan elektron orbital terikat erat sebuah attenuator dan menghilang, sedangkan elektron orbital dikeluarkan dari atom sebagai fotoelektron dengan energi kinetik E_K sebagai berikut:

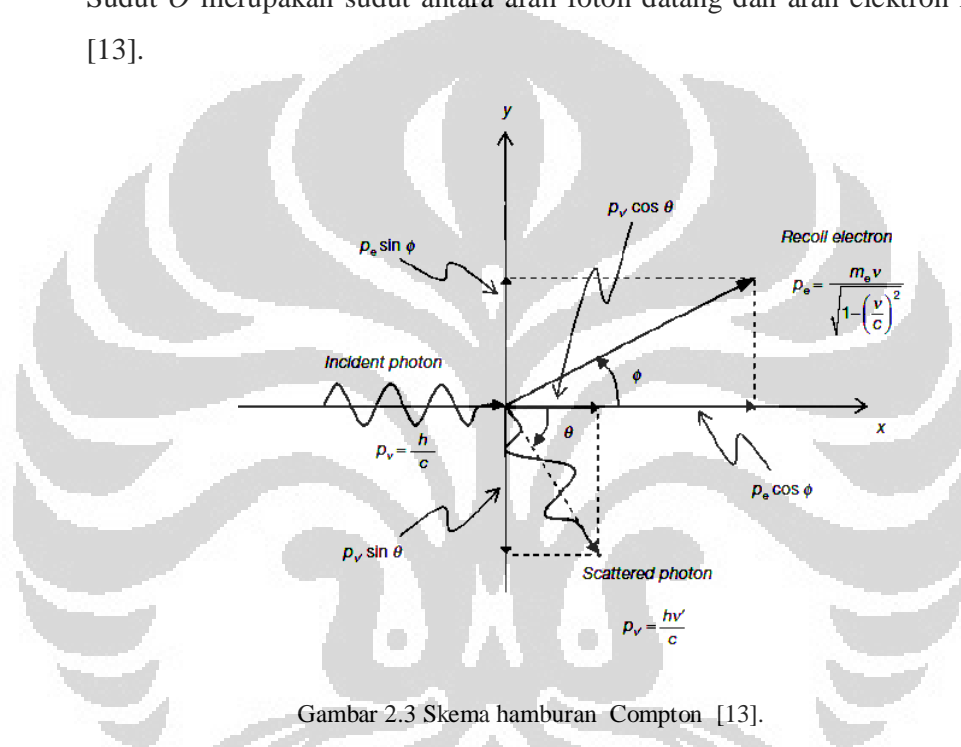
$$E_K = h\nu - E_B \quad (2.2)$$

dengan $h\nu$ adalah energi foton datang dan E_B adalah energi pengikatan elektron [13].

Interaksi fotolistrik biasanya terjadi dengan elektron yang terikat kuat pada atom, yaitu, mereka yang memiliki energi ikat yang relatif tinggi. Interaksi fotolistrik yang paling mungkin ketika energi ikat elektron hanya sedikit lebih kecil dari energi foton. Jika energi mengikat lebih dari energi foton, interaksi fotolistrik tidak dapat terjadi. Interaksi ini hanya mungkin jika foton memiliki energi yang cukup untuk mengatasi energi ikat dan melepaskan elektron dari atom [16].

2.3.2. Hamburan Compton

Efek Compton (hamburan inkoheren) merupakan interaksi foton dengan elektron bebas. Energi foton datang $h\nu$ jauh lebih besar daripada energi ikat dari elektron orbital. Foton kehilangan sebagian dari energinya untuk elektron *recoil* (Compton) dan tersebar sebagai foton $h\nu'$ melalui hamburan dengan sudut θ , seperti yang ditunjukkan secara skematis pada Gambar 2.3. Sudut θ merupakan sudut antara arah foton datang dan arah elektron recoil [13].



Gambar 2.3 Skema hamburan Compton [13].

2.3.3. Hamburan Koheren

Dalam Hamburan koheren (Rayleigh) hamburan foton berinteraksi dengan elektron terikat [13]. Energi dari foton sinar-x primer pertama benar-benar diserap dan kemudian kembali dipancarkan oleh elektron dari atom tunggal. Karena tidak ada energi yang diserap oleh atom, hamburan sinar-x kembali memiliki energi yang sama dengan sinar-x asli, namun arahnya ke segala arah secara acak [25]. Oleh karena itu, hamburan koheren mengubah arah dari foton bukan mengubah energi dari foton.

2.3.4. Produk Pasangan

Dalam interaksi produksi pasangan, foton berinteraksi dengan inti sedemikian rupa sehingga energi diubah menjadi materi. Interaksi ini menghasilkan sepasang partikel, elektron dan positron bermuatan positif. Kedua partikel memiliki massa yang sama, masing-masing setara dengan energi massa sisa 0,51 MeV [16].

2.4. Monte Carlo

Monte Carlo merupakan metoda yang digunakan untuk mensimulasikan suatu proses random. Metoda ini menggunakan teori peluang, dan dalam Monte Carlo setiap kejadian dipandang sebagai keadaan yang berdiri sendiri dan berbeda dari keadaan sebelumnya. Ini disebut sebagai keadaan *stochastic*. Monte Carlo memiliki kemampuan untuk mensimulasikan jejak partikel dalam transport radiasi. Hal ini dilakukan dengan sejumlah sampel yang diperlukan dari distribusi probabilitas utama dari proses fisik secara individual. Kuantitas seperti *fluence*, spektrum energi dan distribusi dosis serap dapat dihitung dengan mensimulasikan sejumlah partikel [17].

Metode Monte Carlo tidak menyelesaikan persamaan eksplisit melainkan mendapatkan jawaban dengan cara mensimulasikan sinar-x/foton secara individu dan merekam beberapa aspek (perhitungan) dari sifat rata-rata foton tersebut. Metode Monte Carlo merupakan produk era komputer modern. Foton-foton individual dari radiasi foton yang melewati media dengan membuat beberapa tumbukan dengan elektron-elektron atau atom-atom dalam lintasannya dapat dibuat simulasi numeriknya. Untuk memperoleh representasi statistik yang baik dari kejadian fisis, sejarah foton dilacak mulai foton tersebut muncul sampai akhirnya hilang karena penyerapan ataupun karena degenarasi energi [18].

2.4.1 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;

$$f(x) = \sigma_T(E)e^{-\sigma_T(E)x} \quad (2.3)$$

dengan $\sigma_T(E)$ merupakan *cross-section* total yang nilainya tampak seperti Gambar 2.4. 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:

Mengintegalkan *pdf* untuk mendapatkan *cumulative distribution function (cdf)*:

$$f(x) = \int_0^x \sigma_T(E)e^{-\sigma_T(E)x} dx = 1 - e^{-\sigma_T(E)x} \quad (2.4)$$

dengan integrasi ini $f(x)$ telah ternormalisasi, sehingga saat $f(\infty) = 1$.

Melakukan inversi terhadap *cdf*

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

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

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(1 - \xi) \quad (2.6)$$

karena nilai ξ terdistribusi dengan nilai dari 0 sampai 1, nilai $(1 - \xi)$ juga bernilai dari 0 sampai 1. Maka untuk memperpendek waktu komputasi, persamaan (2.6) dapat ditulis

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(\xi) \quad (2.7)$$

Persamaan (2.7) 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

$$pdf' = \frac{pdf}{pdf_{\max}} \quad (2.8)$$

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

Dalam pemilihan tipe interaksi ini, pdf_{\max} adalah $\sigma_T(E)$ yang merupakan *crosssection* total atau dapat ditulis $\sum_{f=1}^n \sigma_i$, sementara *pdf'* adalah probabilitas tipe interaksi $f(i)$. Sehingga persamaan (2.8) dapat ditulis:

$$f(t) = \frac{\sum_{f=1}^t \sigma_i}{\sum_{f=1}^n \sigma_i}, n \geq t \quad (2.9)$$

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

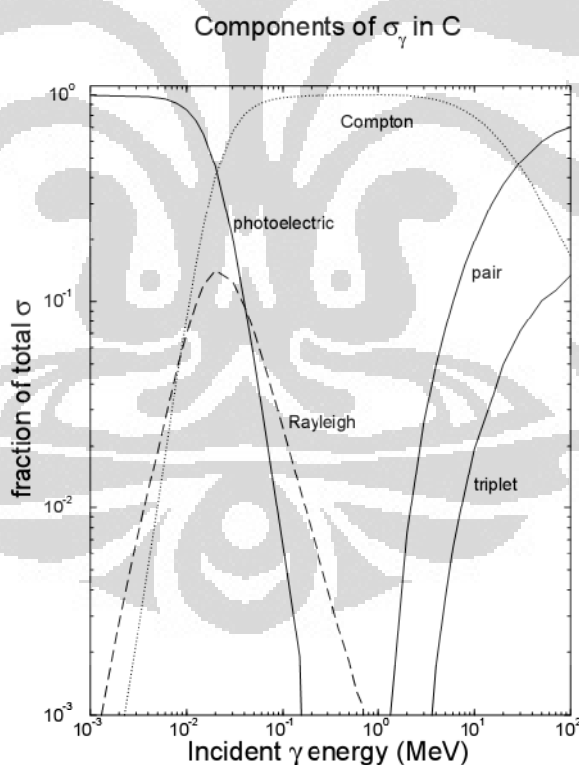
Setelah didapatkan probabilitas tiap interaksi, kemudian dibangkitkan bilangan *random*, untuk menentukan tipe interaksi.

$$f(t-1) < \xi < f(t) \quad (2.10)$$

Misalkan bilangan random ζ 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.

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* [37, 34].

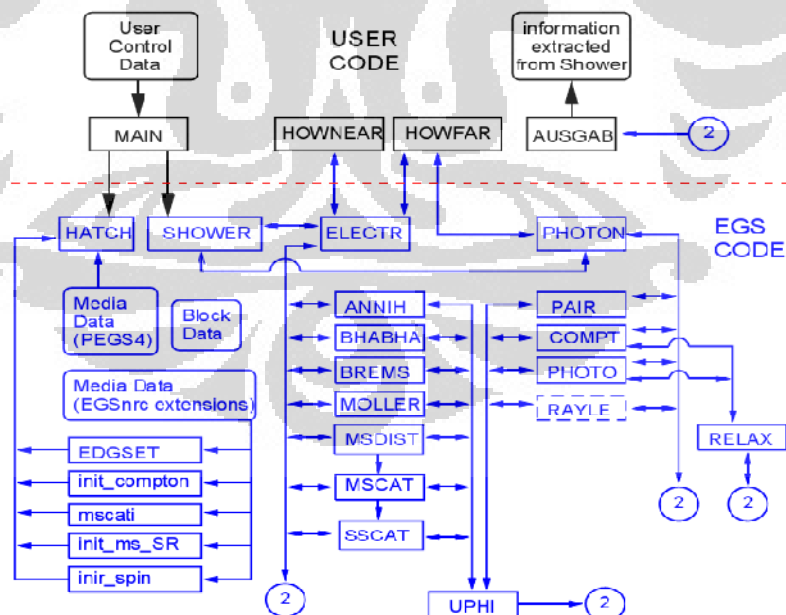


Gambar 2.4. Grafik komponen *cross-section* interaksi foton dengan karbon [37].

2.4.2 EGSnrc Code

EGS (*Electron Gamma Shower*) adalah suatu sistem kode komputer yang secara umum bisa digunakan untuk berbagai tujuan. EGS menggunakan simulasi Monte Carlo untuk transport elektron dan foton pada geometri tertentu. Kode ini telah dirancang untuk mensimulasikan partikel (elektron/foton) dalam berbagai interaksi melalui dengan media yang dilalui pada rentang energi elektron 10 eV sampai 100 GeV dan energi foton 1 eV sampai 100 GeV [19].

Struktur EGSnrc tampak pada Gambar 2.4. 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* HOWNEAR dan HOWFAR pada *user code* masing-masing memiliki fungsi untuk menentukan geometri, dan untuk mengeluarkan hasil program[36].

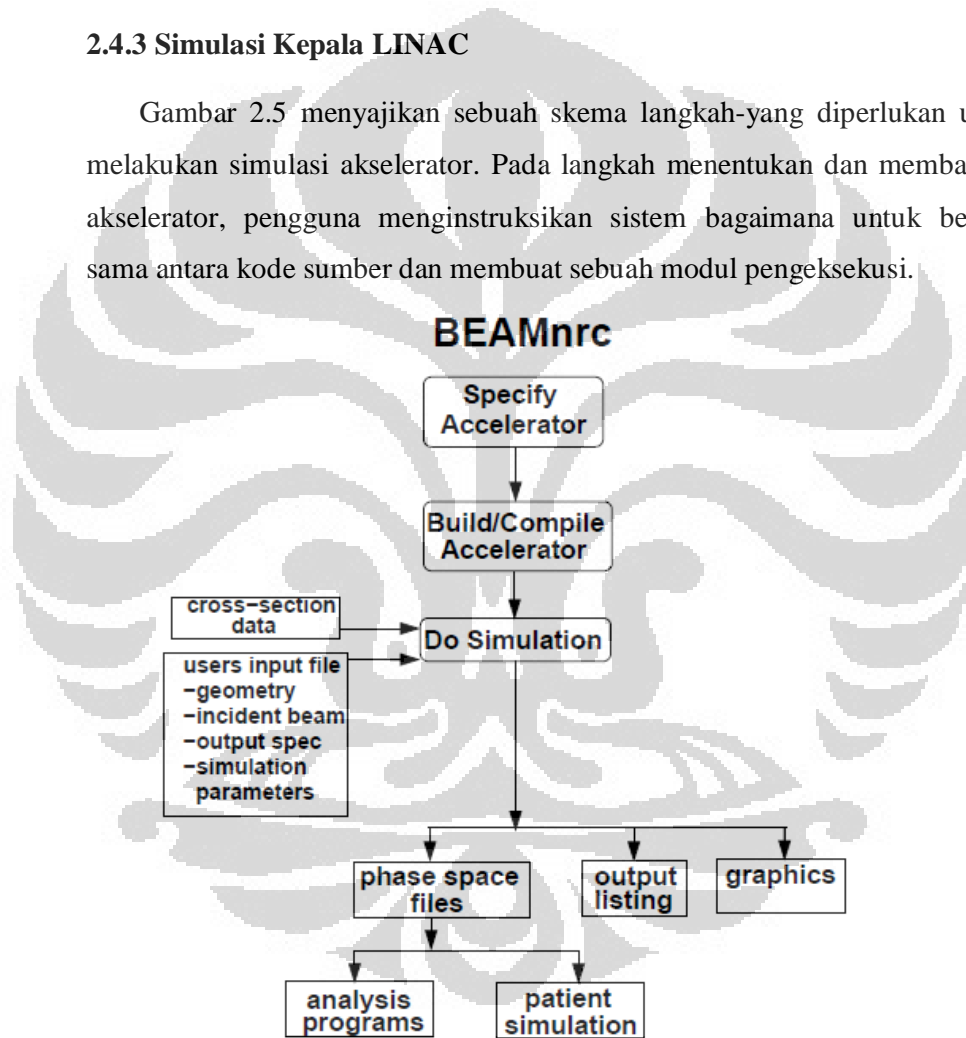


Gambar 2.5. Struktur EGSnrc, terdiri atas *user code* dan *EGS code* [36].

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

2.4.3 Simulasi Kepala LINAC

Gambar 2.5 menyajikan sebuah skema langkah-langkah yang diperlukan untuk melakukan simulasi akselerator. Pada langkah menentukan dan membangun akselerator, pengguna menginstruksikan sistem bagaimana untuk bekerja sama antara kode sumber dan membuat sebuah modul pengeksekusi.



Gambar 2.6. Langkah yang terlibat dalam penggunaan BEAMnrc [38].

Pada tahap ini hanya bagian luar akselerator yang didefinisikan (misalkan flattening filter sesudah dan sebelum kolimator primer. Selama tahap

pelaksanaan, program membaca dalam jumlah besar data terkait dengan data *cross sections* foton dan elektron untuk bahan tertentu dalam model akselerator ini. Data-data ini dihasilkan oleh kode, disebut PEGS4 (yang disertakan dengan EGSnrc sistem. Yang terkandung dalam \$HEN HOUSE/ data subdirectory. Pengguna juga bisa membuat sebuah file input yang menentukan semua rincian tentang akselerator tertentu (misalkan *scattering foil*, jarak ke exit window, bahan penyusun dan ketebalan bahan). Pengguna juga harus menentukan semua parameter yang mengendalikan radiasi, pemodelan transportasi dan juga harus memilih dan mengontrol pengurangan varian yang digunakan.

Pada tahap akhir dari simulasi adalah analisa output phase space files (dalam ukuran puluhan atau ratusan Mbytes).

2.4.4 DOSXYZnrc User Code

DOSXYZ dalam sistem BEAM/EGS4 adalah kode untuk simulasi transpor elektron dan foton dalam volume kartesian dan menghitung deposit energi di voksel yang ditunjuk. Geometri adalah volume bujur sangkar dengan dimensi voxel yang merupakan variabel dalam tiga dimensi. Setiap voxel dapat memiliki bahan yang berbeda dengan berbagai kepadatan untuk digunakan dengan CT data [20].

DOSXYZnrc adalah kode untuk keperluan umum EGSnrc untuk perhitungan dosis serap secara 3 dimensi. DOSXYZnrc mensimulasikan pengangkutan foton dan elektron dalam geometri seperti garis lurus dan menghitung pengendapan energi dalam elemen volume (voxel) yang ditunjuk. Geometri adalah koordinat kartesian dengan bidang XY, X ke kanan, Y kebawah halaman dan sumbu Z ke dalam halaman. Variabel dalam semua arah tiga dimensi dimana setiap voxel dapat memiliki materi yang berbeda dan kepadatan yang bervariasi [21].

Input data pada DOSXYZnrc perlu didefinisikan beberapa parameter yaitu geometri dan ukuran fantom, jumlah dan ukuran voxel pada arah sumbu X, Y, dan Z, arah berkas sumber foton, spektrum berkas foton, media yang dilewati di dalam fantom, dan banyaknya partikel yang akan disimulasikan.

Sesuai dengan karakteristik interaksi antara foton dan materi maka untuk mensimulasikan berkas foton diperlukan paling kurang 300 juta partikel. Data spektrum berkas foton didefinisikan dan dibuat dengan bantuan kode *SpekCalc*. Salah satu parameter penting dalam simulasi yang dapat mempengaruhi efisiensi waktu perhitungan yaitu global ECUT (*Electron Cutoff Energy*) dan global PCUT (*Photon Cutoff Energy*). Global ECUT adalah batas energi terendah dimana simulasi akan menghentikan transport partikel apabila energi elektron berada di bawah nilai global ECUT. Sedangkan Global PCUT adalah batas energi terendah dimana simulasi akan menghentikan transport partikel apabila energi photon berada di bawah nilai global PCUT [22, 23].

2.4.5 STATDOSE Interface

Statdose adalah antarmuka komputer interaktif untuk menganalisa sebaran dosis dalam bentuk tiga dimensi yang dihasilkan oleh DOSXYZnrc. Statdose dapat digunakan untuk melakukan plotting sebaran dosis satu dimensi menggunakan xvgr/xmgr dari sebaran dosis tiga dimensi yang dihasilkan DOSXYZnrc. Fungsi Statdose meliputi normalisasi, plotting, rebinning, dan analisis sebaran dosis. Selain itu Statdose juga dapat membandingkan sebaran dosis baik secara statistik maupun grafik [24].

2.4.6 Ctcreate

Fantom CT yang digunakan pada program DOSXYZnrc memungkinkan perhitungan dosis pada fantom yang berasal dari data set CT. hal ini memungkinkan simulasi *anthropomorphic* yang realistis [21].

Sistem ini mendukung untuk data yang berformat ADAC Pinnacle format, CADPLAN dan DICOM. Pada Versi sebelumnya DOSXYZnrc termasuk didalamnya untuk pengolahan set CT Data dalam kode itu sendiri. Untuk memungkinkan DOSXYZnrc menggunakan fantom lebih besar tanpa kehabisan memori, pengolahan CT data sekarang dilakukan secara terpisah menggunakan kode yang berdiri sendiri, yang disebut *ctcreate*.

2.5. Kanker Paru

Kanker paru-paru adalah pertumbuhan tidak terkendali dari sel-sel abnormal dalam satu atau kedua paru-paru. Sementara sel-sel normal bereproduksi dan berkembang menjadi jaringan paru-paru sehat, sel abnormal ini berkembang biak lebih cepat dan tidak pernah tumbuh menjadi jaringan paru-paru normal. Benjolan sel kanker (tumor) akan membentuk dan tumbuh. Selain mengganggu bagaimana fungsi paru-paru, sel-sel kanker dapat menyebar dari tumor ke dalam aliran darah atau sistem limfatik di mana mereka dapat menyebar ke organ lain [26].

2.5.1 Staging kanker paru

Pembagian *staging* kanker paru dapat dilihat pada Tabel 2.1 dan Tabel 2.2. Tabel 2.1 menunjukkan tingkatan dari kanker paru, *Stage* 0, IA, IB, IIA, IIB, IIIA, IIIB dan IV dan tabel 2.2 menunjukkan *staging* Cancer berdasarkan TNM.

Tabel 2.1. Internasional *staging* untuk kanker Paru [27].

Staging	T	N	M
IA	T1	No	Mo
IB	T2	No	Mo
II A	T1	N1	M0
II B	T2	N1	Mo
	T3	N0	M0
III A	T1-3	N2	Mo
	T3	N1	M0
III B	Any T	N3	M0
	T3	N2	Mo
	T4	Any N	Mo
IV	Any T	Any N	M1

Tabel. 2.2 *Staging* Cancer berdasarkan TNM [27].

TNM	Keterangan
T1	Tumor <3 cm tanpa keterlibatan (belum sampai) pleura atau batang utama bronkus
T2	Tumor > 3 cm mengenai batang utama bronkus sejauh 2 cm dari karina, mengenai pleura visceral, berhubungan dengan atelektasis atau pneumonitis obstruktif yang meluas ke daerah hilus, tetapi belum mengenai seluruh paru
T3	Tumor dengan keterlibatan dinding dada (termasuk tumor sulkus superior), diafragma, pleura mediastinum atau tumor dalam bronkus utama yang jaraknya kurang dari 2 cm sebelah distal karina atau tumor yang berhubungan dengan atelektasis atau pneumonitis obstruktif seluruh paru
T4	Tumor dengan invasi mediastinum, jantung, pembuluh darah besar, trakea, esofagus, korpus vertebral, carina atau dengan efusi pleura ganas
No	Tidak ada metastasis ke kelenjar getah bening
N1	Metastasis pada kelenjar getah bening peribronkial dan/atau hilus ipsilateral, termasuk perluasan tumor secara langsung
N2	Metastasis ke kelenjar getah bening mediastinum ipsilateral atau subkarinal
N3	Metastasis ke kelenjar getah bening mediastinum kontralateral atau hilus.
M0	Tak ditemukan metastasis jauh
M1	Ditemukan metastasis jauh

2.5.2 Jenis - jenis kanker paru

Ada dua jenis utama kanker paru: *Non Small Cell Lung Cancer* (NSCLC), dan *Small Cell Lung Cancer* (SCLC). Lebih dari 80% kasus kanker paru merupakan jenis NSCLC [28]. *Non Small Cell Lung Cancer* (NSCLC), terbagi lagi menjadi :

Karsinoma squamosa, jenis ini adalah jenis kanker paru paling umum. Hal ini berkembang dalam sel yang menggarisi saluran udara. Jenis kanker ini seringkali disebabkan karena rokok.

Adenokarsinoma, jenis ini berkembang dari sel-sel yang memproduksi lendir (dahak) pada permukaan saluran udara (airways). Jenis kanker ini lebih umum.

Karsinoma sel besar, Bentuk sel kanker ini dibawah mikroskop sesuai namanya: sel sel bundar besar. Sering disebut juga *undifferentiated carcinoma*.

2.6. Pengaruh Densitas Paru

Masih banyak uji klinis yang tidak memasukkan pengaruh dari kepadatan paru pada perhitungan. Pada perhitungan komputer kepadatan paru adalah 1 yang itu sama dengan kepadatan air, bukan sekitar 0,2 – 0,4 yang realistis. Ini berarti bahwa atenuasi foton persatuan panjang pada jaringan paru lebih rendah dibandingkan pada kepadatan jaringan yang setara dengan air. Orton dkk (2008) menyebutkan beberapa alasan kurangnya penggunaan koreksi kepadatan: kemampuan yang tidak memahami perencanaan terapi komputer untuk membuat perhitungan kepadatan untuk koreksi dosis, kurangnya konsesus untuk koreksi kepadatan dengan perhitungan yang baik atau diterima, kurangnya bukti bahwa koreksi untuk kepadatan paru diperlukan dalam uji klinis, dan mungkin yang paling penting adalah realisasi sejauh ini bahwa semua telah memiliki pengalaman klinis dengan dosis tidak dikoreksi. Ketika dosis diukur dalam fantom *benchmark* pada suatu titik antara dua jaringan paru-paru ada peningkatan dosis mulai dari 5 % - 14 %. Tabel 2.3 menunjukkan faktor koreksi akibat dari kepadatan paru [32].

Tabel 2.3. Faktor koreksi kepadatan paru [32].

Energi Foton	laterals	Bidang AP/PA
Co-60	1,3	0,98
6 MV	1,22	0,98
4 MV	1,25	0,98
10 MV	1,16	0,99
15 MV	1,15	0,99
18 MV	1,14	0,99
24 MV	1,11	0,99

2.7. Koreksi untuk Jaringan tidak Homogen

Sampai saat ini diasumsikan bahwa jaringan tubuh pasien setara dengan air dan dengan demikian kedalaman pada pasien sesuai dengan kedalaman di dalam air. Dalam praktek hal ini tidak pernah sama terutama untuk terapi paru-paru, koreksi diperlukan untuk mengambil pertimbangan diakibatkan ketidakhomogenan jaringan [33]. Metode koreksi inhomogenitas jaringan umumnya mencoba untuk mengoreksi perubahan utama komponen berkas dan memperbaiki efek kompleks pada radiasi yang tersebar dalam volume 3 dimensi. Metode yang paling sederhana menggunakan metode dosis kedalaman untuk paru-paru (peningkatan sekitar 2,5 % pada dosis per centimeter untuk berkas 6 MV) dan mengasumsikan tidak ada koreksi untuk sejumlah kecil tulang [22].

Berikut empat metode koreksi untuk ketidakhomogenan jaringan, yaitu metode TAR, metode Batho, metode TAR equivalent, dan metode pergeseran isodosis. Contoh situasi ditunjukkan pada gambar 2.4 dimana lapisan jaringan terletak diantara 2 lapisan setara dengan jaringan air [13].

2.7.1. Metode Tissue Air Ratios (TAR)

Merupakan metode perbandingan *TAR* antara titik ekuivalen dengan *TAR* titik pada kedalaman yang sebenarnya. Nilai faktor koreksi dititik P adalah

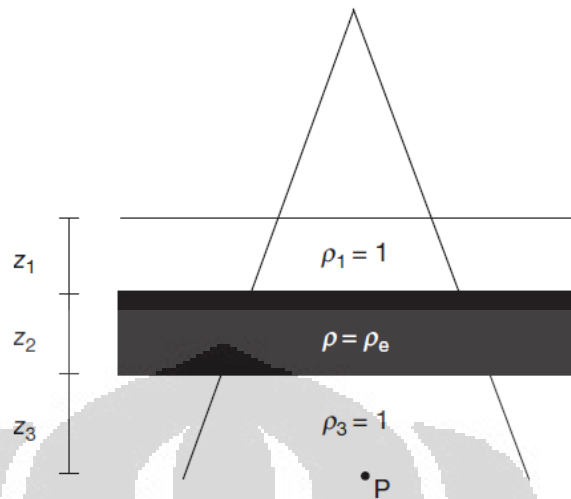
$$CF = \frac{TAR(Z', r_d)}{TAR(Z, r_d)} \quad (2.11)$$

kedalaman ekuivalen, memperkirakan ketebalan material setara dengan kepadatan materi yang melemahkan berkas yang melewati jaringan tidak seragam. Dengan

$$Z' = Z_1 + (\rho_2 x Z_2) + Z_3 \quad (2.12)$$

dan

$$Z = Z_1 + Z_2 + Z_3 \quad (2.13)$$



Gambar 2.7 letak titik P pada jaringan yang tidak homogen.

2.7.2. Metode Power law (Batho)

Metode ini pada awalnya dikembangkan oleh batho, dan kemudian secara umum oleh Sontag and Cunningham. Koreksi faktor titik P dihitung dengan menggunakan persamaan berikut:

$$CF = \frac{TAR(Z_3, r_d)^{\rho_3 - \rho_2}}{TAR(Z, r_d)^{1 - \rho_2}} \quad (2.14)$$

dengan Z sama dengan persamaan (2.13)

$$Z = Z_1 + Z_2 + Z_3$$

2.7.3 Metode equivalent TAR

Metode equivalent TAR mirip dengan metode TAR yang diuraikan atas, dengan pengecualian bahwa parameter ukuran lapangan dimodifikasi sebagai fungsi kepadatan relatif untuk mengoreksi posisi geometris dari inhomogeneitas terhadap titik perhitungan. Nilai faktor koreksi di titik P dihitung menggunakan persamaan berikut:

$$CF = \frac{TAR(Z', r_d')}{TAR(Z, r_d)} \quad (2.15)$$

dengan

$$Z' = Z_1 + (\rho_2 \times Z_2) + Z_3$$

dan

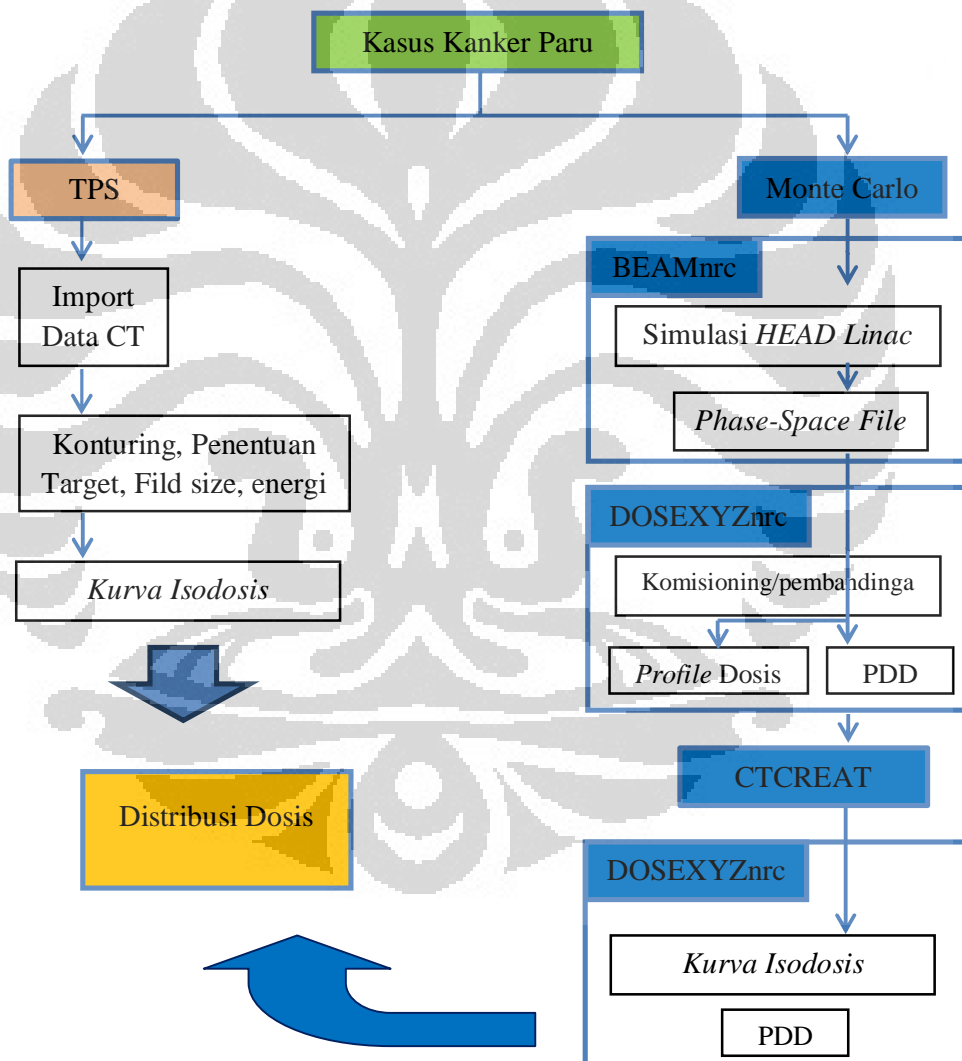
$$Z = Z_1 + Z_2 + Z_3$$

2.7.4 Metode Pergeseran isodosis

Metode isodosis pergeseran untuk koreksi dosis akibat adanya inhomogenitas. Faktor pergeseran isodosis untuk beberapa jenis jaringan telah ditentukan untuk titik isodosis di luar inhomogenitas tersebut. Tergantung faktor energi tetapi tidak bervariasi secara signifikan dengan ukuran lapangan. Faktor-faktor untuk jenis jaringan yang paling umum dalam berkas 4 foton MV adalah: rongga udara: -0,6; paru: -0,4, dan tulang keras: 0,5. Pergeseran isodosis total adalah ketebalan inhomogenitas dikalikan dengan faktor untuk suatu jaringan tertentu. Kurva isodosis yang bergeser jauh dari permukaan ketika faktor negatif [13].

BAB III METODE PENELITIAN

Metode penelitian tesis ini menggunakan simulasi Monte Carlo, menggunakan program paket EGSnrc, yang terdiri dari BEAMnrc, dan DOSXYZnrc. Distribusi dosis yang dihasilkan dari simulasi Monte Carlo kemudian dibandingkan dengan data TPS. Diagram tahapan proses penelitian dan urutan simulasi ditunjukkan dalam Gambar 3.1.



Gambar.3.1. Diagram urutan simulasi penentuan distribusi dosis.

Pada penelitian ini akan membandingkan distribusi dosis hasil simulasi Monte Carlo dan perhitungan TPS. Perhitungan TPS diawali dengan mengimport data CT ke komputer yang akan digunakan untuk kalkulasi TPS. Selanjutnya melakukan konturing, penentuan target, mengatur luas lapangan, dan menentukan energi yang akan digunakan yaitu 6 MV.

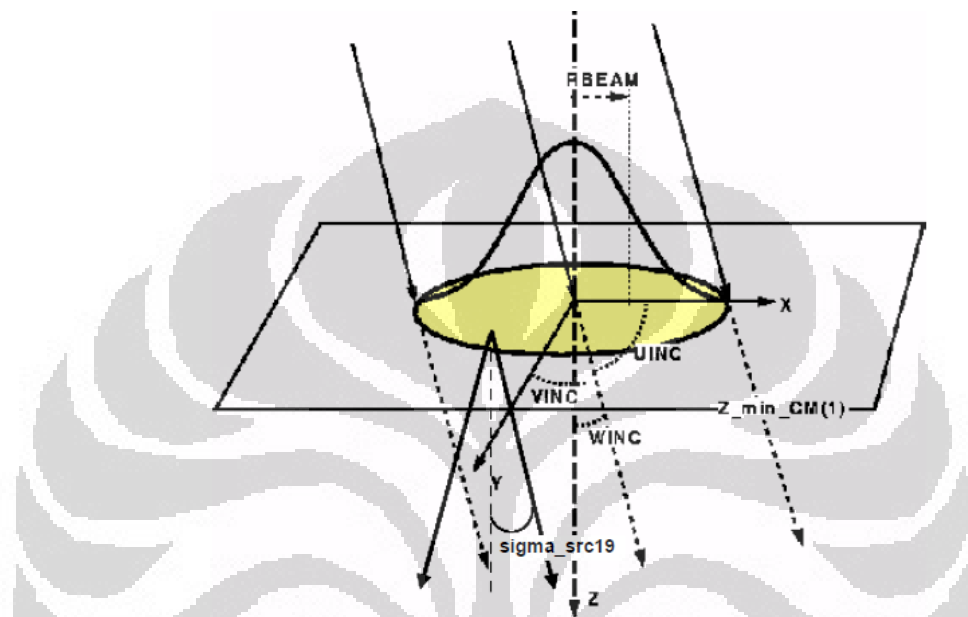
Tahapan simulasi Monte Carlo dimulai dengan mensimulasikan interaksi radiasi dengan kepala akselerator dan pemodelan kepala akselerator LINAC Elekta menggunakan BEAMnrc. Untuk simulasi ini digunakan input data spesifikasi seperti yang dilakukan oleh Anam [2010], yang dapat dilihat pada Lampiran 1. Selanjutnya dengan hasil simulasi BEAMnrc dilakukan kembali simulasi interaksi sinar-x 6 MV dengan medium air menggunakan DOSXYZnrc yang menghasilkan nilai PDD dan profil dosis untuk berbagai lapangan, yang kemudian dibandingkan dengan hasil pengukuran komisioning yang dilakukan pihak rumah sakit. Energi simulasi yang paling sesuai dengan hasil pengukuran dipilih untuk simulasi selanjutnya dengan menggunakan medium tubuh pasien kanker Paru yang direpresentasikan dengan citra CT.

Program untuk simulasi citra CT dikenal dengan `ctcreate`. Dengan program ini data DICOM citra CT dikonversi menjadi `egsphant`, yang dalam simulasi DOSXYZnrc dianggap sebagai fantom. Simulasi selanjutnya menggunakan program sebelumnya DOSXYZnrc dengan fantom `egsphant` untuk memperoleh distribusi dosis dalam tubuh. Hasilnya dibandingkan dengan distribusi hasil kalkulasi TPS. Kemudian menentukan faktor koreksi akibat ketidakhomogenan jaringan menggunakan metode TAR. Metode ini dipilih karena lokasi jaringan kanker paru yang berada pada dua medium (ditengah) paru. Metode TAR juga dianggap oleh penulis sebagai metode yang lebih sederhana dibanding dengan metode yang lain. Langkah langkah tersebut secara detail sebagai berikut:

3.1 Simulasi Berkas Sinar-x 6 MV Elekta

Pemodelan berkas elektron yang keluar dari *exit window* diasumsikan mempunyai bentuk melingkar dan mempunyai distribusi radial Gaussian

terhadap sumbu-z atau sumbu berkas. Dalam simulasi BEAMnrc ini, berkas dipilih ISOURCE-19 atau *Parallel Circular Beam with 2-D Gaussian X-Y Distribution* dengan sumbu berkas tegak lurus permukaan fantom. Gambar ISOURCE-19 ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2. Sumber partikel menggunakan ISOURCE=19 atau *Parallel Circular Beam with 2-D Gaussian X-Y Distribution* [19].

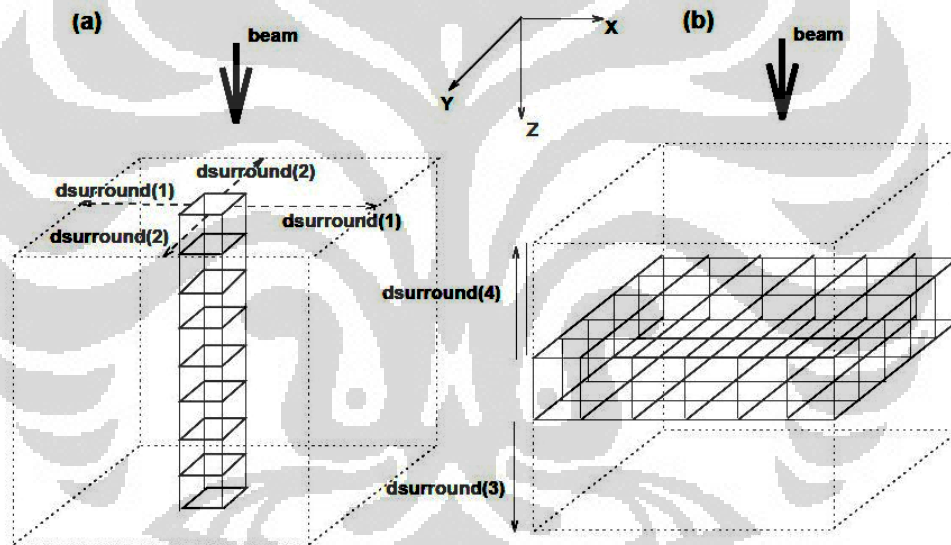
Untuk produksi sinar-x 6 MV ini, energi elektron divariasikan sebesar 5.7 MeV, 6.0 MeV, 6.2 MeV, dan 6.6 MeV, dan intensitas radial elektron dengan nilai FWHM (*Full Width Half Maximum*), 1 mm. Simulasi dengan jumlah partikel 1×10^8 partikel menggunakan komputer dengan prosesor Intel® Core™ i3-2120 CPU 3.30 GHz, Memori 2048 MB diperlukan waktu kurang lebih 4,5 jam. Hasil keluaran simulasi yang disebut *phase space file* berisi informasi energi, distribusi spasial dan angular partikel. Data *phase space file* dipakai sebagai input DOSXYZnrc.

Ukuran lapangan pada penelitian ini divariasikan dipilih dengan ukuran $5 \times 5 \text{ cm}^2$, dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Pengaturan ukuran lapangan radiasi ini diatur dengan mengatur bukaan *jaws* dalam LINAC.

3.2 Simulasi PDD dan *Profile* Dosis

3.2.1 Simulasi Fantom

Cara menyusun fantom dalam DOSXYZnrc yaitu dengan mendefinisikan satu set batas sumbu X, Y, dan Z. Kemudian menentukan jenis materi yang digunakan yaitu air dan menentukan kepadatannya 1 g/cm^3 . Air dipilih sebagai materi fantom karena sebagian besar tubuh manusia terdiri dari cairan, sehingga diharapkan hasil simulasi mendekati kondisi riil pasien. Ukuran fantom yang digunakan masing-masing sumbu X, Y, dan Z adalah 40 cm. Contoh penyusunan voxel dari fantom ditunjukkan pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3. Gambar contoh penyusunan Fantom. a. untuk penentuan PDD b. untuk penentuan *profile* dosis [19].

3.2.2. Penentuan PDD

Untuk menentukan PDD, fantom dibagi menjadi voxel (*volume element*) yang kecil-kecil ke arah sumbu Z, karena daerah dosis (*dose zones*) yang diamati sepanjang sumbu utama berkas radiasi pada arah sumbu Z. *Dose zone* terdiri atas 36 lapisan sepanjang sumbu Z. Dua lapisan pertama dari permukaan mempunyai ketebalan 0,4 cm, kemudian 16 lapisan berikutnya dengan ketebalan 0,2 cm, dan 18 lapisan berikutnya dengan ketebalan 2 cm,

Universitas Indonesia

sehingga total kedalamannya 40 cm dengan sumbu minimum 0 dan sumbu maksimum 40. Untuk lebih jelasnya tentang penyusunan voxel pada sumbu, X, Y dan Z dapat dilihat pada Lampiran B.1.

3.2.3. Penentuan *Profile Dosis*

Untuk menentukan *profile* dosis, fantom dibagi menjadi voxel yang kecil-kecil ke arah sumbu X atau Y. *Dose zones* dibuat tegak lurus dengan sumbu utama berkas. Untuk penentuan voxel pada profil dosis tidak sama untuk tiap lapangan. Jumlah voxel dan ukuran voxel untuk tiap lapangan dapat dilihat pada Lampiran B.2.

Dalam simulasi ini dipilih energy batas bawah (*electron cut-off energy*) dan (*photon cut-off energy*) dipilih masing masing sebesar 0,521 MeV dan 0,01 MeV.

3.3. Membandingkan data simulasi PDD dan *Profile* dosis dengan data Pengukuran

Untuk mengetahui kesesuaian phase space files hasil simulasi Monte Carlo, maka perlu membandingkan data PDD dan profil dosis hasil simulasi dengan data yang diukur dari rumah sakit untuk berkas 6 MV, dan luas lapangan 10 x 10 cm².

PDD hasil simulasi DOSXYZnrc dibandingkan dengan PDD hasil pengukuran, dimana besarnya perbedaan dosis ($\Delta\%$) antara data simulasi dan data pengukuran, ditentukan melalui persamaan berikut:

$$\Delta\% = \frac{\text{hasil simulasi} - \text{hasil pengukuran}}{\text{hasil pengukuran}} \times 100$$

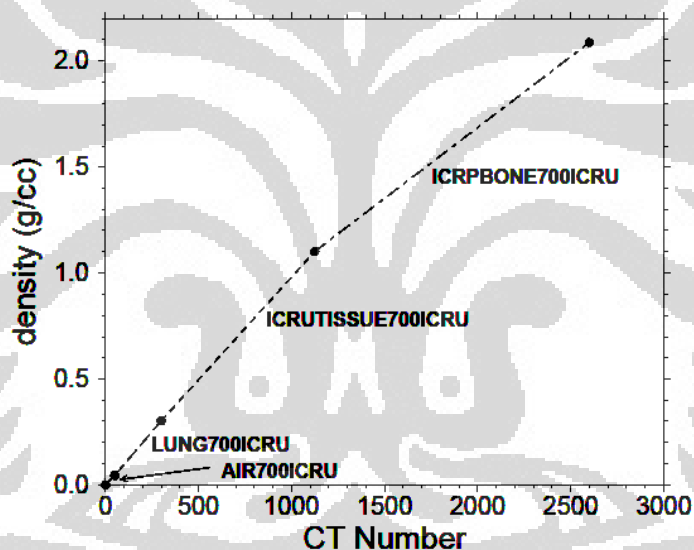
[29]

3.4. Penentuan Distribusi Dosis dalam Paru

3.4.1. Menyusun *ctcreate* / fantom CT

Untuk simulasi tubuh pasien yang diambil dari citra CT scan diperlukan program *ctcreate*, yaitu program yang dapat membuat fantom menggunakan citra atau gambar pasien yang diambil dari data CT. Pada gambar CT densitas dinyatakan dalam *Hounsfield Unit (HU)*, yang kemudian diinterpolasi ke matriks 3D voxel dan diubah ke densitas fisik. Konversi dari densitas CT menjadi densitas fisik melalui interpolasi optik ke densitas fisik dibentuk dengan CT *ramp* yang ditunjukkan pada Gambar 3.4.

Densitas fisik dari matriks ini kemudian disimpan dalam file *egsphant*, termasuk juga daftar media atau jaringan penyusun dan jenis materinya.



Gambar. 3.4. Standar ramp untuk konversi CT number ke materi dan kepadatan pada *ctcreate* [21].

3.4.2. Membuat kurva Isodosis

Simulasi distribusi dosis menggunakan program *DOSXYZnrc* dan memasukkan file *egsphant* sebagai fantom. Simulasi ini akan menghasilkan file *3ddose*. Untuk melihat kurva isodosis digunakan program *dosxyz_show* yang hanya bisa berjalan pada komputer dengan OS Linux. Untuk membaca data file *3ddose* digunakan program *statdose*.

BAB IV

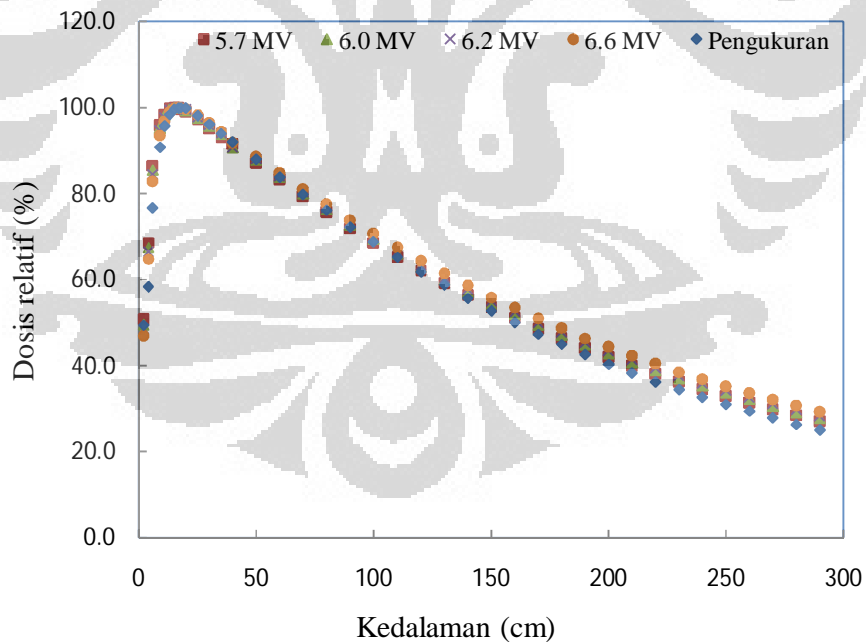
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Hasil Penelitian

Hasil simulasi BEAMnrc adalah berkas sinar-x yang disimpan dalam phase space file yang merepresentasikan berkas yang keluar dari kepala LINAC yang mempunyai penampang lingkaran. Phase space file dapat dilihat dalam Lampiran C.1. dan hasil simulasi interaksi phase space file dengan medium air menghasilkan nilai PDD dan *profile* dosis.

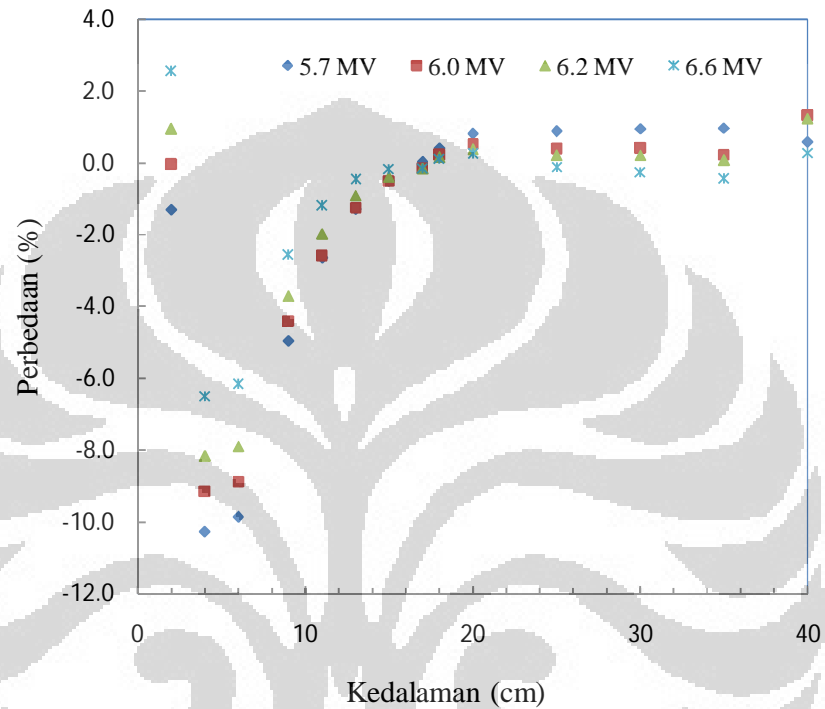
4.1.1 Penyesuaian PDD dan Profile Dosis Hasil Simulasi dan Pengukuran

Simulasi Monte Carlo untuk sinar-x 6 MV didekati oleh sinar-x 5.7, 6, 6.2 dan 6.6 MV. Hasil simulasi PDD untuk keempat jenis sinar-x beserta hasil pengukuran dapat dilihat pada Lampiran C.2. dari data tersebut nilai PDD ditampilkan dalam bentuk grafik seperti pada Gambar 4.1.



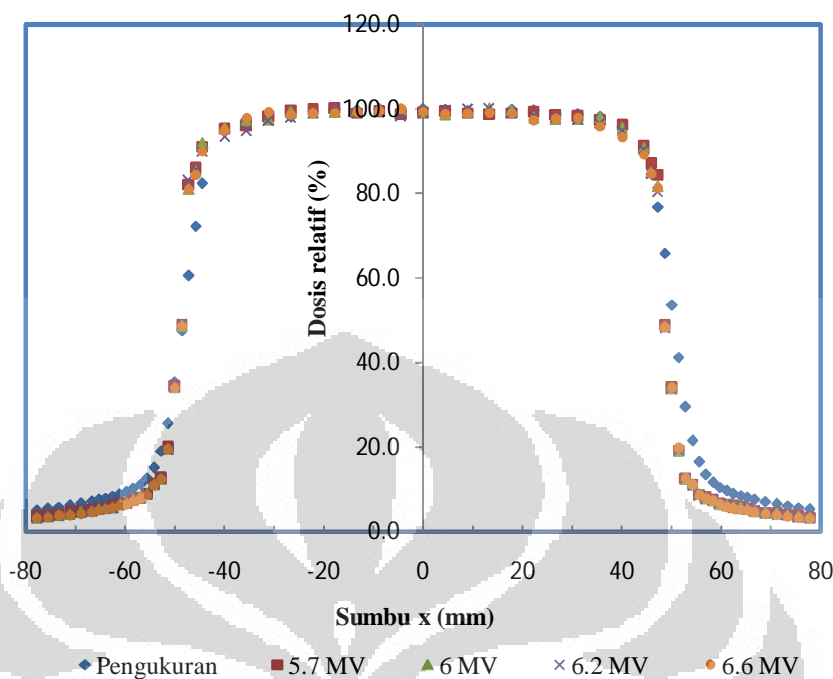
Gambar 4.1. Grafik PDD dengan variasi energi 5.7 MV, 6.0 MV, 6.2 MV, dan 6.6 MV, luas lapangan 10 x 10 cm².

Tampak kelima grafik itu hampir saling berhimpitan, yang berarti tidak berbeda signifikan. Untuk lebih jelasnya perbedaan keempat hasil simulasi dengan hasil pengukuran dapat dilihat dalam lampiran C.3 dan gambar 4.2



Gambar 4.2. Grafik $\Delta\%$ antara pengukuran dengan simulasi untuk variasi energi kinetik elektron.

Hasil simulasi profil dosis pada kedalaman 10 cm dalam medium air untuk lapangan 10 x 10 cm SSD 100 dibandingkan dengan hasil pengukuran dapat dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3. Kurva profil dosis dalam air untuk variasi energi kinetik elektron, lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 100 cm.

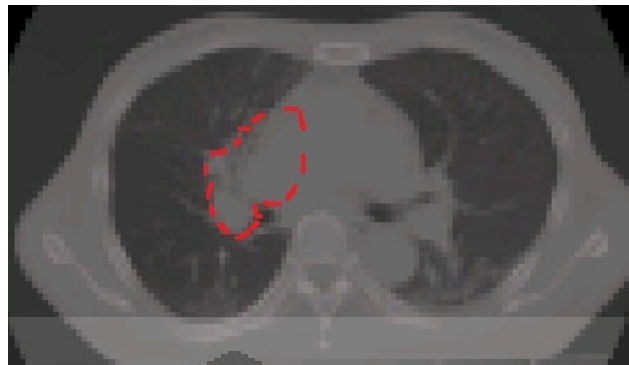
Dari Gambar 4.3 tampak hasil simulasi berhimpit dengan hasil pengukuran terutama pada daerah lapangan, sedikit perbedaan terjadi pada daerah tepi lapangan dan daerah penumbra. Data perbedaan hasil simulasi dengan pengukuran dapat dilihat pada Lampiran C.4.

Dari hasil simulasi dan pengukuran PDD dan profil dosis ditentukan sinar-x 6 MV. Selanjutnya akan disimulasikan oleh sinar-x 6.2 MV.

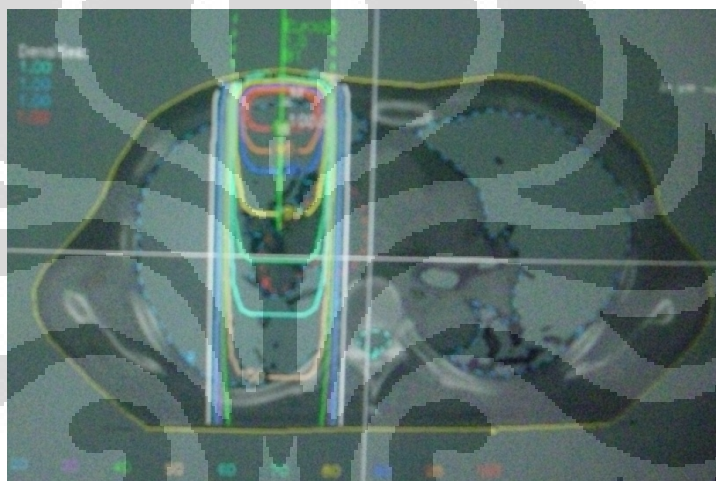
4.1.2. Distribusi Dosis dalam paru

Hasil simulasi berkas sinar-x 6.2 MV dengan fantom CT (Gambar 4.4) untuk SSD 100 dan lapangan 5×5 dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, khusus pada bidang utama irisan ke-14 dapat dilihat pada Gambar 4.5 dan 4.6. Dengan cara yang sama dibuat pula simulasi pada fantom irisan CT diluar bidang utama yakni pada irisan ke-11, 12, 16, 18 dan 20 yang ditampilkan pada Lampiran D.

Nilai PDD pada target tumor hasil kedua kalkulasi (simulasi dan pengukuran) ditampilkan dalam Tabel 4.1 untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan Tabel 4.2 untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$.



Gambar 4.4. Fantom CT irisan ke-14.

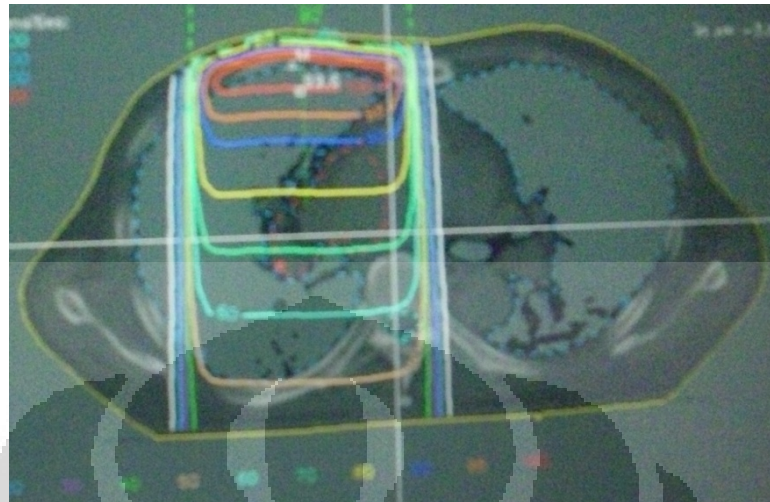


(a)

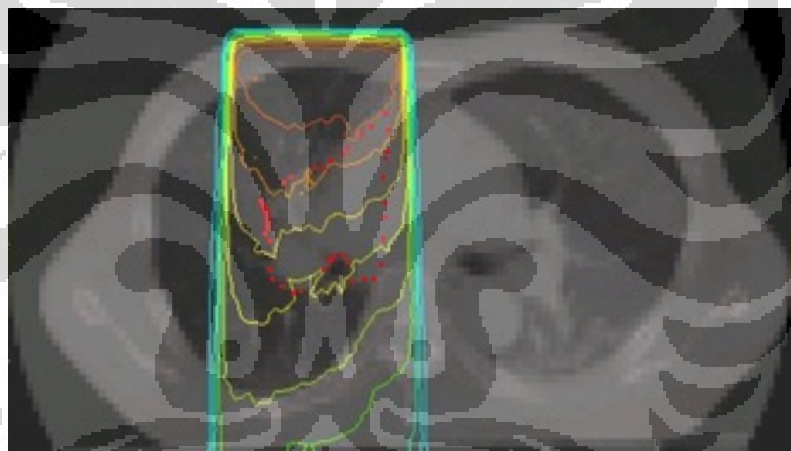


(b)

Gambar 4.5 Kurva isodosis pada irisan ke-14, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo.



(a)



(b)

Gambar 4.6. Kurva isodosis pada irisan ke-14, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo.

Tampak pada Gambar 4.5 dan 4.6 perbedaan antara hasil kalkulasi TPS dan simulasi Monte Carlo. Untuk memperjelas perbedaan nilai PDD kedua kurva diamati dan hasilnya pada Tabel 4.1 dan Tabel 4.2.

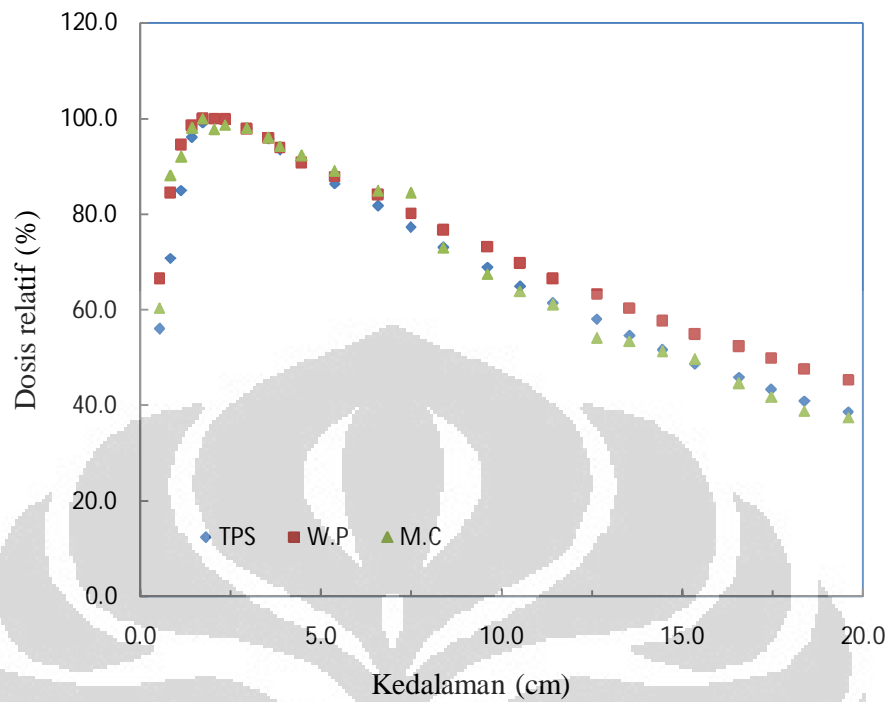
Tabel 4.1 Nilai PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.5	56.0	66.5	60.3	-10.5
Lunak	0.8	83.7	89.5	88.1	-5.8
Lunak	1.1	93.7	97.6	92.0	-3.9
Lunak	1.4	98.5	99.6	98.0	-1.1
Lunak	1.7	99.9	100.0	100.0	-0.2
Paru	2.0	99.6	99.4	97.8	0.2
Paru	2.3	98.8	98.6	98.7	0.1
Paru	2.9	95.8	95.9	98.0	-0.1
Paru	3.6	93.5	93.9	96.0	-0.4
Paru	3.9	91.1	90.8	94.2	0.3
Paru	4.5	88.7	89.3	92.2	-0.6
kanker	5.4	84.1	86.0	89.1	-1.9
Kanker	6.6	79.6	82.2	84.9	-2.6
Kanker*	7.5	75.2	78.5	84.4	-3.3
Kanker	8.4	71.0	74.9	73.0	-3.9
Kanker	9.6	67.0	71.4	67.5	-4.5
Kanker	10.5	63.2	68.1	63.9	-4.9
paru	11.4	59.8	64.9	61.1	-5.2
paru	12.6	56.4	61.9	54.1	-5.5
Paru	13.5	53.2	59.0	53.4	-5.8
Paru	14.4	50.2	56.3	51.4	-6.1
paru	15.4	47.3	53.7	49.7	-6.4
paru	16.6	44.6	51.2	44.6	-6.6
Lunak	17.5	42.2	48.8	41.7	-6.6
Lunak	18.4	39.9	46.5	38.8	-6.7
Lunak	19.6	37.7	44.3	37.5	-6.7
Lunak	20.5	35.6	42.3	35.0	-6.7

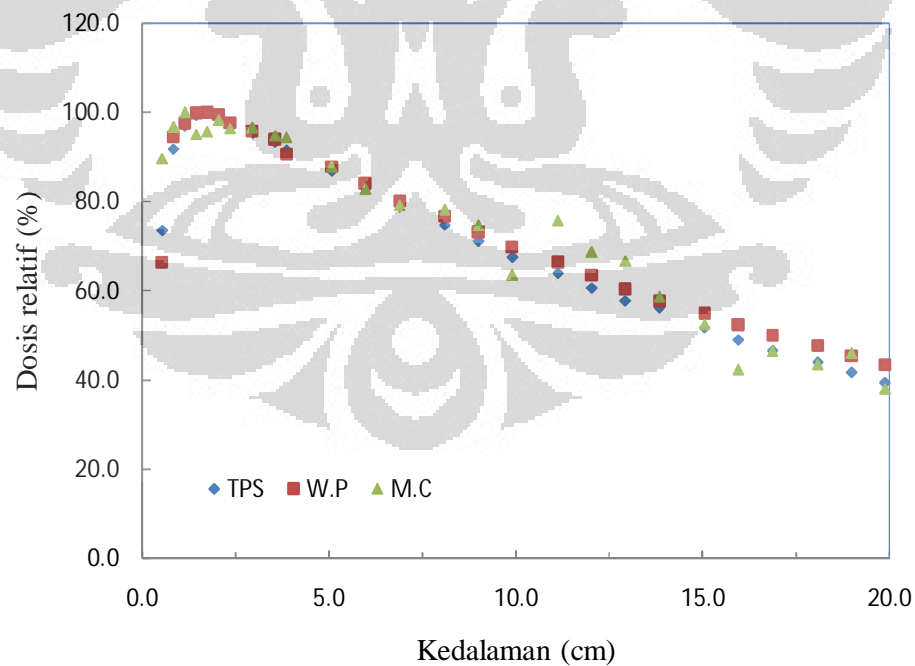
Tabel 4.2 Nilai PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 10 x 10 cm².

Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.5	73.6	66.5	89.7	7.2
Lunak	0.8	91.8	94.5	96.8	-2.7
Lunak	1.1	97.1	97.6	100.0	-0.5
Lunak	1.4	99.4	99.9	95.2	-0.5
Lunak	1.7	100.0	100.0	95.7	0.0
Paru	2.0	99.5	99.4	98.3	0.1
Paru	2.3	97.3	97.8	96.4	-0.4
Paru	2.9	95.4	95.9	96.6	-0.5
Paru	3.6	93.4	93.9	94.8	-0.5
Paru	3.9	91.5	90.8	94.4	0.7
kanker	5.1	86.9	87.9	92.8	-1.0
kanker	6.0	83.1	84.1	89.9	-0.9
Kanker	6.9	78.8	80.2	85.3	-1.4
Kanker*	8.1	74.8	76.7	80.3	-1.9
Kanker	9.0	71.2	73.1	74.8	-1.9
Kanker	9.9	67.5	69.8	84	-2.3
Kanker	11.1	64.0	66.4	75.7	-2.5
paru	12.0	60.7	63.4	68.7	-2.7
paru	12.9	57.8	60.4	66.7	-2.5
Paru	13.8	56.2	57.6	58.7	-1.4
Paru	15.1	51.8	54.9	52.6	-3.2
paru	16.0	49.1	52.4	42.4	-3.3
paru	16.9	46.5	49.9	46.4	-3.4
Lunak	18.1	44.0	47.6	43.5	-3.6
Lunak	19.0	41.7	45.4	46.0	-3.7
Lunak	19.9	39.4	43.3	38.0	-3.9

Untuk keperluan evaluasi nilai PDD ditambah nilai hasil PDD dalam air ditampilkan dalam bentuk grafik pada Gambar 4.7 dan 4.8.



Gambar 4.7. Grafik PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 5 x 5 cm².



Gambar 4.8. Grafik PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 10 x 10 cm².

Dilihat dari Tabel 4.1 dan Tabel 4.2 serta Gambar 4.7 dan 4.8 hasil kalkulasi TPS, water phantom dan simulasi Monte Carlo menunjukkan hasil yang berbeda. Selanjutnya tampilan nilai PDD pada target tumor beberapa irisan, hasil simulasi Monte Carlo dan TPS ISIS, untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ditampilkan pada Tabel 4.3 dan untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ditampilkan pada Tabel 4.4.

Tabel 4.3. Nilai PDD pada target hasil simulasi Monte Carlo dan TPS ISIS dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

Irisan ke	TPS Isis (%)	M.C (%)	Koreksi TAR	Δ TPS & MC (%)	Δ deviasi
11	77.3	82.3	1.057	-5.00	0.06
12	75.2	82.4	1.058	-7.20	0.06
14*)	75.2	84.4	1.087	-9.20	0.12
16	78.9	88.5	1.061	-9.60	0.12
18	77.3	74.4	1.000	2.90	-0.04
20	86.4	83.1	1.000	3.30	-0.04

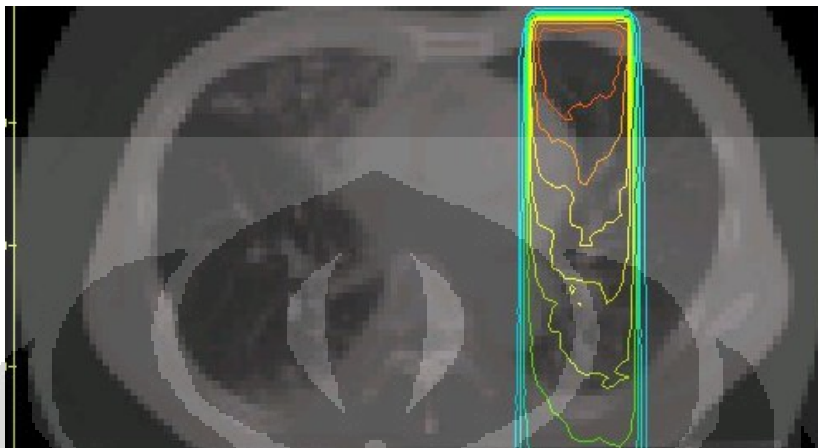
Tabel 4.4. Nilai PDD pada target hasil simulasi Monte Carlo dan TPS ISIS dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Irisan ke	TPS Isis (%)	M.C (%)	Koreksi TAR	Δ TPS & MC (%)	Δ deviasi
11	78.8	83.7	1.052	-4.90	0.06
12	76.3	83.1	1.052	-6.80	0.09
14*)	74.8	80.3	1.054	-5.50	0.07
16	83.1	89.8	1.066	-6.70	0.08
18	78.8	77.8	1.000	1.00	-0.01
20	87.9	84.8	1.000	3.10	-0.04

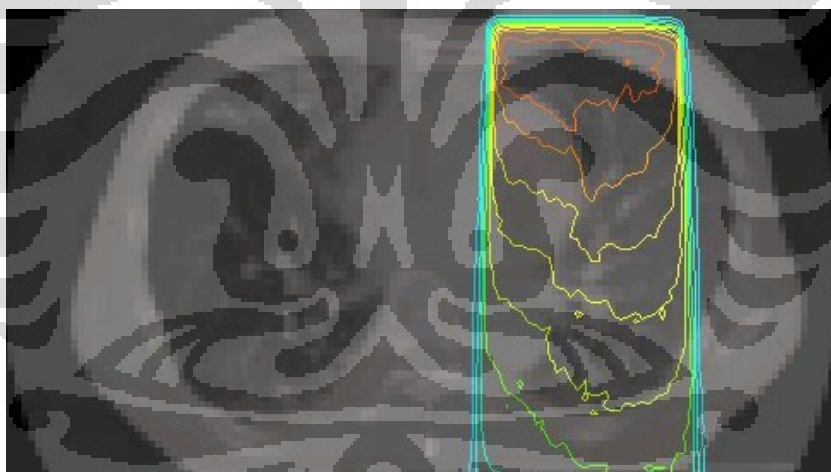
Ket : *) sumbu utama berkas

Dilakukan pula simulasi Monte Carlo penyinaran paru kiri, yang daerahnya terdapat jantung, dimaksudkan simulasi ini untuk mengetahui dosis jantung apabila paru-paru memperoleh penyinaran. Hasil simulasi dapat dilihat pada Gambar 4.9 dan 4.10, pusat lapangan diambil 6 cm dari Stenom

dengan lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Untuk evaluasi hasil simulasi dibandingkan dengan pengukuran dalam fantom air.



Gambar 4.9. Kurva isodosis hasil simulasi Monte Carlo pada paru kiri irisan ke-10, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$.



Gambar 4.10. Kurva isodosis hasil simulasi Monte Carlo pada paru kiri irisan ke-10, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Untuk mengetahui distribusi dosis pada paru sebelah kiri, hasil kurva isodosis diatas dibuat nilai PDD dan dibandingkan dengan nilai PDD pada *water phantom* yang ditunjukkan pada Tabel 4.3 dan Tabel 4.4.

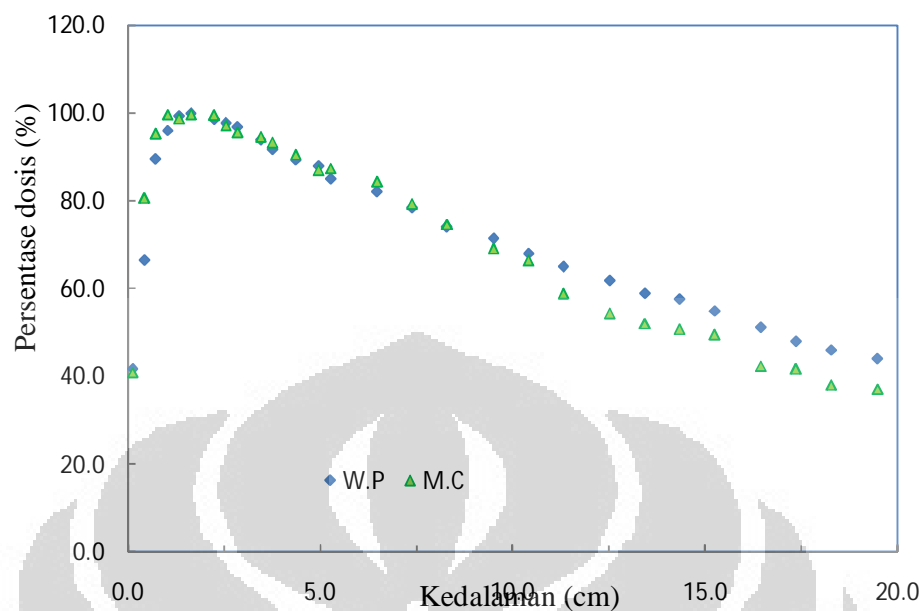
Tabel 4.5. Nilai PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan 5 x 5 cm².

Jaringan	Kedalaman (cm)	W.P (%)	M.C (%)	Δ W.P & M.C (%)
Lunak	0.1	41.7	41.0	0.7
Lunak	0.4	66.5	80.6	-14.2
Lunak	0.7	89.5	95.3	-5.8
Lunak	1.0	96.0	99.6	-3.6
Lunak	1.3	99.3	98.7	0.6
Paru	1.6	99.9	99.7	0.3
Paru	2.2	98.6	99.5	-0.9
Paru	2.5	97.8	97.1	0.7
Paru	2.8	96.8	95.5	1.3
Paru	3.4	93.9	94.6	-0.6
Paru	3.8	91.8	93.3	-1.5
Paru	4.4	89.3	90.5	-1.2
Paru	5.0	87.9	86.9	1.0
jantung	5.3	85.0	87.4	-2.4
jantung	6.5	82.2	84.3	-2.1
jantung	7.4	78.5	79.3	-0.8
jantung	8.3	74.0	74.7	-0.7
jantung	9.5	71.4	69.1	2.3
paru	10.4	68.1	66.3	1.8
Paru	11.3	65.0	58.8	6.2
Paru	12.5	61.9	54.3	7.6
Paru	13.4	59.0	52.0	7.0
Lunak	14.3	57.6	50.7	6.9
Paru	15.2	54.9	49.5	5.4
paru	16.5	51.2	42.3	8.8
Lunak	17.4	48.0	41.7	6.3
Lunak	18.3	46.0	38.1	7.9
Lunak	19.5	44.0	37.1	6.9

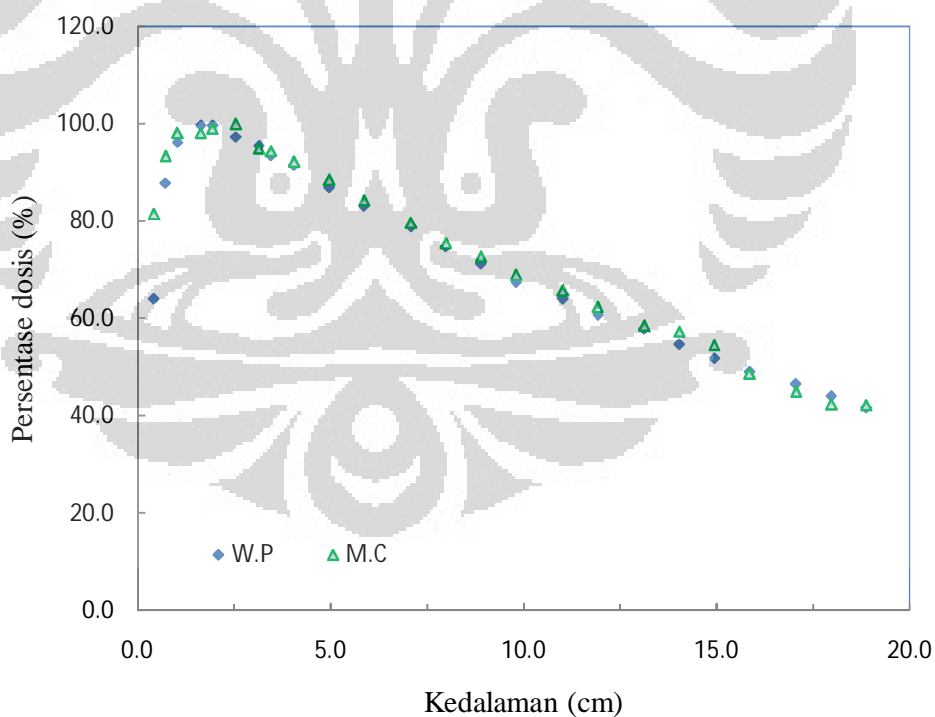
Tabel 4.6. Nilai PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan 10 x 10 cm².

Jaringan	Kedalaman (cm)	W.P (%)	M.C (%)	Δ W.P & M.C (%)
Lunak	0.4	64.0	81.4	-17.4
Lunak	0.7	87.7	93.3	-5.6
Lunak	1.0	96.2	98.2	-2.0
Lunak	1.6	99.6	98.1	1.5
Paru	1.9	99.6	99.0	0.6
Paru	2.5	97.3	100.0	-2.7
Paru	3.1	95.4	95.0	0.4
Paru	3.4	93.4	94.4	-1.0
Paru	4.1	91.5	92.2	-0.7
Paru	5.0	86.9	88.5	-1.6
jantung	5.9	83.1	84.2	-1.1
Jantung	7.1	78.8	79.6	-0.8
Jantung	8.0	74.8	75.5	-0.7
jantung	8.9	71.2	72.7	-1.5
jantung	9.8	67.5	69.0	-1.5
paru	11.0	64.0	65.8	-1.8
paru	11.9	60.7	62.3	-1.6
paru	13.1	57.8	58.5	-0.7
paru	14.0	54.6	57.3	-2.7
Paru	14.9	51.8	54.5	-2.7
Paru	15.9	49.1	48.7	0.4
Paru	17.1	46.5	45.0	1.5
Lunak	18.0	44.0	42.4	1.6
Lunak	18.9	41.7	42.1	-0.4
Lunak	21.0	37.4	38.1	-0.7

Selanjutnya dari Tabel 4.5 dan 4.6 direpresentasikan dalam bentuk grafik PDD pada Gambar 4.11 dan 4.12.



Gambar 4.11. Grafik PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan 5 x 5 cm².



Gambar 4.12. Grafik PDD pada paru kiri irisan ke-10 hasil simulasi Monte Carlo dibandingkan dengan hasil water phantom dengan luas lapangan 10 x 10 cm².

4.2. Pembahasan

Perlakuan radioterapi pada daerah paru memerlukan perhatian khusus karena dalam daerah tersebut terdapat berbagai jaringan dengan densitas massa maupun densitas elektron bervariasi. Dimulai dari kulit, jaringan lunak, tulang rusuk, rongga mediastinum yang terdapat udara, ada jantung dan paru. Setiap komponen mempunyai daya serap yang berbeda.

Dalam penelitian ini telah dilakukan simulasi Monte Carlo untuk radioterapi pasien paru kanan dengan sinar-x 6 MV, menggunakan lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Untuk simulasi Monte Carlo diperlukan persiapan simulasi untuk menentukan kualitas sinar-x yang sesuai dengan kenyataan (hasil pengukuran). LINAC Elekta Rumah Sakit Pusat Angkatan Darat (RSPAD) memproduksi sinar-x 6 MV dan 10 MV. Sinar-x 6 MV Linac Electa untuk simulasi paling sesuai adalah 6,2 MV. Hasil ini tidak jauh berbeda dengan hasil simulasi Anam [2010] yang memperoleh nilai 6,3 MV [34]. Kedalaman d_{max} untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ hasil simulasi lebih rendah 1 mm dibanding kedalaman hasil pengukuran. Perbedaan ini masih dalam daerah toleransi yang ditentukan tidak boleh lebih dari 2% [30].

Gambar 4.4 menunjukkan fantom irisan CT yang telah diubah dari bentuk DICOM ke bentuk *egsphant* agar bisa digunakan sebagai fantom dalam simulasi Monte Carlo. Konversi tidak mengubah jumlah irisan, dari file CT DICOM yang berjumlah 27 irisan citra CT dalam file DICOM dikonversi menjadi 27 irisan fantom *egsphant*. Dari ke-27 irisan citra CT ini kemudian dipilih irisan ke-11, 12, 14, 16, 18, dan 20, untuk selanjutnya irisan ke-14 sebagai irisan bidang utama.

Kurva isodosis pada irisan ke-14 hasil kalkulasi TPS berbeda dengan hasil simulasi Monte Carlo. Pusat target tumor untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ diandaikan berada pada sekitar 7,5 cm, untuk mencapai target berkas melewati paru setebal 3,4 cm. Dosis pada target menurut TPS 75,2 % dan water phantom 78,5 % kedua kalkulasi berbeda sekitar 3,3 %, untuk Monte Carlo tampak dosis lebih tinggi yaitu 84,4 %. Selain itu tampak pula kurva isodosis hasil TPS tampak seperti pada fantom homogen, sedangkan pada

kurva isodosis hasil simulasi Monte Carlo tampak isodosis yang dipengaruhi oleh medium heterogen.

Dosis maksimum pada simulasi Monte Carlo untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ terjadi pada kedalaman 1,7 cm, sedangkan pada TPS lebih dalam dari 1,7 cm. perbedaan ini diakibatkan oleh kalkulasi Monte Carlo yang memasukkan inhomogenitas jaringan dan tulang rusuk, sehingga dosis banyak terserap.

Penggunaan lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pada Tabel 4.2 menunjukkan yang tidak signifikan antara hasil TPS dan hasil water phantom. Target tumor pada sekitar 8,1 cm, untuk mencapai target berkas melewati 2,2 cm paru. Dengan adanya paru akan meningkatkan dosis target menjadi 80,3 % dibandingkan pada TPS 74,8 %. Dosis maksimum untuk lapangan yang lebih lebar menggeser d_{max} menjadi 1,1 cm pada simulasi Monte Carlo.

Tampaknya penggunaan TPS ISIS yang tidak memasukkan faktor inhomogenitas medium memerlukan koreksi. Dalam kesempatan ini dicoba untuk memberi contoh koreksi inhomogenitas paru dengan metode TAR. Koreksi dilakukan pada dosis target untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ pada irisan ke-11, 12, 14, 16, 18, dan 20, nilainya pada rentang 1 – 1,087 dan 1 - 1,066 untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Seandainya koreksi faktor yang digunakan adalah irisan pada sumbu utama yaitu irisan ke-14 adalah 1,087 untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan 1,054 pada lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Berarti dosis yang diberikan pada tumor melebihi dosis perskripsi yang tanpa koreksi, target menerima dosis lebih tinggi 9,20 % untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan 5,50 % untuk $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Ada dua irisan yang nilai koreksi faktornya 1,0 yaitu pada irisan 18 dan 20, karena pada irisan ini posisi kanker berada mulai dari permukaan paru-paru. Hasil ini sesuai dengan Martel (2005) yang menyatakan bahwa dosis pada suatu titik antara dua jaringan paru, meningkat sekitar 5% -14% [32].

Pada grafik PDD juga terlihat untuk simulasi Monte Carlo terdapat *rebuild-up* dan juga penurunan dosis secara drastis, sehingga kalau diperhatikan grafik PDD untuk paru tidak mulus seperti grafik pada fantom air. Hasil PDD pada target (Tabel 4.1 dan 4.2) menunjukkan selisih hasil pengukuran dan simulasi pada sumbu utama adalah -7,20 % untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan -5,50 % untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Mengingat rekomendasi

International Commission on Radiation Unit and Measurement (ICRU) yang menyatakan bahwa distribusi dosis pada tumor diperbolehkan berada dalam rentang -5 % sampai +7 % terhadap dosis perskripsi maka dengan perencanaan TPS ISIS kemungkinan besar rekomendasi ini tidak dapat dilaksanakan apabila tidak dilakukan koreksi medium paru (ICRU) [31].

Sebagai data pendukung yang menunjukkan antara hasil simulasi Monte Carlo dan TPS ataupun fantom air, telah diamati persentase dosis kedalaman garis vertikal disumbu utama. Dapat dilihat sebagai contoh hasil simulasi Monte Carlo PDD sepanjang sumbu utama dan sepanjang garis vertikal pada -1 dan +1 cm dari sumbu utama untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$, dan -2 cm dan +2 cm untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Pada kedalaman target ketiga titik mempunyai nilai yang berbeda karena melewati media dengan heterogenitas yang berbeda. Untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}$ masing-masing diperoleh 78,37 %, 84,4 % dan 82,12 % sedangkan pada lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ nilai ketiga titik pada target berturut turut adalah 73,62 %, 80,3 % dan 87,44 %. Hasil kalkulasi TPS karena tidak memasukkan koreksi faktor medium inhomogenitas ketiga titik pada kedalaman target mempunyai nilai PDD sama yakni 75,2 % untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan 74,8 untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Simulasi paru kiri, yang merupakan paru sehat, dilakukan hanya untuk mengetahui dosis jantung pada kedalaman 6,5 cm. Dalam hal ini evaluasi dilakukan bukan dengan TPS, tetapi hanya menggunakan data PDD dalam fantom air. Dari Tabel 4.3 dan 4.4 dapat diketahui PDD dengan medium air dan hasil simulasi pada lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ berturut-turut adalah 82,2 % dan 84,3 %. Sedangkan untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ berturut-turut 78,8 % dan 79,6 %. Dengan demikian hasil Monte Carlo menunjukkan hasil relatif lebih besar.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari penelitian ini diperoleh beberapa kesimpulan antara lain :

1. Untuk simulasi Monte carlo sinar-x 6 MV Linac Elekta milik RSPAD, yang sesuai adalah sinar-x 6,2 MV, untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 100 cm.
2. Kedalaman maksimum hasil simulasi Monte carlo bergeser 1 mm kearah permukaan dari yang dihasilkan oleh pengukuran dalam fantom air yang dilakukan oleh Rumah sakit.
3. Kalkulasi TPS ISIS untuk perlakuan pasien kanker paru ternyata tidak memasukkan faktor koreksi medium paru. Nilai PDD hasil TPS sama dengan nilai hasil pengukuran dalam air.
4. Simulasi pada citra CT pasien kanker paru sebelah kanan dengan kedalaman target 7.5 cm menghasilkan nilai PDD 84,4 % untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan 80,3 % untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Untuk pasien yang sama kalkulasi TPS menghasilkan nilai PDD pada target 75,2 % untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan 74,8 % untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
5. Selanjutnya dengan metode TAR telah dihitung faktor koreksi paru untuk dosis target, dan hasilnya adalah 1,087 untuk lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan 1,054 untuk lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

5.2 Saran

Untuk ketelitian perlakuan terapi pasien kanker paru hasil kalkulasi TPS ISIS sebaiknya dikoreksi secara manual dengan faktor inhomogenitas.

DAFTAR REFERENSI

- [1]. Louise Hanna et al. (2008). *Practical Clinical Oncology*. New York: Cambridge University Press.
- [2]. American Society of Clinical Oncology. (2011). *Guide To Lung Cancer* Alexandria: Author.
- [3]. Laura Korhonen. (2009). *Methods For Dose Calculation And Beam Characterization In External Photon Beam Radiotherapy*. Finland: Helsinki University of Technology.
- [4]. B. A. Fraass. (1995). *The Development Of Conformal Radiation Therapy*. Med. Phys. 22:1911–1921.
- [5]. W. J. Meredith. (1984). *40 Years Of Development In Radiotherapy*. Phys. Med. Biol. 29:115–120.
- [6]. D. I. Thwaites and J. B. Tuohy. (2006). *Back To The Future: The History and Development of The Clinical Linear Accelerator*. Phys. Med. Biol. 51:R343–R362.
- [7]. B. Juste et al., (2011). *Linac photon spectra reconstruction using a depth dose gradient TSVD methodology based on Monte Carlo simulation*. 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatic (BMEI). 978-1-4244-9352-4/11/2011 IEEE.
- [8]. R Doucet et al. (2003). *Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electron beams*. Phys. Med. Biol. 48 (2003) 2339–2354.
- [9]. Evans. *Computerized Treatment Planning Systems For External Photon Beam Radiotherapy*. Department of Medical Physics, Montreal, McGill University Health Centre.
- [10]. R. Mohan. (1997). *Why Monte Carlo?*. Proc. 12th Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy (Salt Lake City, UT), Madison, WI: Medical Physics Publishing, pp.16-18.
- [11]. A. E. Nahum. (1997). *Conformal Therapy needs Monte Carlo dose computation*. Proc. Challenges in Conformal Radiotherapy (Nice: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology), pp.1-11.
- [12]. Khan, F. M. (1994). *The Physics of Radiation Therapy*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- [13]. Podgorsak E.B. (2005). *Radiation Oncology Physics: Hand Book For Teacher and Student*. Austria: IAEA.
- [14]. Wolbarst, A. B., et al. (2006). *Advance In Medical Physics 2006*. Medical Physics Publishing.
- [15]. Metcalf P., Kron T., et al. (2007). *The Physics of Radiotherapy X-ray and Elektrons*. Madison: Medical Physics Publishing.

- [16]. Perry Sprawls. *The Physical Principles of Medical Imaging, 2nd Ed.* <http://www.sprawls.org/resources>.
- [17]. Florentina Baluti. (2009). *Monte Carlo Simulations of Chemical Vapour Deposition Diamond Detectors*. Desertasi University of Canterbury Christchurch, New Zealand.
- [18]. Briemeister, J.F. (1997). *MCNP TM – A General Monte Carlo N – Particle Transport Code*. Manual Program, Version 4B, Los Alamos Laboratory.
- [19]. Kawrakow and Rogers. (2006). *EGSnrcMP: the multiplatform environment for EGSnrc*. National Research Council of Canada Ottawa.
- [20]. Moyed Miften et al. (2001). *Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system*. Journal Of Applied Clinical Medical Physics, Volume 2, Number 1, Winter.
- [21]. Walters, Kawrakow and Rogers. (2009). *DOSXYZnrc Users Manual*. Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada.
- [22]. Chery P. et al. (2009). *Practical Radiotherapy*. United Kingdom: Wiley-Blackwell Publication.
- [23]. Florentina Baluti. (2009). *Monte Carlo Simulations of Chemical Vapour Deposition Diamond Detectors*. University of Canterbury Christchurch, New Zealand.
- [24]. H.C.E. McGowan, B.A. Faddegon and C-M Ma. (2007). *STATDOSE for 3D dose distributions*. National Research Council of Canada Ottawa.
- [25]. The Encyclopaedia of Medical Imaging Volume I. <http://www.e-radiography.net/radtech/s/scatter.htm>
- [26]. American Lung Association. (2010). *State of Lung Disease in Diverse Communities*. www.lungusa.org
- [27]. Robbins, Cotran. (1999). *Pathologic basis of disease*. Philadelphia :Elsevier saunders.
- [28]. National Academy of Sciences. (1999). *Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR) VI Report: The Health Effects of Exposure to Indoor Radon*. National Academy Press.
- [29]. Alireza Farajollahi, Asghar Mesbahi.(2006). *Monte Carlo dose calculations for a 6-MV photon beam in a thorax phantom*. Radiat Med 24:269–276.
- [30]. Jack Venselaar, Hans W., Ben M. (2001). *Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems*. Radiotherapy and Oncology 60 191-201.
- [31]. Papanikolaou N *et al.* (August 2004). *AAPM report No. 85 : Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams*, Medical Physics Publishing.
- [32]. Bradt et al. (2005). *Advances in Radiation Oncology in Lung Cancer*. New York: Springer Berlin.

- [33]. Mayles et al. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physic Theory and practice*. New York: Taylor & Francis.
- [34]. Anam C. (Juni 2010). *Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron Pada Berkas Sinar X 6 MV Produksi Pesawat Linac Elekta SL15*, Tesis UI Fisika Medis, Jakarta.
- [35]. Sego Z. (2006). *Multiple-source Models for the Beams from an Elekta SL25 Clinical Accelerator*, Carleton University Thesis, Ottawa, Canada.
- [36]. I. Kawrakow and D. W. O. Rogers. (2000). *The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport*, Technical Report PIRS-701. National Research Council of Canada. Ottawa.
- [37]. Bielajew A. F., *Lecture Notes: Photon Monte Carlo Simulation*, report PIRS-0393. National Research Council of Canada. Ottawa.
- [38]. I. Kawrakow and D. W. O. Rogers. (2006). *BEAMnrc Users Manual*. Report PIRS-0509. National Research Council of Canada. Ottawa.

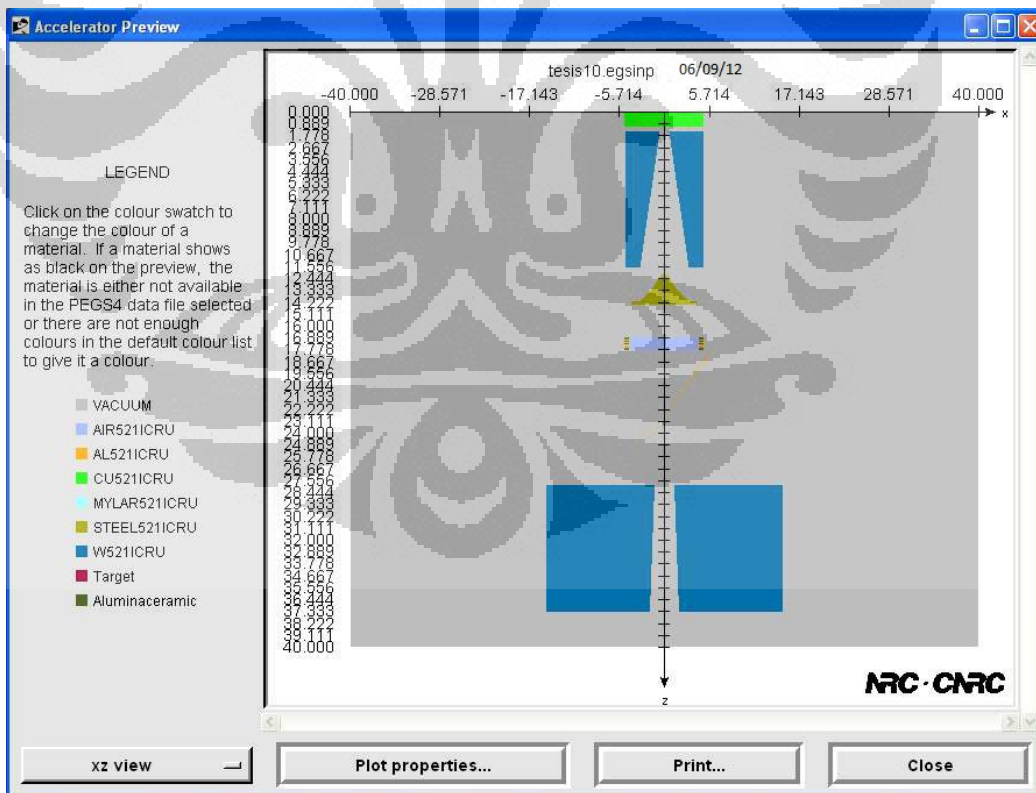


LAMPIRAN A.1

KOMPONEN LINAC DAN MODUL YANG DIGUNAKAN DALAM BEAMNRC

Komponen Linac	CM dalam BEAMnrc code	Keterangan
Target sinar-X	CONESTAK	CU521ICRU, tebal 0,1 cm
Blok Target	SLABS	CU521ICRU, tebal 1 cm
Kolimator primer	CONESTAK	W521ICRU, tebal 10,1 cm
Flattening Filter	FLATFILT	STEEL521ICRU, 6 layer
Monitor Chamber	CHAMBER	
Cermin	MIRROR	VACUUM
Jaws (Kolimator Sekunder)	JAWS	
Udara (antara Linac dengan Fantom)	SLABS	AIR521ICRU

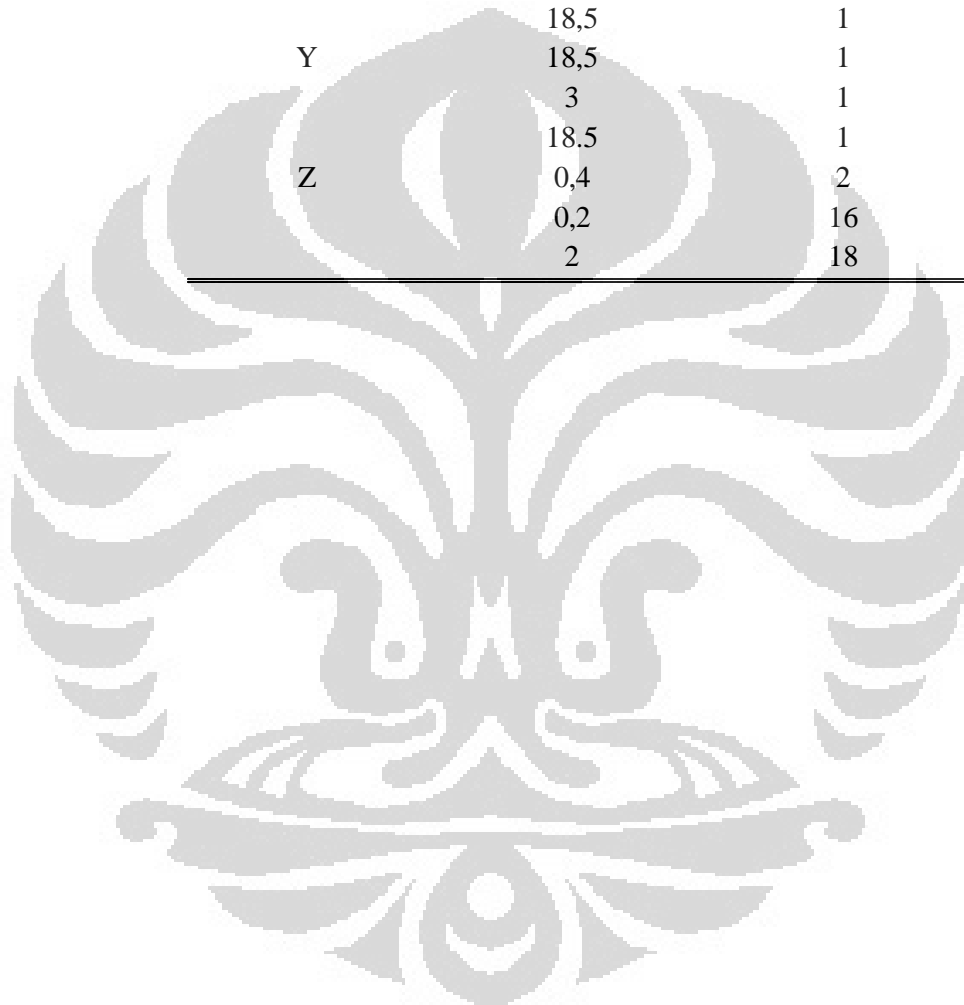
DESAIN LENGKAP, KOMPONEN KEPALA LINAC



LAMPIRAN B.1

Tabel ukuran dan jumlah voxel pada daerah *dose zone* untuk penentuan pdd

Sumbu	Ukuran voxel	Jumlah
X	18,5	1
	3	1
Y	18,5	1
	18,5	1
	3	1
Z	18,5	1
	0,4	2
	0,2	16
	2	18



LAMPIRAN B.2

Tabel ukuran dan jumlah voxel pada daerah *dose zone* untuk penentuan *profil dosis*

Ukuran Lapangan Radiasi	Sumbu	Ukuran Voxel	Jumlah	
5 x 5	X	4	4	
		0.2	15	
		1	2	
	Y	0.2	15	
		4	4	
		19.5	1	
	Z	1	1	
		19.5	1	
		19.5	1	
	10 x 10	X	1	1
			19.5	1
			19.5	1
Y		19.5	1	
		1	1	
		19.5	1	
Z		1	1	
		19.5	1	
		19.5	1	
14 x 14		X	6	2
			0.2	25
			1	6
	Y	0.2	25	
		6	2	
		19.5	1	
	Z	1	1	
		19.5	1	
		19.5	1	
		X	1	1
			91.5	1
			5	2
Y		0.2	30	
		1	8	
		0.2	30	
Z		5	2	
		19.5	1	
		1	1	
	Z	19.5	1	
		1	1	
		91.5	1	

(MeV)	CU521ICR	Target	W521ICRU	STEEL521	AIR521IC
Aluminac	MYLAR521				
0.010	0.000	0.000	0.000	0.000	0.026
0.000	0.000				
0.015	0.000	0.000	0.000	0.000	0.275
0.000	0.000				
0.020	0.000	0.000	0.000	0.000	0.598
0.000	0.000				
0.040	0.000	0.000	0.000	0.001	2.600
0.001	0.002				
0.060	0.001	0.001	0.001	0.001	5.617
0.002	0.005				
0.100	0.003	0.002	0.002	0.003	14.202
0.005	0.012				
0.150	0.005	0.004	0.003	0.006	28.787
0.010	0.024				
0.200	0.009	0.006	0.005	0.009	46.701
0.017	0.039				
0.400	0.026	0.017	0.016	0.028	139.455
0.049	0.115				
0.600	0.046	0.031	0.028	0.050	250.603
0.089	0.208				
1.000	0.092	0.060	0.055	0.100	494.334
0.176	0.412				
1.500	0.151	0.097	0.090	0.164	811.390
0.292	0.681				
2.000	0.211	0.134	0.126	0.230	1129.992
0.411	0.956				
4.000	0.451	0.279	0.265	0.489	2376.766
0.888	2.063				
6.200	0.711	0.433	0.414	0.769	3694.349
1.409	3.277				

Discard all electrons below K.E.: 2.000 MeV
if too far from closest boundary
Maximum cputime allowed
20.00 (hrs)
Initial random number seeds 33
97
LATCH_OPTION = 2: Latch values inherited, origin of secondary particles recorded.

=====
=====

Electron/Photon transport parameter

=====
=====

Photon cross sections	PEGS4
Photon transport cutoff(MeV)	
AP(medium)	
Pair angular sampling	SIM
Pair cross sections	BH
Triplet production	Off
Bound Compton scattering	OFF
Radiative Compton corrections	Off
Rayleigh scattering	OFF
Atomic relaxations	OFF
Photoelectron angular sampling	OFF

```

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

```

```

=====
=====

```

Material summary 8 Materials used

```

*****
*****

```

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

```

*****
*****

```

SOURCE PARAMETERS

```

INITIAL PARTICLES are Electrons
PARALLEL BEAM WITH 2-D GAUSSIAN X-Y

DISTRIBUTION

ON FRONT FACE at Z= 0.0000 cm
BEAM SIGMA= 0.0425 cm (FWHM= 0.1000 cm)
X,Y,Z DIRECTION COSINES = ( 0.00000 0.00000
1.00000)

```

KINETIC ENERGY OF SOURCE = 6.200 MeV

REGION and RANGE REJECTION SUMMARY:

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

Region	CM	Dose	IR_	Medium	ECUTRR	res_rnge
ESAVE	type					
abs local	# IDENTIF	ZONE	TO_	(No.&Name)	(MeV)	(cm)
(MeV)		(0=no)	BIT			
1	1 0	exterior	0	0 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	tgtblock	2	2 1 CU521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
6	1 3	kolimatr	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
7	2 3	kolimatr	3	3 3 W521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
8	3 3	kolimatr	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
9	4 3	kolimatr	0	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
10	1 4	ffilter	4	4 4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
11	2 4	ffilter	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
12	3 4	ffilter	4	4 4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
13	4 4	ffilter	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
14	5 4	ffilter	4	4 4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
15	6 4	ffilter	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
16	7 4	ffilter	4	4 4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
17	8 4	ffilter	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
18	9 4	ffilter	4	4 4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
19	10 4	ffilter	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
20	11 4	ffilter	4	4 4 STEEL521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
21	12 4	ffilter	23	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
22	13 4	ffilter	0	23 0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
23	1 5	monitor	5	5 5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR					
24	2 5	monitor	5	5 8 AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR					

25	3	5 monitor	5	5	8 AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
26	4	5 monitor	5	5	8 AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
27	5	5 monitor	5	5	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
28	6	5 monitor	5	5	6 Aluminace	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
29	7	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
30	8	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
31	9	5 monitor	5	5	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
32	10	5 monitor	5	5	8 AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
33	11	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
34	12	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
35	13	5 monitor	5	5	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
36	14	5 monitor	5	5	6 Aluminace	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
37	15	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
38	16	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
39	17	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
40	18	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
41	19	5 monitor	5	5	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
42	20	5 monitor	5	5	6 Aluminace	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
43	21	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
44	22	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
45	23	5 monitor	5	5	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
46	24	5 monitor	5	5	8 AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
47	25	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
48	26	5 monitor	5	5	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
49	27	5 monitor	5	5	5 AIR521ICR	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
50	28	5 monitor	5	5	6 Aluminace	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
51	29	5 monitor	0	23	0 Vacuum	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
52	1	6 cermin	6	6	7 MYLAR521I	0.521	0.000
2.000	DNEAR						
53	2	6 cermin	6	6	8 AL521ICRU	0.521	0.000
2.000	DNEAR						

```

54 3 6 cermin 23 23 0 Vacuum 0.521 0.000
2.000 DNEAR
55 4 6 cermin 23 23 0 Vacuum 0.521 0.000
2.000 DNEAR
56 5 6 cermin 0 23 0 Vacuum 0.521 0.000
2.000 DNEAR
57 1 7 jaw 23 23 0 Vacuum 0.521 0.000
2.000 DNEAR
58 2 7 jaw 7 7 3 W521ICRU 0.521 0.000
2.000 DNEAR
59 3 7 jaw 7 7 3 W521ICRU 0.521 0.000
2.000 DNEAR
60 4 7 jaw 23 23 0 Vacuum 0.521 0.000
2.000 DNEAR
61 5 7 jaw 7 7 3 W521ICRU 0.521 0.000
2.000 DNEAR
62 6 7 jaw 7 7 3 W521ICRU 0.521 0.000
2.000 DNEAR
63 1 8 udara 23 8 5 AIR521ICR 0.521 0.000
2.000 DNEAR

```

Component Module summary:

There are 8 Component Modules.

COMPONENT MODULE	FIRST	BOUNDARY	DISTANCE FROM	AIR
SCORING	REGION	(1=cyl,2=sq)	REFERENCE PLANE	GAP
PLANE				
# TYPE IDENTIFIERFLAG	(cm)	(cm)	(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 kolimetr	6 1	5.000	1.110	0.400
0				
4 FLATFILT ffilter	10 1	5.000	11.610	0.390
0				
5 CHAMBER monitor	23 1	5.000	14.410	2.490
0				
6 MIRROR cermin	52 2	7.800	17.827	0.173
0				
7 JAWS jaw	57 2	15.000	27.240	0.000
0				
8 SLABS udara	63 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 face (cm)	thickness (cm)	top radius (cm)	bottom radius
1	0.000	0.100	0.275	0.275

target region parameters:

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

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

Title: Primay Collimator

kolimatr geometry parameters:

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

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

kolimatr region parameters:

local bit region set	layer medium	location	electron cutoff (MeV)	photon cutoff (MeV)	range-rejection level (MeV)	dose max	zone
1	1	inside	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum						
2	1	outside	0.521	0.010	0.521	2.000	3
3	W521ICRU						
3	1	wall	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum						
4	NA	airgap	0.521	0.010	0.521	2.000	0
23	595959595959595959	at top					

Component module 4 is FLATFILT (Rev 1.6)

Title: Flattening Filter

ffilter geometry parameters:

Distance of front of CM from reference plane = 11.61000 cm
Radius of outer boundary of CM = 5.00000 cm

layer #	Z front face (cm)	thickness (cm)	cone #	top radius (cm)	bottom radius (cm)
1	12.000	0.340	1	0.000	0.545
2	12.340	0.270	1	0.545	0.900
3	12.610	0.490	1	0.900	1.450
4	13.100	0.550	1	1.450	2.250
5	13.650	0.560	1	2.250	3.250
6	14.210	0.200	1	4.150	4.150

ffilter region parameters:

local dose region	layer bit cutoff	cone medium	loc. cutoff	electron level	photon maximum	range zone set	rejection	
			(MeV)	(MeV)	(MeV)	(MeV)		
1	1	1	cone	0.521	0.010	0.521	2.000	4
4	STEEL521I							
2	1	NA	between	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			outer cone and RMAX_CM					
3	2	1	cone	0.521	0.010	0.521	2.000	4
4	STEEL521I							
4	2	NA	between	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			outer cone and RMAX_CM					
5	3	1	cone	0.521	0.010	0.521	2.000	4
4	STEEL521I							
6	3	NA	between	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			outer cone and RMAX_CM					
7	4	1	cone	0.521	0.010	0.521	2.000	4
4	STEEL521I							
8	4	NA	between	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			outer cone and RMAX_CM					
9	5	1	cone	0.521	0.010	0.521	2.000	4
4	STEEL521I							
10	5	NA	between	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			outer cone and RMAX_CM					
11	6	1	cone	0.521	0.010	0.521	2.000	4
4	STEEL521I							
12	6	NA	between	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum							
			outer cone and RMAX_CM					
13	NA	NA	airgap	0.521	0.010	0.521	2.000	0
23	606060606060606060		at top					

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

Title: Double ininisation chamber

monitor region & geometry parameters:

Distance of front of CM from reference plane = 14.41000 cm
 Radius of outer boundary 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)
29 NA airgap	14.410	2.490	5.000	0.521	0.010	0.521 2.000
0 6161616161616161						
	at top					

monitor TOP PART parameters:

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

monitor CENTRAL PART parameters:

```

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

```

monitor WALL parameters:

```

-----
local layer loc.  Z    Zthick  rad.  electr photon range-
reject 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 5 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 5 AL521ICR
      gap

```

monitor container wall parameters:

```

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

```

monitor BOTTOM PART parameters:

```

-----
local layer loc.  Z    Zthick inner electr photon range-reject
dose medium
reg front rad. cutoff cutoff level max zone
      (cm)    (cm)    (cm)    (MeV) (MeV) (MeV) (MeV)
  17  1  inner  17.304  0.0012  4.500  0.521  0.010  0.521  2.000
5  MYLAR521I
  18  1  outer  17.304  0.0012  4.500  0.521  0.010  0.521  2.000
5  MYLAR521I
  19  2  inner  17.305  0.1000  4.500  0.521  0.010  0.521  2.000
5  AIR521ICR
  20  2  outer  17.305  0.1000  4.500  0.521  0.010  0.521  2.000
5  Aluminace
  21  3  inner  17.405  0.0012  4.500  0.521  0.010  0.521  2.000
5  MYLAR521I
  22  3  outer  17.405  0.0012  4.500  0.521  0.010  0.521  2.000
5  MYLAR521I

```

```

23 4 inner 17.406 0.2200 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5 AIR521ICR
24 4 outer 17.406 0.2200 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5 AL521ICRU
25 5 inner 17.626 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5 MYLAR521I
26 5 outer 17.626 0.0012 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5 MYLAR521I
27 6 inner 17.627 0.2000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5 AIR521ICR
28 6 outer 17.627 0.2000 4.500 0.521 0.010 0.521 2.000
5 Aluminace

```

LOCAL REGION 2 IN CHAMBER HAS ZERO VOLUME!

LOCAL REGION 3 IN CHAMBER HAS ZERO VOLUME!

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

Title: Mirror

cermin geometry parameters:

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

layer #	thickness	XFMIN	XBMIN	XFMAX	
XBMAX					
	(cm)				
airgap	0.173	NA	NA	NA	
NA					
at top					
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	cutoff	cutoff	level	max	
region		(MeV)	(MeV)	(MeV)	zone	
set	(MeV)	(MeV)	(MeV)	(MeV)		
1	1 layer	0.521	0.010	0.521	2.000	6
6	MYLAR521I					
2	2 layer	0.521	0.010	0.521	2.000	6
6	AL521ICRU					
3	3 NA region	0.521	0.010	0.521	2.000	23
23	Vacuum					
	behind					

```

4      NA      region      0.521    0.010    0.521    2.000    23
23 Vacuum
      in front
5      NA      airgap      0.521    0.010    0.521    2.000    0
23 Vacuum
      at top

```

```

-----
Component module 7 is JAWS (Rev 1.8)
-----

```

Title: kolimator sekunder

jaw geometry parameters:

```

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

```

jaw #	Z front 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 jaw #	location	electron cutoff (MeV)	photon cutoff (MeV)	range-rejection level	dose max	zone
1	1 airgap	0.521	0.010	0.521	2.000	23
2	1 above & centre jaw	0.521	0.010	0.521	2.000	7 7
3	1 -ve jaw	0.521	0.010	0.521	2.000	7
4	2 airgap	0.521	0.010	0.521	2.000	23
5	2 above & centre jaw	0.521	0.010	0.521	2.000	7 7
6	2 -ve jaw	0.521	0.010	0.521	2.000	7

```

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

```

Title: udara di bawah alat

udara geometry parameters:

```

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

```

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

udara region parameters:

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

Tesis, simulasi foton 6 MeV, 10x10, fwhm 1mm

```

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)
12:52:25 May 03 2012

```

```

*****
*****

```

EXECUTION INFORMATION AND WARNING MESSAGES

```

*****
*****

```

```

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

```

```

*** FINAL RANDOM NUMBER POINTERS:  ixj  jxx  =   93  29

```

FOR THIS RUN:

```

-----
ELAPSED& CPU TIMES, RATIO =   74815.8   14983.0s (=   4.16HR)
4.99
CPUTIME per history =   0.00015 sec. Number of histories per hour
=  24027295.
On i686_pc_Windows_NT (gnu_win32)

```

```

FINAL BREMSSTRAHLUNG EVENTS CREATE          10 PHOTONS

```


0.0% TOTAL # CHARGED PARTICLE STEPS 8.482E
 # CHARGED PARTICLE STEPS/INITIAL HISTORY 8.482E
 0.0% # PRESTA-II STEPS/TOTAL # CHARGED PARTICLE STEPS 0.870
 0.0%

NO. OF BREMSSTRAHLUNG EVENTS IN THIS RUN: -
 645945496

Maximum depth of stack= 60

PHASE SPACE FILE OUTPUT

FILE #	SCORE	TOTAL PARTICLES*	TOTAL PHOTONS*	MAX. KE OF PARTICLES (MeV)	MIN. KE OF ELECTRONS (MeV)
1	1	26037483	26030081	6.1997	0.0099
100000000.000					

FLUENCE RESULTS

CM PLANE	SCORE	POSITION (cm)	TOTAL PARTICLES*	ZONE HALF-WIDTHS (cm)
8	1	90.00	26037483	1.0000 2.0000 3.0000
5.0000		7.0000		

*Includes all particles of all weights

Lines with zero results are not printed

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

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

 SCORING PLANE 1, CM 8:

ELECTRONS	SCORE	FLUENCE (/cm**2)	per INCIDENT PARTICLE ENERGY (MeV)	ANGLE (degrees)
1	9.237E-08+28.61%	2.505E-08+28.55%	1.921+23.6%	13.705+25.6%
2	2.866E-07+15.66%	2.511E-08+15.64%	1.506+12.8%	12.831+12.9%
3	5.116E-07+11.57%	2.754E-08+11.90%	1.667+ 8.9%	13.662+ 9.7%

4	1.011E-06+	8.15%	1.733E-08+	8.26%	1.362+	6.7%
16.949+ 6.7%						
5	1.039E-06+	8.61%	1.191E-08+	8.66%	1.544+	6.3%
17.249+ 6.6%						
6	3.720E-06+	4.67%	3.170E-09+	5.08%	1.168+	4.4%
24.983+ 2.5%						

Tot 6.660E-06+ 3.4%

PHOTONS

1	7.586E-05+	0.23%	1.897E-05+	0.23%	1.842+	0.2%
0.555+ 0.4%						
2	2.317E-04+	0.13%	1.931E-05+	0.13%	1.832+	0.1%
1.187+ 0.1%						
3	3.869E-04+	0.11%	1.936E-05+	0.11%	1.811+	0.1%
1.904+ 0.0%						
4	8.732E-04+	0.07%	1.366E-05+	0.07%	1.780+	0.1%
2.869+ 0.0%						
5	4.203E-05+	0.37%	4.414E-07+	0.37%	1.220+	0.3%
6.266+ 0.2%						
6	6.311E-05+	0.30%	4.696E-08+	0.30%	1.287+	0.2%
14.430+ 0.1%						

Tot 1.673E-03+ 0.1%

POSITRONS

1	9.996E-09+99.90%	2.500E-09+99.90%	2.822+99.9%*
1.476+99.9%*			
2	4.279E-09+94.10%	3.624E-10+94.13%	2.090+99.9%*
10.103+99.9%*			
3	1.437E-08+75.94%	7.288E-10+76.01%	2.188+99.9%*
9.624+99.9%*			
4	2.867E-08+53.73%	4.592E-10+53.77%	1.992+76.8%*
11.956+78.9%*			
5	2.876E-08+57.81%	3.386E-10+58.15%	2.421+88.3%*
25.574+84.6%*			
6	1.941E-07+21.19%	1.496E-10+21.19%	1.597+12.9%
17.437+13.9%			

Tot 2.802E-07+17.6%

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

SPECTRAL-AVERAGED QUANTITIES FOR MULTIPLE CROSSINGS OF THE SCORING PLANE

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

SCORING PLANE 1, CM 8:

ELECTRONS
PHOTONS
POSITRONS

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

LAMPIRAN C.2

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

d (mm)	Pengukuran (%)	5.7 MV (%)	6.0 MV (%)	6.2 MV (%)	6.6 MV (%)
2	49.4	50.7	49.4	48.5	46.8
4	58.3	68.6	67.5	66.5	64.8
6	76.6	86.5	85.5	84.5	82.8
9	90.8	95.8	95.2	94.5	93.4
11	95.6	98.2	98.2	97.6	96.8
13	98.35	99.6	99.6	99.3	98.8
15	99.5	100.0	100.0	99.9	99.7
17	99.85	99.8	100.0	100.0	100.0
18	100	99.6	99.8	99.8	99.9
20	99.8	99.0	99.3	99.4	99.5
25	98	97.1	97.6	97.8	98.1
30	96.1	95.1	95.7	95.9	96.3
35	94	93.0	93.8	93.9	94.4
40	92	91.4	90.7	90.8	91.7
50	87.9	87.1	87.7	87.9	88.5
60	83.7	83.2	83.9	84.1	84.7
70	79.7	79.3	80.0	80.2	81.0
80	76.1	75.6	76.3	76.7	77.4
90	72.1	71.9	72.7	73.1	73.9
100	68.8	68.5	69.4	69.8	70.6
110	65.2	65.2	66.0	66.4	67.3
120	61.8	62.2	63.0	63.4	64.3
130	58.7	59.1	59.9	60.4	61.3
140	55.7	56.3	57.2	57.6	58.6
150	52.7	53.5	54.4	54.9	55.9
160	50	51.0	51.9	52.4	53.3
170	47.3	48.5	49.4	49.9	50.8
180	44.9	46.3	47.1	47.6	48.6
190	42.5	44.0	44.8	45.4	46.3
200	40.3	41.9	42.8	43.3	44.3
210	38.3	39.9	40.7	41.2	42.2
220	36.2	38.0	38.9	39.4	40.4
230	34.4	36.2	37.0	37.6	38.5
240	32.6	34.5	35.3	35.9	36.8
250	30.9	32.8	33.6	34.1	35.0
260	29.4	31.3	32.1	32.6	33.5
270	27.8	29.7	30.5	31.0	32.0
280	26.3	28.3	29.1	29.6	30.6

LAMPIRAN C.3

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

d (mm)	5,7 MV (%)	6 MV (%)	6.2 MV (%)	6.3 MV (%)
2	-1.3	0.0	0.9	2.6
4	-10.3	-9.2	-8.2	-6.5
6	-9.9	-8.9	-7.9	-6.2
9	-5.0	-4.4	-3.7	-2.6
11	-2.6	-2.6	-2.0	-1.2
13	-1.3	-1.2	-0.9	-0.5
15	-0.5	-0.5	-0.4	-0.2
17	0.0	-0.1	-0.2	-0.2
18	0.4	0.2	0.2	0.1
20	0.8	0.5	0.4	0.3
25	0.9	0.4	0.2	-0.1
30	1.0	0.4	0.2	-0.2
35	1.0	0.2	0.1	-0.4
40	0.6	1.3	1.2	0.3
50	0.8	0.2	0.0	-0.6
60	0.5	-0.2	-0.4	-1.0
70	0.4	-0.3	-0.5	-1.3
80	0.5	-0.2	-0.6	-1.3
90	0.2	-0.6	-1.0	-1.8
100	0.3	-0.6	-1.0	-1.8
110	0.0	-0.8	-1.2	-2.1
120	-0.4	-1.2	-1.6	-2.5
130	-0.4	-1.2	-1.7	-2.6
140	-0.6	-1.5	-1.9	-2.9
150	-0.8	-1.7	-2.2	-3.2
160	-1.0	-1.9	-2.4	-3.3
170	-1.2	-2.1	-2.6	-3.5
180	-1.4	-2.2	-2.7	-3.7
190	-1.5	-2.3	-2.9	-3.8
200	-1.6	-2.5	-3.0	-4.0
210	-1.6	-2.4	-2.9	-3.9
220	-1.8	-2.7	-3.2	-4.2
230	-1.8	-2.6	-3.2	-4.1
240	-1.9	-2.7	-3.3	-4.2
250	-1.9	-2.7	-3.2	-4.1

LAMPIRAN C.4

Tabel $\Delta\%$ antara pengukuran dengan simulasi *profile* dosis untuk variasi energi elektron.

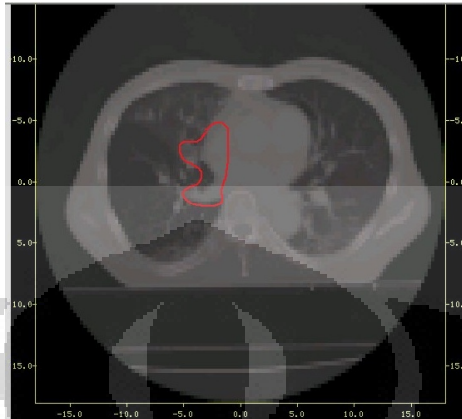
Sumbu (mm)	5.7 MV (%)	6 MV (%)	6.2 MV (%)	6.6 MV (%)
-78	1.6	1.7	1.8	1.9
-76	1.7	1.9	2.0	2.1
-73	1.8	1.9	2.0	2.0
-71	1.6	2.1	2.0	2.3
-69	2.0	2.2	2.3	2.5
-67	2.2	2.2	2.4	2.6
-65	2.3	2.2	2.3	2.6
-64	2.3	2.4	2.5	2.7
-63	2.3	2.7	2.8	2.8
-61	2.4	2.4	2.6	2.7
-60	2.7	2.7	2.7	3.0
-58	2.7	2.4	2.6	2.9
-57	3.2	2.8	3.2	3.4
-56	3.8	3.5	3.8	4.0
-54	3.9	4.0	4.0	4.3
-53	6.3	6.6	6.5	6.6
-51	5.7	6.2	6.3	6.2
-50	1.0	1.2	1.2	1.4
-49	-1.2	-1.2	-1.5	-1.1
-47	-21.6	-20.5	-22.5	-20.4
-46	-13.7	-13.1	-13.4	-12.0
-44	-8.6	-9.4	-7.5	-7.6
-40	-0.6	-0.7	1.3	-0.2
-36	1.3	0.1	2.7	-0.5
-31	0.0	0.8	1.1	-1.2
-27	-1.6	-1.1	0.3	-0.4
-22	-0.5	0.3	0.3	0.3
-18	-0.1	0.7	0.1	0.9
-13	0.6	0.1	0.6	0.3
-9	0.5	0.3	0.8	0.3
-4	0.8	-0.5	1.2	-0.6
0	0.9	0.6	0.9	0.5
4	0.5	1.2	0.2	1.2
9	0.5	0.2	-0.3	0.6

Lanjutan

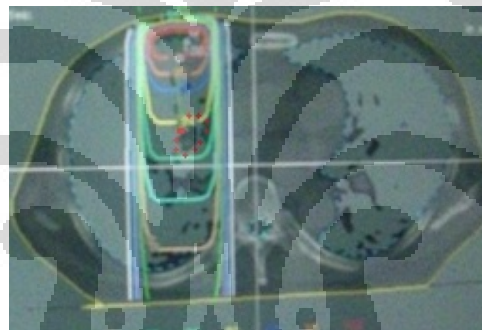
13	0.5	-0.9	-0.8	0.1
18	0.8	0.3	0.8	0.8
22	0.5	1.8	1.4	2.4
27	0.2	1.1	0.8	1.0
31	0.4	1.2	1.3	0.8
36	0.9	0.1	1.5	2.3
40	-0.3	0.1	1.0	2.4
44	-1.5	-1.1	-0.6	0.5
46	-2.5	-0.5	0.0	0.0
47	-7.4	-4.9	-3.5	-4.6
49	17.0	17.4	17.7	17.5
50	19.6	19.8	20.0	19.5
51	22.1	22.1	22.1	21.3
53	17.1	17.0	17.0	16.9
54	10.5	10.4	10.7	10.4
56	7.7	7.7	8.1	7.9
57	5.3	5.5	5.7	5.6
58	4.0	4.3	4.4	4.3
60	3.7	4.0	3.9	4.2
61	3.4	3.6	3.3	3.9
63	3.0	3.2	3.4	3.7
64	2.8	2.9	3.1	3.3
65	2.7	2.7	2.8	3.0
67	2.7	2.9	2.8	3.0
69	2.6	2.6	2.8	2.8
71	2.2	2.3	2.6	2.7
73	2.0	2.2	2.2	2.5
76	2.0	2.1	2.3	2.5
78	2.0	2.0	2.2	2.3

LAMPIRAN D

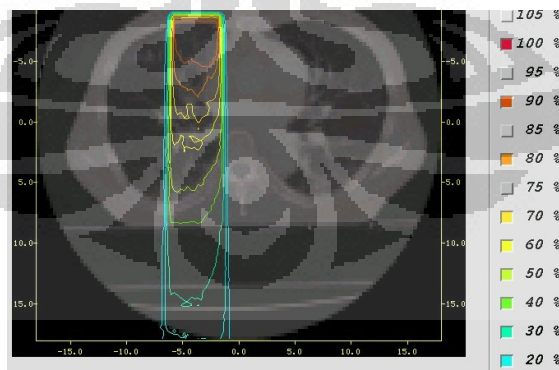
LAMPIRAN D.1 KALKULASI PADA SLICE 11



Gambar .D.1.1. Fantom CT irisan ke-11.



(a)



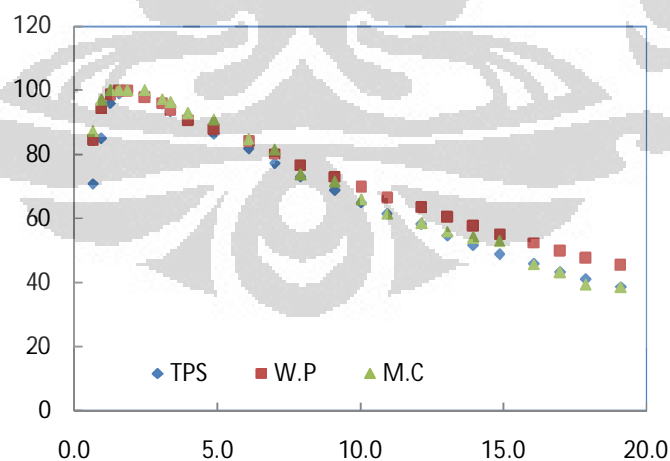
(b)

Gambar D.1.2. Kurva isodosis pada irisan ke-11, dengan luas lapangan 5 x 5 cm², (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo.

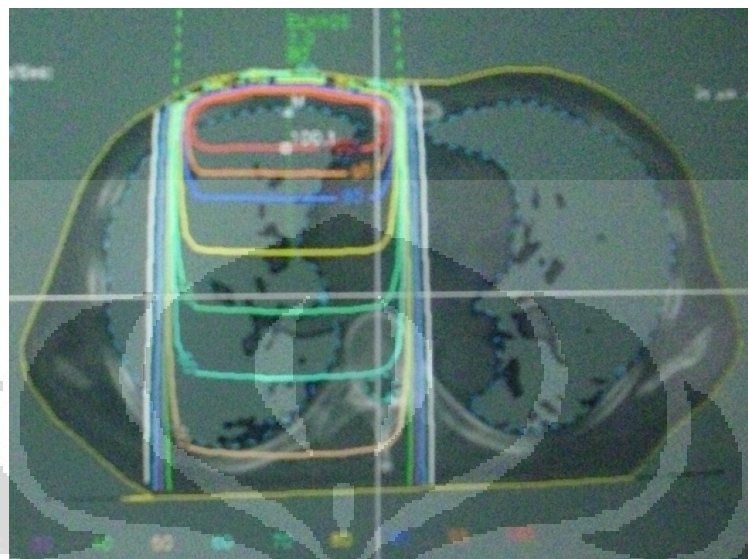
LAMPIRAN D.1 KALKULASI PADA SLICE 11 (lanjutan)

Tabel D.1.1 Nilai PDD pada irisan ke-11, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$

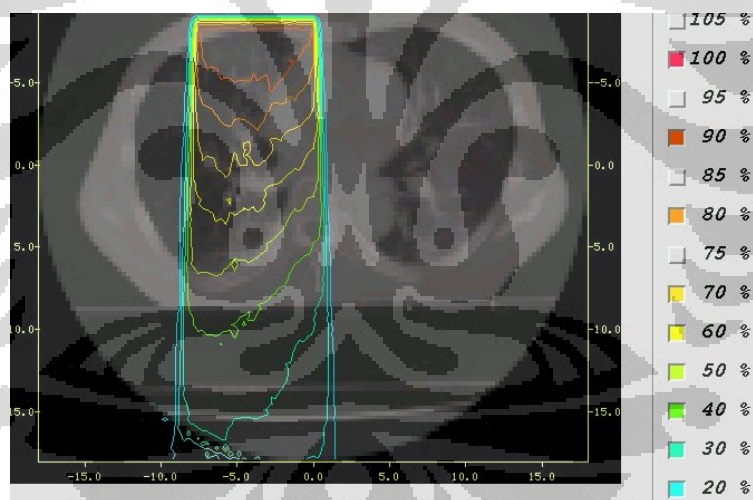
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
lunak	0.6	70.8	84.5	87.2	-13.7
lunak	0.9	85	94.5	97.0	-9.5
lunak	1.2	96	98.6	100.0	-2.6
lunak	1.5	99.1	99.9	100.0	-0.8
paru	1.8	100	99.8	100.0	0.2
paru	2.5	97.9	97.8	100.0	0.1
paru	3.1	95.8	95.9	97.3	-0.1
paru	3.4	93.5	93.9	96.3	-0.4
kanker	4.0	91.1	90.8	92.9	0.3
kanker	4.9	86.4	87.9	90.9	-1.5
kanker	6.1	81.8	84.1	84.6	-2.3
kanker*	7.0	77.3	80.2	82.3	-2.9
kanker	7.9	73	76.7	73.8	-3.7
kanker	9.1	68.9	73.1	71.5	-4.2
kanker	10.0	65	69.8	65.9	-4.8
paru	10.9	61.4	66.4	61.5	-5.0
	12.1	58.1	63.4	58.5	-5.3
	13.0	54.7	60.4	56.0	-5.7
	14.0	51.6	57.6	54.0	-6.0
	14.9	48.7	54.9	52.9	-6.2

Gambar D.1.2 Grafik PDD pada irisan ke-11, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$

LAMPIRAN D.1 KALKULASI PADA SLICE 11 (lanjutan)



(a)



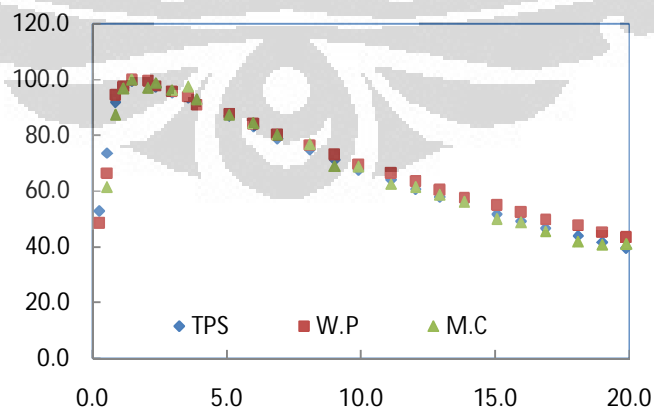
(b)

Gambar D.1 3. Kurva isodosis pada irisan ke-11, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

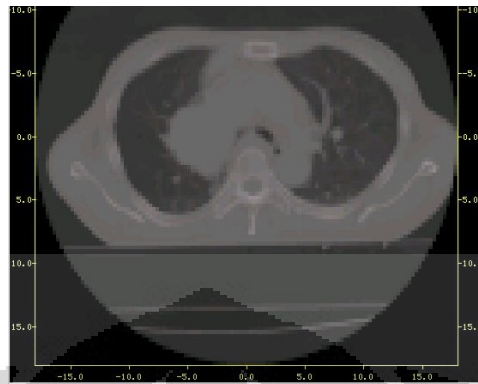
LAMPIRAN D.1 KALKULASI PADA SLICE 11 (lanjutan)

Tabel D.1.2 Nilai PDD pada irisan ke-11, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 10 x 10 cm²

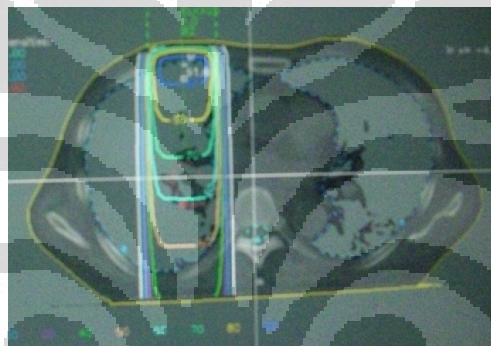
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
lunak	0.5	73.6	66.5	61.4	7.2
lunak	0.8	91.8	94.5	87.3	-2.7
lunak	1.1	97.1	97.6	96.9	-0.5
lunak	1.4	99.4	99.9	99.9	-0.5
paru	2.1	99.5	99.4	97.0	0.1
Paru	2.4	97.3	97.8	98.9	-0.4
Paru	3.0	95.4	95.9	96.3	-0.5
Paru	3.6	93.4	93.9	97.6	-0.5
kanker	3.9	91.5	90.8	92.9	0.7
Kanker	5.1	86.9	87.9	87.4	-1.0
kanker	6.0	83.1	84.1	84.3	-0.9
Kanker	6.3				0.0
Kanker*	6.9	78.8	80.2	83.7	-1.4
kanker	8.1	74.8	76.7	76.7	-1.8
kanker	8.7				0.0
kanker	9.0	71.2	73.1	68.9	-1.9
kanker	9.9	67.5	69.8	68.8	-2.3
paru	11.1	64.0	66.4	62.6	-2.5
	12.0	60.7	63.4	61.4	-2.7

Gambar D.1.3. Grafik PDD pada irisan ke-11, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 10 x 10 cm²

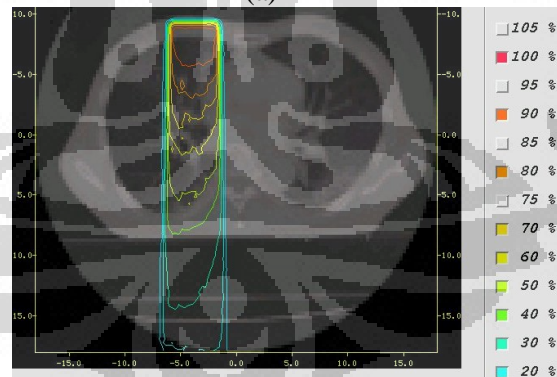
LAMPIRAN D.2 KALKULASI PADA SLICE 12



Gambar .D.2.1. Fantom CT irisan ke-12



(a)



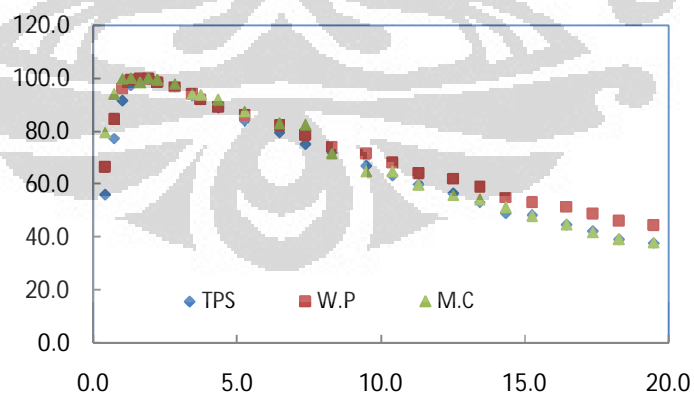
(b)

Gambar D.1.2. Kurva isodosis pada irisan ke-12, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$,
 (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

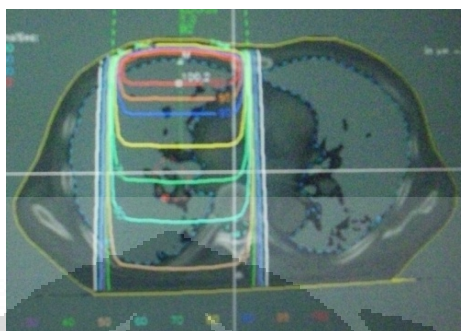
LAMPIRAN D.2 KALKULASI PADA SLICE 12 (lanjutan)

Tabel D.2.1 Nilai PDD pada irisan ke-12, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$

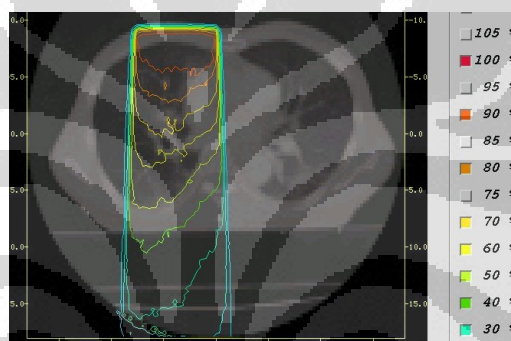
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.4	56.0	66.5	79.5	-10.5
Lunak	0.7	77.3	84.5	93.9	-7.2
Lunak	1.0	91.4	96.0	99.8	-4.6
Lunak	1.3	97.3	99.3	100.0	-2.0
Lunak	1.6	99.7	99.9	98.3	-0.2
Lunak	1.9	99.8	99.6	100.0	0.2
Paru	2.2	98.8	98.6	99.4	0.1
Paru	2.8	96.9	96.8	98.0	0.0
Paru	3.4	93.5	93.9	94.1	-0.4
paru	3.8	92.0	92.0	93.8	0.0
Kanker	4.4	88.7	89.0	91.9	-0.3
Kanker	5.3	84.0	86.0	87.3	-2.0
Kanker	6.5	79.6	82.2	82.9	-2.6
Kanker*	7.4	75.2	78.5	82.4	-3.3
kanker	8.3	72.0	74.0	71.5	-2.0
kanker	9.5	67.0	71.4	64.7	-4.5
kanker	10.4	63.2	68.1	64.6	-4.9
	11.3	60.0	64.0	59.7	-4.0

Gambar D.2.2 Grafik PDD pada irisan ke-12, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$

LAMPIRAN D.2 KALKULASI PADA SLICE 12 (lanjutan)



(a)



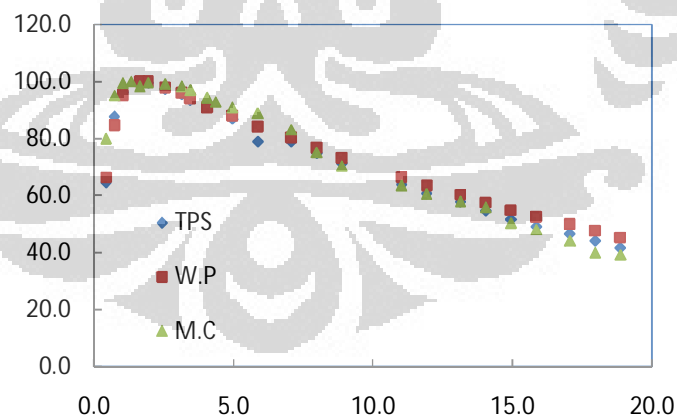
(b)

Gambar D.2 3. Kurva isodosis pada irisan ke-12, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

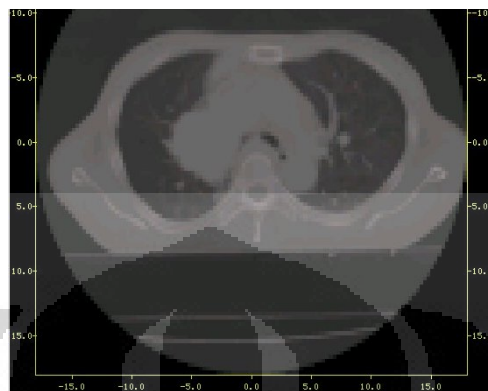
LAMPIRAN D.2 KALKULASI PADA SLICE 12 (lanjutan)

Tabel D.2.2 Nilai PDD pada irisan ke-12, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$

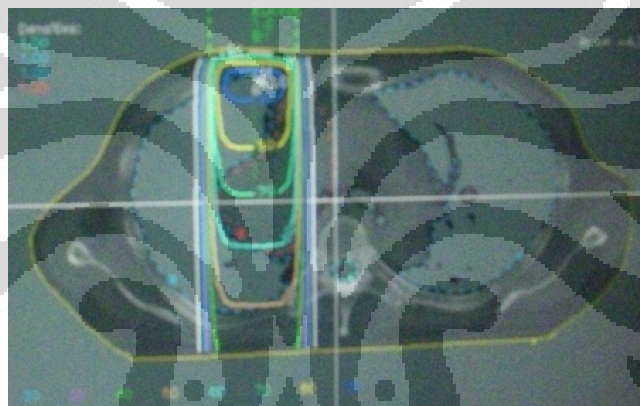
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.4	64.6	66.5	79.8	-1.9
Lunak	0.7	87.7	84.5	95.1	3.2
Lunak	1.0	96.2	95.0	99.5	1.2
Lunak	1.3			100.0	
Lunak	1.6	99.6	99.9	98.2	-0.2
Lunak	1.9	99.6	99.8	99.6	-0.3
Paru	2.5	97.3	97.8	99.1	-0.4
Paru	3.1	95.4	95.9	98.2	-0.5
Paru	3.4	93.4	93.9	97.0	-0.5
paru	4.1	91.5	90.8	94.2	0.7
Kanker	4.4			92.8	0.0
Kanker	5.0	86.9	87.9	90.8	-1.0
Kanker	5.9	78.8	84.1	88.7	-5.2
Kanker*	7.1	76.3	80.2	83.1	-3.9
kanker	8.0	74.8	76.7	75.1	-1.8
kanker	8.9	71.2	73.1	70.5	-1.9
kanker	11.0	64.0	66.4	63.5	-2.5
	11.9	60.7	63.4	60.4	-2.7

Gambar D.2.3 Grafik PDD pada irisan ke-12, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$

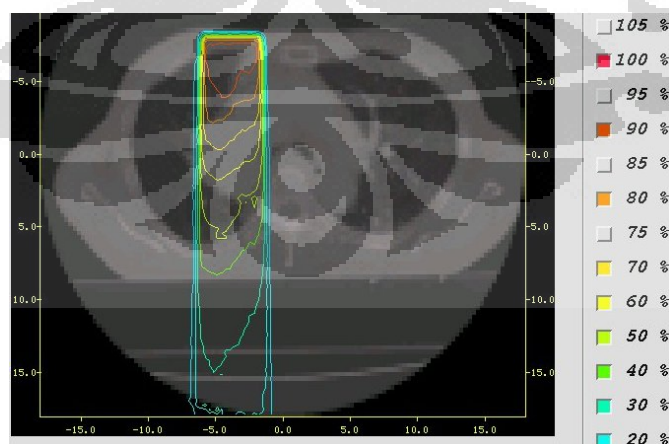
LAMPIRAN D.3 KALKULASI PADA SLICE 16



Gambar .D.3.1. Fantom CT irisan ke-16



(a)



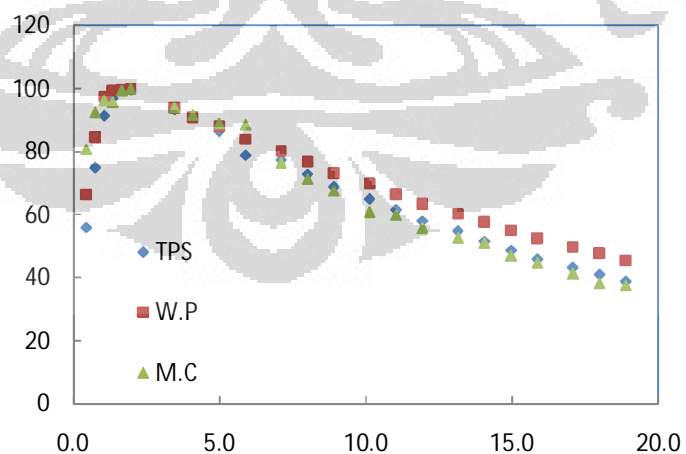
(b)

Gambar D.3.2. Kurva isodosis pada irisan ke-16, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

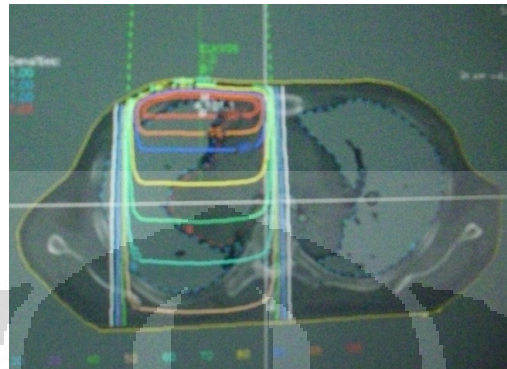
LAMPIRAN D.3 KALKULASI PADA SLICE 16 (lanjutan)

Tabel D.3.1 Nilai PDD pada irisan ke-16, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 5 x 5 cm²

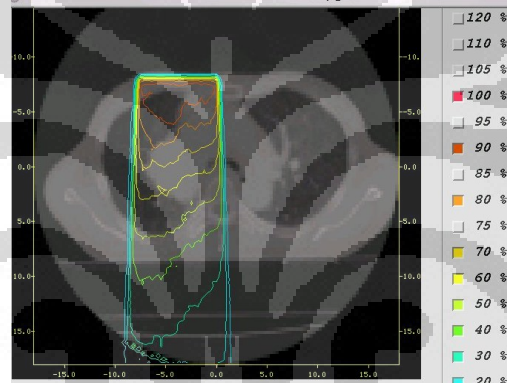
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.4	56	66.5	80.8	-10.5
Lunak	0.7	75	84.5	92.6	-9.5
Lunak	1.0	91.4	97.6	96.4	-6.2
Lunak	1.3	97	99.3	95.7	-2.3
Lunak	1.6	99.7	99.9	99.4	-0.2
Paru	1.9	99.6	99.8	100.0	-0.2
Paru	3.5	93.5	93.9	94.1	-0.4
Paru	3.8				0.0
kanker	4.1	91.1	90.8	91.6	0.3
Kanker	5.0	86.4	87.9	89.0	-1.5
Kanker*)	5.9	78.9	84.1	88.5	-15.2
kanker	7.1	77.3	80.2	76.4	-2.9
kanker	8.0	73	76.7	71.4	-3.7
Kanker	8.9	68.9	73.1	67.6	-4.2
paru	10.1	65	69.8	60.9	-4.8
paru	11.0	61.4	66.4	59.9	-5.0
	11.9	58.1	63.4	55.7	-5.3

Gambar D.3.2. Grafik PDD pada irisan ke-16, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 5 x 5 cm²

LAMPIRAN D.3 KALKULASI PADA SLICE 16 (lanjutan)



(a)



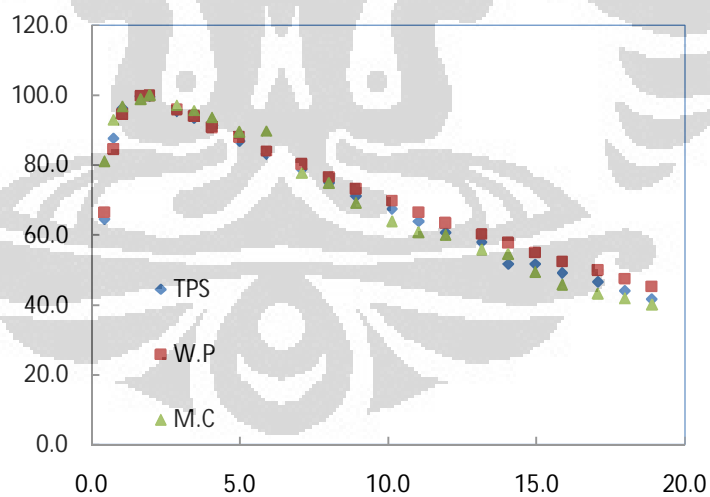
(b)

Gambar D.3 3. Kurva isodosis pada irisan ke-16, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

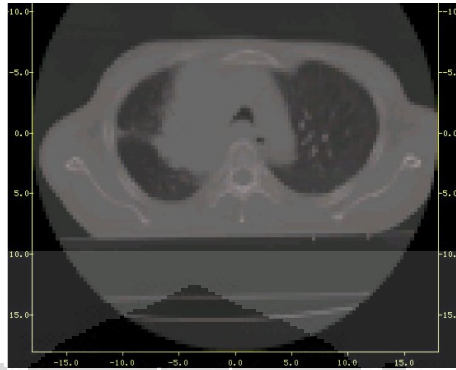
LAMPIRAN D.3 KALKULASI PADA SLICE 16 (lanjutan)

Tabel D.3.2 Nilai PDD pada irisan ke-16, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$

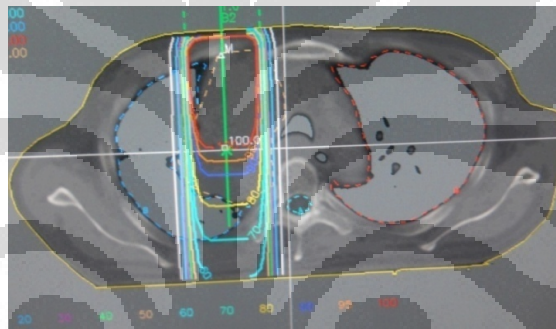
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.4	64.6	66.5	81.0	-1.9
Lunak	0.7	87.7	84.5	93.0	3.2
Lunak	1.0	96.2	94.5	96.7	1.7
Lunak	1.6	99.6	99.9	98.8	-0.2
Paru	1.9	99.6	99.8	100.0	-0.3
Paru	2.9	95.4	95.9	97.2	-0.5
Paru	3.5	93.4	93.9	95.6	-0.5
kanker	4.1	91.5	90.8	93.7	0.7
kanker	5.0	86.9	87.9	89.5	-1.0
Kanker*	5.9	83.1	84.1	89.8	-0.9
kanker	7.1	78.8	80.2	77.7	-1.4
kanker	8.0	74.8	76.7	74.9	-1.8
Kanker	8.9	71.2	73.1	69.2	-1.9
Kanker	10.1	67.5	69.8	63.8	-2.3
paru	11.0	64.0	66.4	60.7	-2.5
	11.9	60.7	63.4	60.1	-2.7

Gambar D.3.3 Grafik PDD pada irisan ke-16, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$

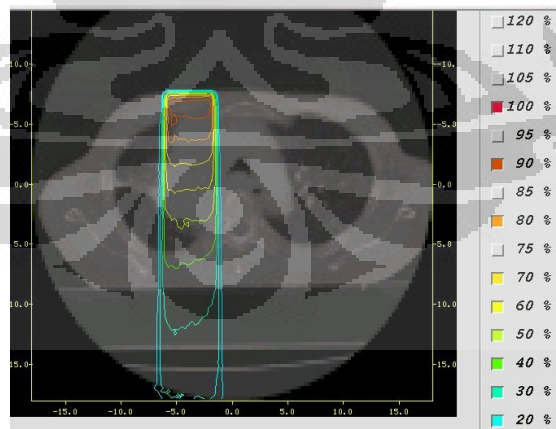
LAMPIRAN D.4 KALKULASI PADA SLICE 18



Gambar .D.4.1. Fantom CT irisan ke-18



(a)



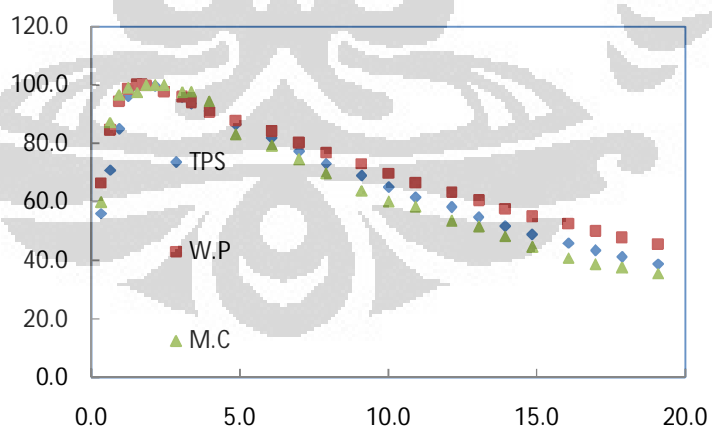
(b)

Gambar D.4.2 Kurva isodosis pada irisan ke-18, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

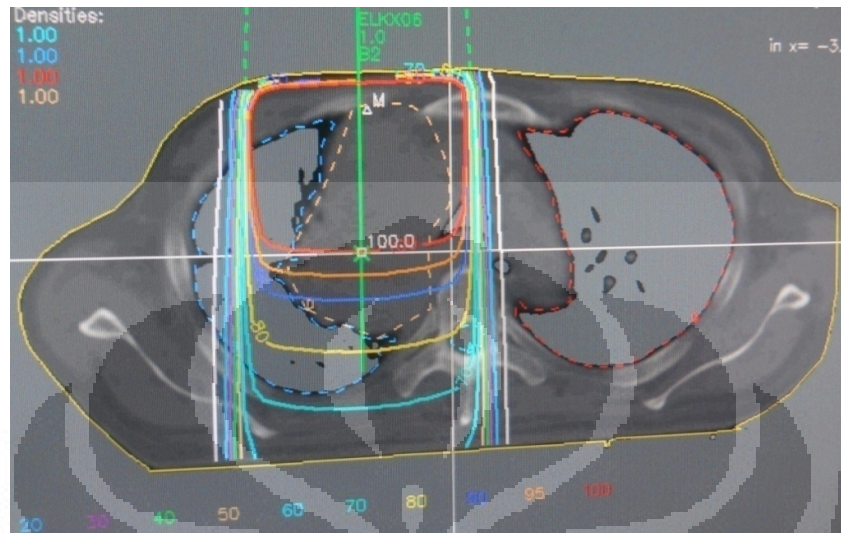
LAMPIRAN D.4 KALKULASI PADA SLICE 18 (Lanjutan)

Tabel D.4.1 Nilai PDD pada irisan ke-18, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$

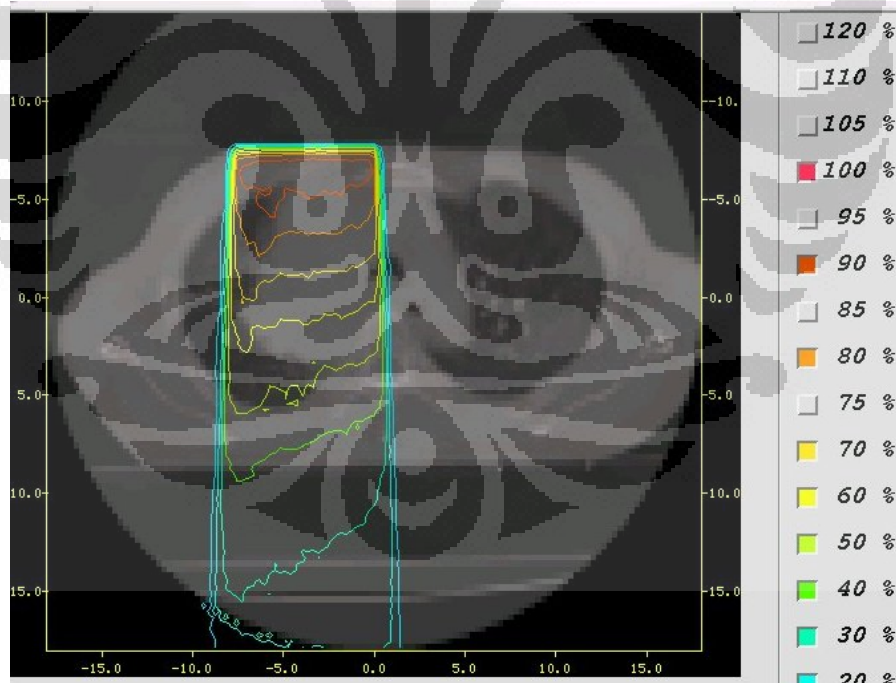
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.3	56.0	66.5	59.9	-10.5
Lunak	0.6	70.8	84.5	87.1	-13.7
Lunak	0.9	85.0	94.5	96.5	-9.5
Lunak	1.2	96.0	98.6	98.9	-2.6
Lunak	1.5	99.1	99.9	97.4	-0.8
Lunak	1.7		100.0		
kanker	1.8	100.0	99.8	99.9	0.2
kanker	2.2	99.6		100.0	
kanker	2.5	97.9	97.8	99.9	0.1
kanker	3.1	95.8	95.9	97.6	-0.1
Kanker	3.4	93.5	93.9	97.8	-0.4
Kanker	4.0	91.1	90.8	94.5	0.3
Kanker	4.9	86.4	87.9	83.1	-1.5
kanker	6.1	81.8	84.1	79.1	-2.3
Kanker*	7.0	77.3	80.2	74.4	-2.9
Kanker	7.9	73.0	76.7	69.7	-3.7
Kanker	9.1	68.9	73.1	63.8	-4.2
kanker	10.0	65.0	69.8	60.0	-4.8
kanker	10.9	61.4	66.4	58.4	-5.0
	12.1	58.1	63.4	53.4	-5.3

Gambar D.4.2 Grafik PDD pada irisan ke-18, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$

LAMPIRAN D.4 KALKULASI PADA SLICE 18 (Lanjutan)



(a)



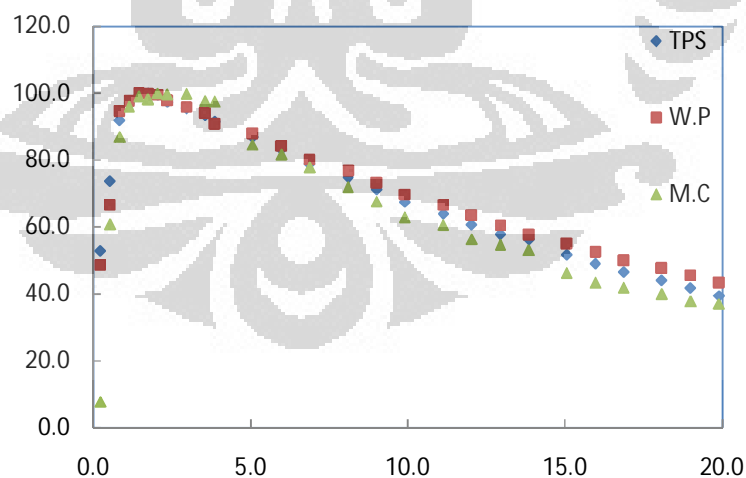
(b)

Gambar D.4 3 Kurva isodosis pada irisan ke-18, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

LAMPIRAN D.4 KALKULASI PADA SLICE 18 (lanjutan)

Tabel D.4.2 Nilai PDD pada irisan ke-18, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 10 x 10 cm²

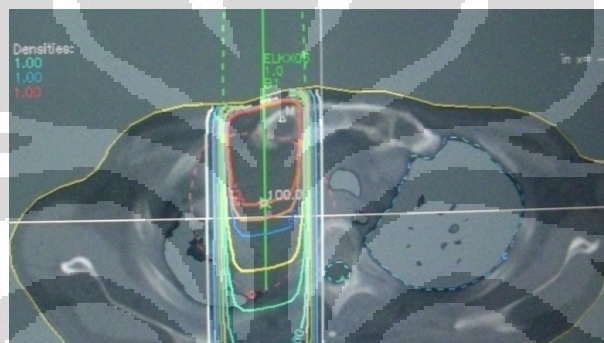
Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
lunak	0.2	52.9	48.5	7.7	4.4
Lunak	0.5	73.6	66.5	60.8	7.2
Lunak	0.8	91.8	94.5	86.9	-2.7
Lunak	1.1	97.1	97.6	96.0	-0.5
Lunak	1.4	99.4	99.9	99.0	-0.5
Lunak	1.7	100.0	100.0	98.1	0.0
kanker	2.1	99.5	99.4	100.0	0.1
kanker	2.4	97.3	97.8	99.6	-0.4
kanker	3.0	95.4	95.9	99.7	-0.5
Kanker	3.6	93.4	93.9	97.6	-0.5
Kanker	3.9	91.5	90.8	94.6	0.7
Kanker	5.1	86.9	87.9	84.6	-1.0
kanker	6.0	83.1	84.1	81.6	-0.9
Kanker*	6.9	78.8	80.2	77.8	-1.4
Kanker	8.1	74.8	76.7	71.9	-1.8
Kanker	9.0	71.2	73.1	67.7	-1.9
kanker	9.9	67.5	69.8	62.9	-2.3
paru	11.1	64.0	66.4	60.5	-2.5
	12.0	60.7	63.4	56.3	-2.7

Gambar D.4.3 Grafik PDD pada irisan ke-18, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 10 x 10 cm²

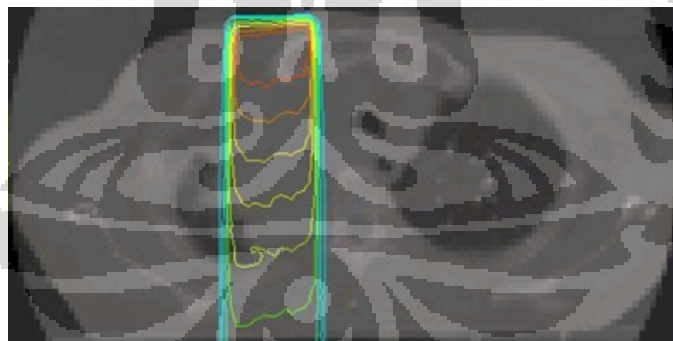
LAMPIRAN D.5 KALKULASI PADA SLICE 20



Gambar .D.5.1. Fantom CT irisan ke-20



(a)



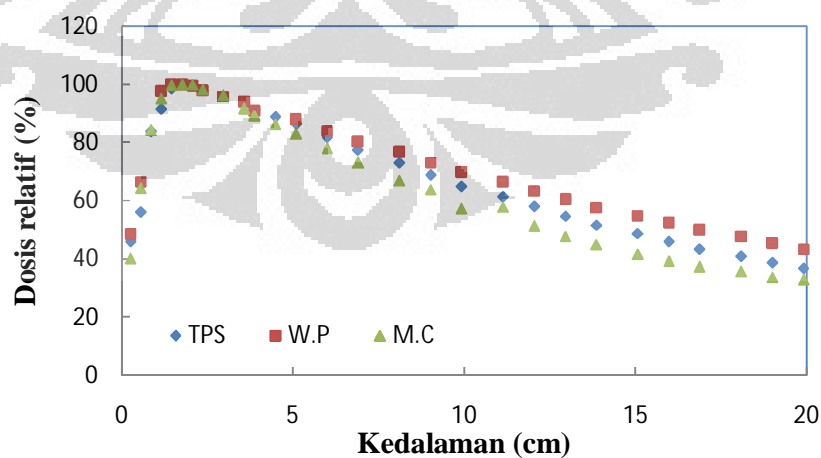
(b)

Gambar D.5.2. Kurva isodosis pada irisan ke-20, dengan luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

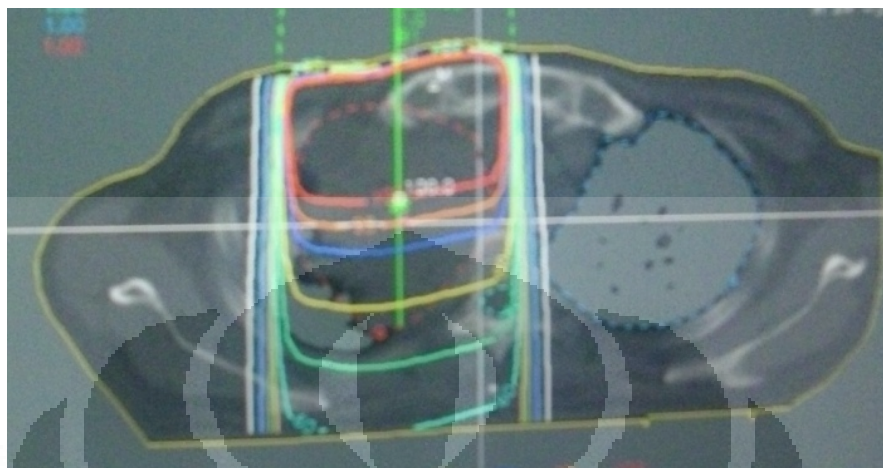
LAMPIRAN D.5 KALKULASI PADA SLICE 20 (Lanjutan)

Tabel D.5.1 Nilai PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 5 x 5 cm²

Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.2	46.0	48.5	40.2	-2.5
lunak	0.5	56.0	66.5	64.3	-10.5
lunak	0.8	83.7		84.3	
lunak	1.1	91.4	97.6	95.1	-6.2
lunak	1.5	98.5	99.9	99.7	-1.4
kanker	1.8	100.0	99.8	99.9	0.2
Kanker	2.1	99.6	99.4	100.0	0.2
Kanker	2.4	97.9	97.8	98.3	0.1
Kanker	3.0	95.8	95.9	96.1	-0.1
kanker	3.6	93.5	93.9	91.7	-0.4
Kanker	3.9	91.1	90.8	89.2	0.3
Kanker	4.5	88.7		86.4	
Kanker*	5.1	86.4	87.9	83.1	-1.5
kanker	6.0	81.8	84.1	78.0	-2.3
Kanker	6.9	77.3	80.2	73.0	-2.9
Kanker	8.1	73.0	76.7	66.9	-3.7
kanker	9.0	68.9	73.1	63.8	-4.2
Paru	9.9	65.0	69.8	57.3	-4.8
Paru	11.1	61.4	66.4	57.8	-5.0

Gambar D.5.2. Grafik PDD pada irisan ke-20, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan 5 x 5 cm²

LAMPIRAN D.5 KALKULASI PADA SLICE 20 (Lanjutan)



(a)

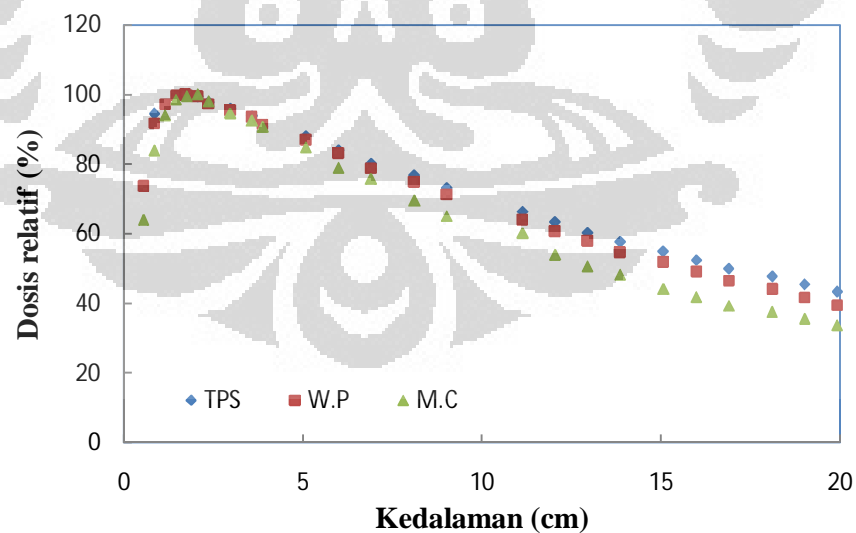


(b)

Gambar D.5 3. Kurva isodosis pada irisan ke-20, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, (a). Hasil kalkulasi TPS, (b). Hasil simulasi Monte Carlo

Tabel D.5.2 Nilai PDD pada irisan ke-14, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Jaringan	Kedalaman (cm)	TPS (%)	W.P (%)	M.C (%)	Δ TPS & W.P (%)
Lunak	0.8	94.5	91.8	83.7	2.7
luna	1.1	97	97.1	94.0	-0.1
lunak	1.5	99	99.8	98.6	-0.8
lunak	1.7	100.0	100.0		0
kanker	1.8	99.8	99.7	99.5	0.2
Kanker	2.1	99.4	99.4	100.0	0.0
Kanker	2.4	97.8	97.3	98.0	0.4
Kanker	3.0	95.9	95.4	94.6	0.5
Kanker	3.6	93.9	93.4	92.4	0.5
kanker	3.9	90.8	91.5	90.7	-0.7
Kanker*	5.1	87.9	86.9	84.8	1.0
Kanker	6.0	84.1	83.1	78.9	0.9
Kanker	6.9	79.0	78.8	75.6	0.2
kanker	8.1	76.7	74.8	69.5	1.8
Paru	9.0	73.1	71.2	65.0	1.9
Paru	11.1	66.4	64.0	60.2	2.5
Lunak	12.0	63.4	60.7	53.9	2.7



Gambar D.5.3. Grafik PDD pada irisan ke-20, perbandingan antara hasil TPS, water phantom, dan Monte Carlo, dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Lampiran E

Tabel perhitungan faktor koreksi lapangan 5 x 5 cm²

slice	d ₁	d ₂	d ₃	d	d'	TAR (d,w)	TAR (d',w)	CF
11	1.5	1.9	3.6	7	5.6	0.841	0.889	1.057
12	1.9	1.9	3.6	7.4	6.0	0.827	0.875	1.058
14	1.7	2.8	3	7.5	5.4	0.824	0.896	1.087
16	1.6	2.2	2.1	5.9	4.3	0.879	0.933	1.061
18	1.7	0	5.3	7	7.0	0.841	0.841	1.000
20	1.8	0	5.1	6.9	6.9	0.844	0.844	1.000

Tabel perhitungan faktor koreksi lapangan 10 x 10 cm²

slice	d ₁	d ₂	d ₃	d	d'	TAR (d,w)	TAR (d',w)	CF
11	1.4	2.2	3.3	6.9	5.3	0.869	0.914	1.052
12	1.9	2.2	3	7.1	5.5	0.863	0.908	1.052
14	1.7	2.2	4.2	8.1	6.5	0.835	0.88	1.054
16	1.6	1.9	4.2	7.7	6.3	0.83	0.885	1.066
18	1.7	0	5.2	6.9	6.9	0.844	0.844	1.000
20	1.7	0	5.2	6.9	6.9	0.844	0.844	1.000

Tabel TAR

d (cm)	Luas lapangan	
	5 x 5 cm ²	10 x 10 cm ²
1.5	1.000	1.000
2	1.002	1.002
3	0.976	0.980
4	0.942	0.955
5	0.911	0.923
6	0.875	0.894
7	0.841	0.866
8	0.807	0.838
9	0.773	0.807
10	0.740	0.780