



UNIVERSITAS INDONESIA

**ANALISIS AKURASI KALKULASI PERKIRAAN
PERSENTASE DOSIS KEDALAMAN RADIASI SINAR-X
MENGUNAKAN METODE SUPERPOSISI BERKAS PENSIL**

SKRIPSI

YAKUB AQIB BAYHAQI

0706262911

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN
ALAM**

PROGRAM STUDI FISIKA

DEPOK

DESEMBER 2011



UNIVERSITAS INDONESIA

**ANALISIS AKURASI KALKULASI PERKIRAAN
PERSENTASE DOSIS KEDALAMAN RADIASI SINAR-X
MENGUNAKAN METODE SUPERPOSISI BERKAS PENSIL**

SKRIPSI

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
sarjana sains**

YAKUB AQIB BAYHAQI

0706262911

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN
ALAM**

PROGRAM STUDI FISIKA

DEPOK

DESEMBER 2011

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Yakub Aqib Bayhaqi

NPM : 0706262911

Tanda Tangan : 

Tanggal : 13 Desember 2011

HALAMAN PENGESAHAN

Sripsi ini diajukan oleh,

Nama : Yakub Aqib Bayhaqi

NPM : 0706262911

Program Studi : Fisika

Judul Skripsi : ANALISIS AKURASI KALKULASI PERKIRAAN DOSIS
RADIASI SINAR-X MENGGUNAKAN METODE
SUPERPOSISI BERKAS PENCIL

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Prof. Dr. Djarwani Soeharso Soejoko (

Pembimbing II : Dwi Seno K. Sihono, M.Si (

Penguji I : Dr. Prawito (

Penguji II : I Putu Susila Ph. D (

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 13 Desember 2011

KATA PENGANTAR

Dengan rahmat Tuhan Yang Maha Esa, penulis panjatkan atas terlaksananya skripsi ini. Tanpa karunianya skripsi yang bertujuan untuk mendapatkan gelar Sarjana Sains ini tidak akan terwujud. Skripsi yang berjudul “Analisis Akurasi Kalkulasi Perkiraan Dosis Radiasi Sinar-X Menggunakan Metode Superposisi Berkas Pencil” ini diharapkan dapat menjadi salah satu langkah untuk mengembangkan ilmu pengetahuan sebagai salah satu pengetahuan yang dapat berguna bagi masyarakat dalam penggunaan radiasi.

Terwujudnya skripsi ini tentunya tidak mungkin terlepas dari bantuan dan jasa dari berbagai pihak. Oleh karena itu penulis harus mengucapkan terima kasih kepada:

1. Ibu Prof. Dr. Djarwani Soeharso Soejoko, sebagai ketua peminatan Fisika Medis Departemen Fisika FMIPA Universitas Indonesia sekaligus Dosen Pembimbing I yang tak hanya membimbing, tapi juga mendidik, mengayomi, dan menginspirasi penulis.
2. Bapak Dwi Seno K. Sihono, M.Si, sebagai Dosen Pembimbing II yang tanpa jasa dan perhatiannya, segalanya tak mungkin terlaksana.
3. Bapak I Putu Susila, Ph.D dari BATAN sebagai sumber konsultasi komputasi dan juga sebagai penguji II yang telah banyak menyumbangkan pemikirannya secara luar biasa.
4. Bapak Dr. Prawito selaku Penguji I yang telah memberikan sarannya yang sangat berguna untuk penulis.
5. Seluruh staf pengajar Departemen Fisika FMIPA Universitas Indonesia, yang telah mengantarkan saya ke dunia ilmu pengetahuan yang sangat menyenangkan.
6. Ayahanda dan Ibunda tercinta, Haulian Siregar dan Egi Legiati, terima kasih atas kasih sayangnya yang tak terkira. Serta kakak kandung pertama, Hasudungan Eko Mulya, dan kakak kandung kedua, Haposan Diponegoro.
7. Para Asisten lab Fisika Medis dan TLD R.111, Kak Arreta Rei M.Si, Mbak Kristina Tri Wigati, M.Si, dengan pemikiran-pemikirannya yang

menenangkan dan menjadi sumber diskusi dan inspirasi

8. Teman-teman penelitian sepeminatan, Lukmanda Evan Lubis dan Melati Azizka Fajria yang bersama-sama berjuang untuk menyelesaikan tugas akhir.
9. Teman-teman PKM 2010, Rifqo Anwarie, Ady Prasety, Hardiani Rahmania, Purwinda Herin M, yang telah memberikan dukungannya.
10. Teman-teman diluar kampus, terutama Shelly Natalia, Ardian Yudha, Devita Melani P., dan Demi Nurrahman yang setia menjadi sandaran penenang hati ketika mengalami kesulitan.
11. Semua mahasiswa Fisika UI angkatan 2007 atas seluruh kenangan yang tak terlupakan selama kuliah di Fisika UI.

Penulis mengharapkan adanya penelitian lebih lanjut dari penelitian ini karena penulis menyadari bahwa tulisan ini jauh dari kesempurnaan. Untuk itu, atas nama ilmu pengetahuan dan demi perbaikan tulisan ilmiah penulis pada kesempatan mendatang, penulis sangat mengharapkan kritik, teguran, serta saran dari segala pihak.

Depok, 2011

Penulis

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

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

Nama : Yakub Aqib Bayhaqi

NPM : 0706262911

Program Studi : S1 Fisika

Departemen : Fisika

Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Jenis Karya : Skripsi

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

**ANALISIS AKURASI KALKULASI PERKIRAAN PERSENTASE DOSIS
KEDALAMAN RADIASI SINAR-X MENGGUNAKAN METODE
SUPERPOSISI BERKAS PENSIL**

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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di: Depok, Jawa Barat

Pada tanggal: 13 Desember 2011

Yang menyatakan,



Yakub Aqib Bayhaqi

ABSTRAK

Nama : Yakub Aqib Bayhaqi
Program Studi : Fisika
Judul : ANALISIS AKURASI KALKULASI PERKIRAAN
PERSENTASE DOSIS KEDALAMAN RADIASI SINAR-X
MENGUNAKAN METODE SUPERPOSISI BERKAS
PENSIL

Pendahuluan: Radioterapi merupakan salah satu teknik penanganan kanker yang paling sering digunakan di bidang medis, khususnya menggunakan radiasi Sinar-X berenergi tinggi yang diproduksi dari pesawat radioterapi eksternal *Linear Accelerator (LINAC)*. Diperlukan suatu algoritma yang akurat untuk memperkirakan dosis yang akan diterima oleh pasien.

Metode: Kalkulasi dengan menggunakan metode superposisi berkas pensil menggunakan kernel berukuran 1 mm x 1mm pada permukaan fantom yang didapat dari hasil simulasi menggunakan metode *Monte Carlo DOSYZnrc*. Energi foton yang digunakan berupa pendekatan yaitu sepertiga dari energi maksimum foton sebesar 3,33 MeV dan 2 MeV yang merepresentasikan sinar-X 10 MV dan 6 MV. Pergeseran kernel dilakukan berdasarkan posisi geometris titik terhadap sumber.

Hasil dan Pembahasan: Persentase kesalahan relatif terbesar terjadi pada permukaan fantom untuk seluruh energi. Untuk foton energy 3,33 MeV. Persentase kesalahan relatif konstan kurang dari 5% terjadi pada seluruh lapangan. Sedangkan untuk foton energy 2 MeV, persentase kesalahan relatif kurang dari 10 % dengan adanya peningkatan kesalahan untuk setiap kenaikan kedalaman.

Terjadi pergeseran d_{\max} pada seluruh lapangan. Pergeseran d_{\max} terjadi akibat penggunaan foton *monoenergetic* pada kalkulasi yang mengakibatkan pengabaian energi foton yang lebih besar dan rendah dari energi rata-rata sinar-X. Ditambah lagi kalkulasi superposisi ini hanya dilakukan pada bidang 2 dimensi.

Kesimpulan dan Saran: Penelitian ini dengan secara akurat memperkirakan persentase dosis radiasi sinar-X untuk daerah efektif pada fantom. Namun kurang akurat untuk memperkirakan dosis radiasi sinar-X pada daerah *build up*.

Dibutuhkan beberapa penambahan metode lainnya untuk mengoptimasi waktu dan akurasi kalkulasi. Seperti penggunaan metode konvolusi dan pengabaian nilai piksel pada kernel yang bernilai mendekati nol untuk memperkecil ukuran kernel agar waktu kalkulasi bisa dipersingkat.

Kata kunci : *Monte Carlo*, Superposisi, persentase kedalaman dosis, berkas pensil.

xiii + 49 halaman ; 27 gambar ; 9 tabel

ABSTRACT

Name : Yakub Aqib Bayhaqi

Program Study: Physics

Title : ACCURACY ANALYSIS CALCULATIONS ESTIMATED
PERCENTAGE DEPTH DOSE X-RAY RADIATION USING
PENCIL-BEAM SUPERPOSITION

Introduction: Radiotherapy is the most effective treatment method in treating cancer for medical treatment, particularly using the high voltage X-ray radiation generated from the Linear Accelerator (LINAC). In implementation, an accurate algorithm to estimate the dose distribution through patient is indispensable.

Method: Percentage Depth Dose (PDD) calculation can be done using the pencil-beam superposition method. 1 mm x 1mm kernel from the phantom surface obtained using the *Monte Carlo* DOSYZnrc simulation. Photon energy approaches used in the form of one-third of the maximum photon energy of 3.33 MeV and 2 MeV which represents the 10 MV X-rays and 6 MV. Shifting the kernel is based on the geometric position of the point source.

Results and discussion: Largest relative error occurs at the surface and in build up region of the phantom for all energies. For photon energy 3.33 MeV, error is less than 5 % in effective area. As for the photon energy 2 MeV, error is less than 10 % in effective area with a gradient for all field.

The monoenergetic representation shift the d_{max} for all field. The error occurs due to the use of monoenergetic photons disobeying the other photon energies in the X-ray spectrum which has greater or less energies than the mean energy. It is also caused by the calculation has done in the 2 dimensional region.

Conclusion and Suggestion: This experiment accurately compute the PDD in X-ray radiation for the effective area. But it failed to compute the PDD in the build up region.

A few addition of other method can optimize this superposition method to speed the calculation time and improve the accuracy. A suppression of the kernel dimension based on its prime value that is effective to speed up the calculation. And the calculation would be followed by the convolution method principle.

Keywords: Monte Carlo, Superposition, Percentage Depth Dose, Kernel Tilting, pencil-beam.

xiii + 49 pages ; 27 picture ; 9 table

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Halaman Pernyataan Orisinalitas	ii
Halaman Pengesahan	iii
Kata Pengantar	iv
Lembar Persetujuan Publikasi Karya Ilmiah	vi
Abstrak	vii
<i>Abstract</i>	viii
Daftar Isi	ix
Daftar Gambar	xi
Daftar Tabel	xiii
1. Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Tujuan Penelitian	2
1.4 Manfaat Penelitian	2
1.5 Batasan Penelitian	2
1.6 Model Operasional Penelitian	3
1.6.1 Pengambilan Data	3
1.6.2 Kalkulasi Perkiraan Dosis	3
1.6.3 Perbandingan Hasil	4
2. Tinjauan Pustaka	5
2.1 Persentase Dosis Kedalaman	5
2.3 Superposisi Berkas Pensil	7
2.4.1 Prinsip Superposisi	7
2.4.2 Pendekatan Superposisi Berkas Pensil	8

2.2 Simulasi Transport Radiasi Menggunakan DOSXYZnrc (Metode <i>Monte Carlo</i>)	10
3. Metode Penelitian	11
3.1 Persiapan Penelitian	11
3.2 Pembuatan Kernel Berkas Pencil	11
3.3 Pembacaan Kernel	14
3.4 Pergeseran Kernel	14
3.5 Superposisi	15
3.6 Perbandingan Hasil	15
4. Hasil dan Pembahasan	17
4.1 Hasil	17
4.2 Pembahasan	21
4.2.1 Kesalahan Relatif	22
4.2.2 Waktu Kalkulasi	24
4.2.3 Batasan-batasan	25
5. Kesimpulan dan Saran	26
5.1 Kesimpulan	26
5.2 Saran dan Diskusi	27
Daftar Referensi	28
Lampiran I. Data PDD Hasil Pengukuran dan Kalkulasi	30
Lampiran II. Parameter <i>Monte Carlo</i>	44
Lampiran III. Script MATLAB [®]	45

DAFTAR GAMBAR

	halaman
Gambar 2.1 Ilustrasi pengambilan PDD.....	5
Gambar 2.2 Contoh grafik persentase dosis kedalaman.....	6
Gambar 2.3 Prinsip superposisi.....	7
Gambar 2.4 Ilustrasi superposisi Fluens dan Terma.....	8
Gambar 2.5 Prinsip dasar dari berkas pensil.....	9
Gambar 3.1 Tahap-tahap penelitian.....	11
Gambar 3.2 Model simulasi penembakan foton.....	12
Gambar 3.3 Ilustrasi pergeseran kernel pada bidang (x,z)	14
Gambar 3.4 Contoh distribusi dosis hasil superposisi untuk lapangan 2 x 2 cm ² dengan energi foton 10 MV dalam model 3 dimensi.....	15
Gambar 4.1 Contoh grafik PDD hasil pengukuran dan kalkulasi untuk foton energi 3,33 MeV.....	17
Gambar 4.2 Contoh grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 3,33 MeV.....	18
Gambar 4.3 Contoh grafik PDD hasil pengukuran dan kalkulasi untuk foton energi 2 MeV.....	19
Gambar 4.4 Contoh grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 2 MeV.....	20
Gambar I.1 Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 4 x 4 cm ²	31
Gambar I.2 Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 4 x 4 cm ²	31
Gambar I.3 Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 8 x 8 cm ²	33
Gambar I.4 Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 8 x 8 cm ² dengan energi 3,33 MeV.....	33

Gambar I.5 Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 12 x 12 cm ²	35
Gambar I.6 Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 12 x 12 cm ² dengan energi 3,33 MeV.....	35
Gambar I.7 Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 2 x 2 cm ²	37
Gambar I.8 Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 2 MeV dengan ukuran lapangan 2 x 2 cm ²	37
Gambar I.9 Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 3 x 3 cm ²	39
Gambar I.10 Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 3 x 3 cm ² dengan energi 2 MeV.....	39
Gambar I.11 Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 5 x 5 cm ²	41
Gambar I.12 Grafik kesalahan relatif untuk energi 2 MeV setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 3 x 3 cm ²	41
Gambar I.13 Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 10 x 10 cm ²	43
Gambar I.14 Grafik Kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 2 MeV dengan ukuran lapangan 10 x 10 cm ²	43

DAFTAR TABEL

	halaman
Tabel 3.1 Parameter-parameter <i>Monte Carlo</i>	13
Tabel 4.1 Contoh data hasil kalkulasi dan pengukuran persentase dosis kedalaman untuk foton energi 3,33 MeV dengan lapangan 4 x 4 cm ²	18
Tabel 4.2 Contoh data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan lapangan 2 x 2 cm ²	20
Tabel I.1 Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 4 x 4 cm ²	30
Tabel I.2 Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 8 x 8 cm ²	32
Tabel I.3 Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 12 x 12 cm ²	34
Tabel I.4 Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 2 x 2 cm ²	36
Tabel I.5 Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 3 x 3 cm ²	38
Tabel I.6 Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 5 x 5 cm ²	40
Tabel I.7 Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 10 x 10 cm ²	42

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Radioterapi merupakan salah satu teknik penanganan kanker yang paling sering digunakan di bidang medis, khususnya menggunakan radiasi Sinar-X berenergi tinggi yang diproduksi dari pesawat radioterapi eksternal *Linear Accelerator* (LINAC). Meskipun teknik ini merupakan yang paling efektif, namun dalam penggunaannya kita harus bisa memperkirakan interaksi radiasi sinar-X dengan pasien secara tepat. Mengingat prinsip utama dari radioterapi adalah memberikan dosis yang memadai pada jaringan kanker untuk memperoleh kontrol, dan mempertahankan dosis yang diterima oleh jaringan sehat disekitarnya seminimal mungkin.

Kalkulasi perkiraan dosis yang diterima oleh pasien bisa sangat membantu dokter untuk menentukan parameter-parameter yang dibutuhkan pada pelaksanaan radioterapi menggunakan sinar-X, termasuk penentuan dosis, definisi target, dan penentuan lapangan. Oleh sebab itu, akurasi suatu algoritma perkiraan dosis sangat diperlukan agar dosis yang didistribusikan pada tubuh pasien sesuai dengan apa yang diinginkan.

Beberapa metode perkiraan distribusi dosis telah dikembangkan, salah satunya adalah dengan menggunakan metode superposisi. Ide awal penggunaan metode ini untuk kalkulasi dosis pada perencanaan terapi dimulai oleh beberapa grup (Ahnesjö, Boyer dan Mok, Chui dan Mohan, serta Mackie dan Scrimger) pada tahun 1984. Prinsip metode ini adalah kalkulasi dosis berasal dari integrasi tiga dimensi energi yang dilepaskan dari tiap voxel. Metode ini sudah banyak digunakan pada perangkat-perangkat lunak perencanaan radioterapi yang

disediakan oleh vendor, diantaranya adalah Philips-Pinnacle [1].

1.2 Perumusan Masalah

Masalah yang harus diperhatikan adalah kalkulasi dosis dengan menggunakan pendekatan superposisi berkas pensil mempunyai akurasi yang cukup tinggi jika dibandingkan dengan hasil pengukuran.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah membandingkan persentase dosis kedalaman yang didapat berdasarkan metode pendekatan superposisi berkas pensil dengan hasil pengukuran langsung untuk menganalisis akurasi dari metode yang digunakan.

1.4 Manfaat Penelitian

Penelitian ini bermanfaat sebagai penelitian awal kalkulasi perkiraan dosis Sinar-X yang sudah banyak diimplementasikan pada beberapa perangkat lunak yang telah dikeluarkan oleh beberapa perusahaan yang berkaitan. Dan hasil penelitian bisa digunakan sebagai dasar pembuatan perangkat lunak *Treatment Planning System (TPS)* untuk terapi menggunakan sinar-X berenergi tinggi yang terintegrasi dengan pesawat teleterapi.

1.5 Batasan Penelitian

Penelitian ini di fokuskan pada pengukuran PDD untuk radiasi sinar-X yang diproduksi pesawat radioterapi eksternal, yang menggunakan dua modalitas energi dan beberapa variasi ukuran lapangan penyinaran ($4 \times 4 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, dan $12 \times 12 \text{ cm}^2$ untuk energi foton 10 MV. $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ untuk energi foton 6 MV).

1.6 Model Operasional Penelitian

1.6.1 Pengambilan Data

Data diambil dari pesawat LINAC Siemens Primus yang merupakan salah satu fasilitas radioterapi di Rumah Sakit Pusat Pertamina. Data-data yang diambil berupa data pengukuran hasil *commissioning* dari pesawat radioterapi yang berupa spesifikasi dari *Percentage Depth Dose* (PDD) untuk lapangan-lapangan yang ada pada batasan masalah.

1.6.2 Kalkulasi Perkiraan Dosis

Setelah mendapatkan data pengukuran hasil *commissioning*, kalkulasi perkiraan dosis akan dilakukan menggunakan seperangkat komputer berkecepatan tinggi dan telah terinstal perangkat lunak MATLAB[®]. Kalkulasi menggunakan metode pendekatan superposisi berkas pensil untuk mendapatkan perkiraan dosis di setiap kedalaman dengan variasi lapangan yang berbeda.

Pada teorinya, algoritma metode superposisi dengan pendekatan berkas pensil didefinisikan sebagai berikut,

$$D(x, y, z) = \iint \frac{\mu}{\rho} \Psi_E(x', y') K_{PB}(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (1.1)$$

dimana integrasi 2 dimensi dilakukan pada daerah lapangan penyinaran permukaan fantom saja; Nilai $\Psi_E(x', y')$ adalah fluensi energi pada titik P' ($J m^{-2}$); $\frac{\mu}{\rho} \Psi_E(x', y')$ adalah energi total (elektron sekunder dan hamburan foton) per satuan massa yang dilepaskan dari P' , yang dikenal sebagai *terma* (*Joule kg⁻¹* atau *Gy*), $\frac{\mu}{\rho}$ adalah koefisien atenuasi massa ($m^2 kg^{-1}$) untuk medium di titik P' ; $K_{PB}(x - x', y - y', z)$ adalah nilai kernel pada titik $P(x, y, z)$ dari suatu berkas pensil yang terjadi pada pasien pada suatu titik $P'(x', y')$ yang merepresentasikan energi deposisi

per satuan massa pada titik P yang didapat dari rapat energi primer yang mengenai pasien di titik P' . [1]

Semua proses menggunakan teknik superposisi yang sepenuhnya dilakukan secara terkomputasi. Dimana hasil kernel berkas pensil akan didapat dengan menggunakan perangkat lunak *Monte Carlo* DOSXYZnrc yang telah dikembangkan oleh National Research Council of Canada (NRCC) yang telah banyak digunakan di beberapa literatur.

Setelah itu, kernel hasil metode *Monte Carlo* kemudian digeser berdasarkan posisi geometrisnya pada setiap titik di permukaan ukuran lapangan fantom. Penggeseran dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB[®]. Dan setelah digeser, data kemudian disuperposisikan.

1.6.3 Perbandingan Hasil

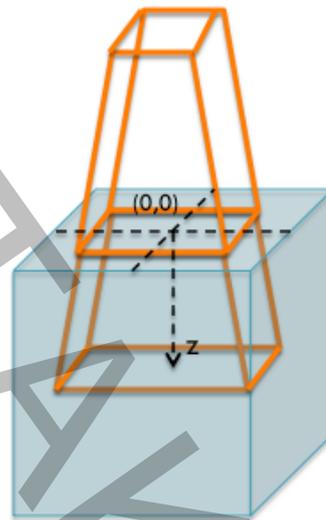
Data PDD hasil kalkulasi yang didapat dari pengambilan data pada sumbu utama hasil superposisi kemudian dibandingkan dengan data hasil pengukuran. Data yang dibandingkan berupa data hasil pengukuran dan data hasil kalkulasi pada setiap peningkatan satu sentimeter kedalaman. Pada tahap ini, hasil perbandingan menentukan akurasi dari metode pendekatan superposisi berkas pensil.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

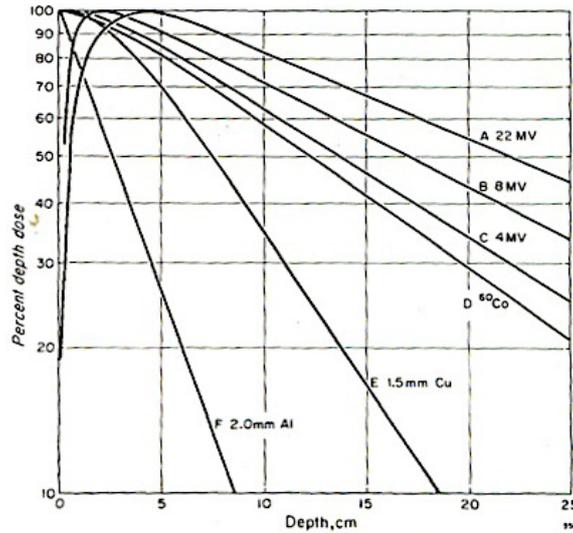
2.1 Persentase Dosis Kedalaman

Persentase dosis kedalaman (*Percentage Depth Dose*, PDD) diukur dengan menggunakan fantom air dengan kedalaman semi tak hingga, dimana radiasi datang tegak lurus permukaan, berhubungan dengan dosis pada sumbu utama $(0,0,z)$.



Gambar 2.1
Ilustrasi pengambilan PDD.

Jarak antara permukaan sampai dengan titik dengan dosis maksimum disebut kedalaman dosis maksimum atau kedalaman *build up* (d_{\max}). PDD merupakan hasil normalisasi antara dosis pada titik di sumbu utama dengan dosis pada d_{\max} . Dan untuk daerah kedalaman setelah d_{\max} disebut dengan daerah efektif.



Gambar 2.2

Contoh grafik PDD : (A) Radiasi foton dengan energi 22 MV untuk ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 70 cm. (B) Radiasi foton dari suatu linac dengan energi 8 MV, ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dan SSD 100 cm. (C) radiasi foton dari suatu linac dengan energi 4 MV, ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dan SSD 100 cm. (D) Radiasi gamma berasal dari radionuklida Cobalt-60 pada ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. (E) Radiasi foton berenergi 200 kV, ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dengan filter Cu setebal 1,5 mm dan SSD 50 cm. (F) Radiasi foton berenergi 150 kV, ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dengan filter Al setebal 2 mm, dan SSD 15 cm [2].

Pada energi radiasi tinggi, elektron sekunder hasil interaksi cenderung bergerak ke depan, sehingga jumlah ionisasi meningkat dan maksimum pada saat mencapai kedalaman sama dengan jangkauan elektron [2].

Pada Gambar 2.1, tampak bahwa kedalaman dosis maksimum meningkat dengan kenaikan energi foton. Setelah maksimum dicapai, jumlah ionisasi menurun dengan kenaikan kedalaman karena pengaruh *inverse square law* dan atenuasi foton masing-masing energi. Total dosis yang diterima pada suatu titik di sumbu utama di rumuskan sebagai berikut,

$$D_{total}(P) = D_{Primer} + D_{Hamburan}$$

Dosis kedalaman ($D_{total}(P)$) pada suatu titik di sumbu utama (sumbu-z) yang dipengaruhi oleh kontribusi dosis primer (D_{Primer}) dan dosis hamburan ($D_{Hamburan}$). Dimana dosis primer tidak bergantung pada

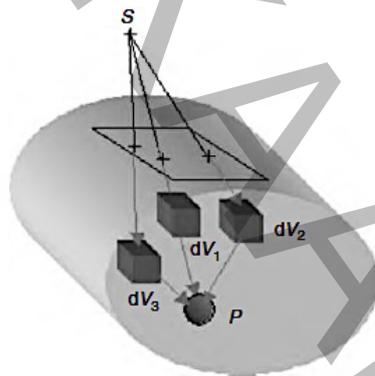
lapangan, sedangkan dosis hamburan dipengaruhi oleh volume medium penghambur yang berarti dipengaruhi lapangan.

2.2 Superposisi Berkas Pensil

Pada praktiknya dibebberapa perangkat lunak dalam TPS suatu pesawat teleterapi, ada beberapa teknik komputasi dosis pasien yang digunakan untuk mengkomputasi berkas foton. Dan diantaranya adalah dengan menggunakan prinsip superposisi.

2.2.1 Prinsip Superposisi

Prinsip dasar superposisi adalah apabila kita pisahkan antara foton primer dan partikel sekunder, maka dosis pada suatu titik $P(x, y, z)$ merupakan penjumlahan dari energi yang dipancarkan oleh suatu element volum $dV(x_0, y_0, z_0)$ dengan jarak P. Energi ini berasal dari fluensi energi di titik $p(x_0, y_0, z_0)$ suatu foton primer yang terjadi di dV . Dengan menganggap $S(x, x_0, y, y_0, z, z_0)$ adalah energi hamburan per unit foton primer yang diberikan oleh dV ke titik P .



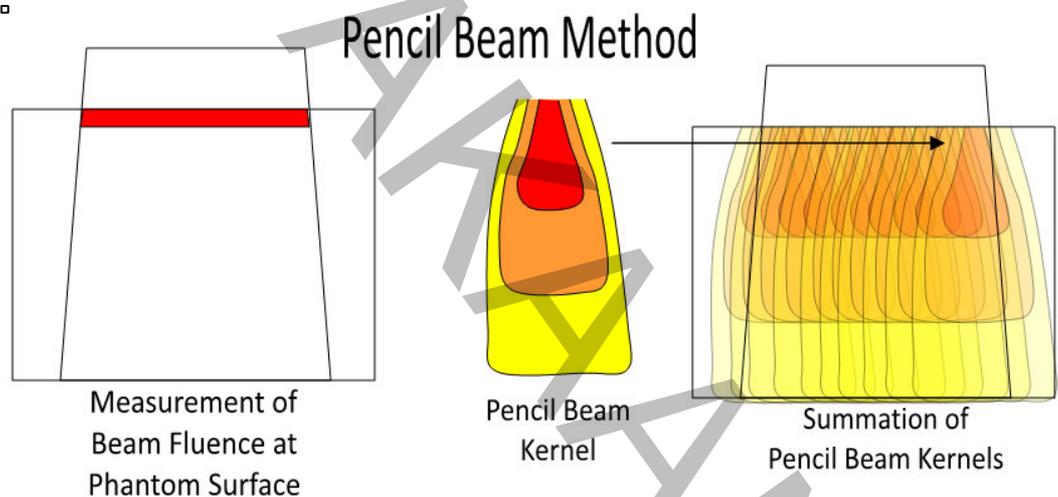
Gambar 2.3

Prinsip superposisi: dosis pada titik P merupakan penjumlahan energi yang berkontribusi energi dari berbagai elemen volume dV yang berasal dari foton primer dari sumber S [3].

2.2.2 Pendekatan Superposisi Berkas Pensil

Awal mula penggunaan pendekatan berkas pensil untuk berkas foton dilakukan oleh Schoknecht pada tahun 1971. Faktanya metode ini pada awalnya dikembangkan untuk kalkulasi berkas. Model yang lebih jelas untuk berkas foton pertama kali dijelaskan oleh Mohan dan Chui pada tahun 1987. Pada saat itu, banyak literatur yang dikembangkan, salah satu laporan lengkap dijelaskan oleh Ahnesjö dkk tahun 1992, Bourland and Chaney tahun 1992, dan Bortfeld tahun 1993, yang berhubungan langsung dengan aspek implementasinya dan laporan lainnya mendiskusikan batasan-batasan dari metode berkas pensil dalam situasi inhomogenitas [1].

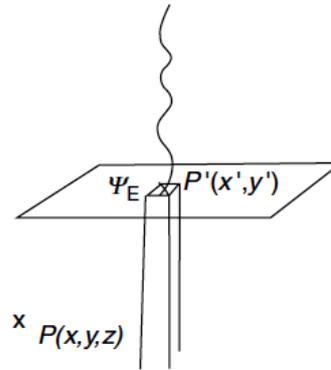
Gambar 2.4 menjelaskan bagaimana superposisi dilakukan. Besar fluens pada permukaan fantom didapat dengan rumusan koefisien attenuasi dengan menggunakan jarak antara sumber radiasi dengan setiap titik pada permukaan lapangan. Sementara kernel didapat dari hasil simulasi *Monte Carlo*.



Gambar 2.4

Ilustrasi superposisi FLUENS di permukaan fantom terhadap KERNEL PENSIL yang akan menghasilkan distribusi dosis [4].

Pendekatan superposisi berkas pensil didefinisikan sebagai penjumlahan dosis yang berasal dari foton primer yang berinteraksi di setiap permukaan fantom yang terkena radiasi.



Gambar 2.5

Prinsip dasar dari pendekatan berkas pensil. Dosis pada titik P dikomputasi dari integrasi sekitar lapangan radasi dengan rapat energy primer yang diberikan pada permukaan pasien. [5]

Pada teorinya, algoritma metode superposisi dengan pendekatan berkas pensil didefinisikan sebagai berikut,

$$D(x, y, z) = \iint \frac{\mu}{\rho} \Psi_E(x', y') K_{PB}(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (2.1)$$

dimana integrasi 2 dimensi dilakukan pada daerah lapangan penyinaran permukaan fantom saja; Nilai $\Psi_E(x', y')$ adalah fluensi energi pada titik P' ($J m^{-2}$); $\frac{\mu}{\rho} \Psi_E(x', y')$ adalah energi total (elektron sekunder dan hamburan foton) per satuan massa yang dilepaskan dari P' , yang dikenal sebagai *terma* ($Joule kg^{-1}$ atau Gy), $\frac{\mu}{\rho}$ adalah koefisien atenuasi massa ($m^2 kg^{-1}$) untuk medium di titik P' ; $K_{PB}(x - x', y - y', z)$ adalah nilai kernel pada titik $P(x, y, z)$ dari suatu berkas pensil yang terjadi pada pasien pada suatu titik $P'(x', y')$ yang merepresentasikan energi deposisi per satuan massa pada titik P yang didapat dari rapat energi primer yang mengenai pasien di titik P' [1].

Keunggulan dari metode berkas pensil adalah jumlah piksel yang kalkulasi lebih sedikit dibandingkan dengan penggunaan metode *point-*

beam kernel. Superposisi hanya dilakukan pada seluruh piksel di daerah lapangan penyinaran.

2.3 Simulasi Transport Radiasi Menggunakan DOSXYZnrc (Metode *Monte Carlo*)

Metode *Monte Carlo* merupakan salah satu teknik pengambilan sampel suatu percobaan secara statistik. Penggunaan kata "*Monte Carlo*" dipopulerkan oleh beberapa pionir dalam beberapa bidang (termasuk Stanislaw Marcin Ulam, Enrico Fermi, John von Neumann dan Nicholas Metropolis), yang diambil dari nama sebuah kasino yang terdapat di kota Monaco.

Saat ini, banyak perangkat lunak yang telah dikembangkan untuk mensimulasikan transport radiasi dengan metode *Monte Carlo* dan salah satunya adalah DOSXYZnrc yang dikembangkan oleh Konsolidasi Radiasi Nasional Kanada (*National Research Council of Canada, NRCC*). Program ini digunakan untuk simulasi radiasi foton dengan suatu material.

Hasil komputasi perangkat lunak DOSXYZnrc berupa sebaran dosis yang terjadi pada fantom yang tidak hanya dalam bentuk model dua dimensi, tapi juga dalam bentuk model tiga dimensi. Data ini kemudian disimpan dalam format *.3ddose* yang memiliki beberapa aturan dalam pembacaannya[6]. Cara membaca data format *.3ddose* bisa dipelajari pada lampiran II yang lengkap dengan contoh tabel data hasil simulasi *Monte Carlo*.

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Persiapan Penelitian

Dalam penelitian ini, kalkulasi PDD dipilih untuk foton 2 MeV dan 3,33 MeV yang merepresentasikan sinar-X energi 6 MV dan 10 MV. Dengan ukuran lapangan yang dipilih adalah $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ untuk energi foton 2 MeV, dan $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, dan $12 \times 12 \text{ cm}^2$ untuk foton energi 3,33 MeV. Semua kalkulasi dilakukan pada sebuah komputer personal dengan spesifikasi prosessor intel i3 Quad Core berkecepatan 2,3 GHz dan memori 8 Gb. Selain itu kalkulasi juga dilakukan dengan menggunakan dua perangkat lunak yang berbeda*.

Tahap penelitian dibagi menjadi 4 tahap persiapan seperti yang digambarkan dalam gambar dibawah.



Gambar 3.1

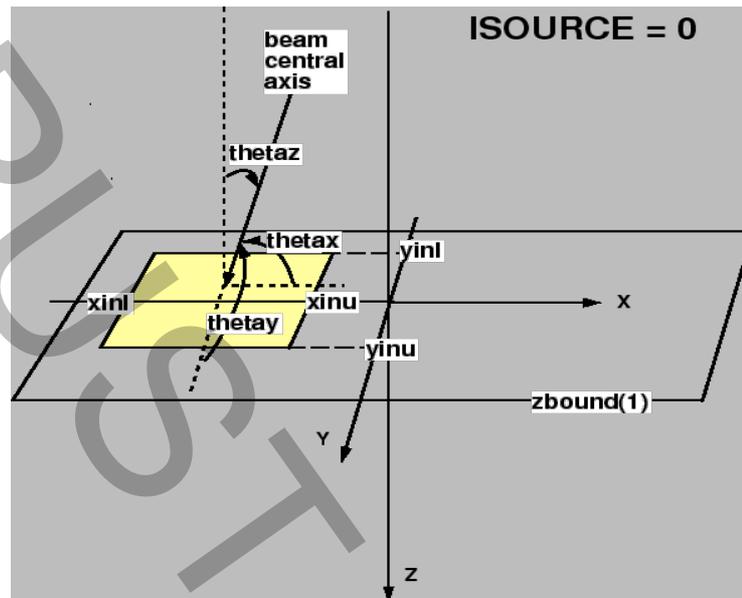
Tahap-tahap penelitian untuk mendapatkan PDD dengan metode superposisi berkas pensil.

3.2 Pembuatan Kernel Berkas Pensil

Kernel berkas pensil didapat dengan menggunakan perangkat lunak DOSXYZnrc sebagai pembangkit kernel sebaran sinar foton dengan metode *Monte Carlo*. Simulasi dilakukan dengan berkas sempit berukuran 1 mm x 1 mm menggunakan teknik penembakan sinar persegi secara paralel ke

* Perangkat-perangkat lunak yang dibutuhkan antara lain adalah DOSXYZnrc yang bisa diunduh melalui website NRCC secara gratis dan MATLAB[®] 2011a *Student Version* yang bisa dibeli dari *The MathWorks Company*.

permukaan fantom (*Parallel Rectangular Beam Incident from Front*) yang kemudian disebut dengan kernel. Ukuran kernel tersebut diambil berdasarkan resolusi dari data pengukuran yang berupa data persentase dosis pada setiap kenaikan kedalaman 1 mm. Gambar 2.2 menjelaskan bagaimana teknik penembakan ini dilakukan.



Gambar 3.2

Model simulasi penembakan foton untuk suatu lapangan persegi pada perangkat lunak DOSYnrc. Daerah penembakan didefinisikan oleh $xinu$, $xini$, $yinu$, dan $yini$ pada permukaan fantom dengan arah tembakan $thetax$, $thetay$, dan $thetaz$. Sudut $thetax$ and $thetay$ adalah sudut relatif terhadap sumbu x dan y positif, sedangkan $thetaz$ adalah sudut penembakan terhadap sumbu z -negatif [7].

Fantom pada simulasi didefinisikan berukuran 128 mm untuk lebar dan panjang permukaan fantom persegi dan 311 mm untuk kedalaman fantom. Ukuran lebar dan panjang permukaan fantom dipilih seolah-olah hanya untuk memperjelas posisi kernel. Sedangkan ukuran kedalaman dipilih berdasarkan data hasil pengukuran yang dilakukan hanya sampai kedalaman 311mm.

Besar energi foton yang disimulasikan didapat dari pendekatan energi rata-rata pada spektrum yang besarnya mendekati 1/3 dari energi maximum. Untuk energi 10 MV, maka energi rata-ratanya adalah ≈ 3.33 MeV. Sedangkan untuk energi 6 MV, energi rata-ratanya adalah ≈ 2 MeV.

Metode penembakan seperti yang diilustrasikan pada Gambar 2.2 dilakukan dengan menggunakan beberapa parameter. Untuk meletakkan

permukaan penembakan agar berada pada tengah-tengah fantom maka **xinu** dan **yinu** berada pada posisi (0,1; 0,1) dari sumbu pusat atau sumbu-z; **xinl** dan **yinl** diletakkan pada titik pusat (0,0). **thetax** dan **thetay** diberikan sudut 90^0 ; dan **thetaz** diberikan sudut 0^0 untuk membuat arah penembakan tegak lurus terhadap permukaan fantom.

Beberapa parameter lainnya diperlukan untuk memilih metode-metode yang akan digunakan pada transport radiasi. Data parameter didapat dari *Phase-space database for external beam radiotherapy* milik *International Atomic Energi Agency* (IAEA) yang khususnya digunakan untuk mensimulasikan radiasi sinar-X yang dihasilkan pesawat LINAC Siemens Primus. Parameter-parameter tersebut diantaranya dijelaskan pada tabel berikut.

Tabel 3.1

Parameter-parameter *Monte Carlo* untuk transport radiasi [8].

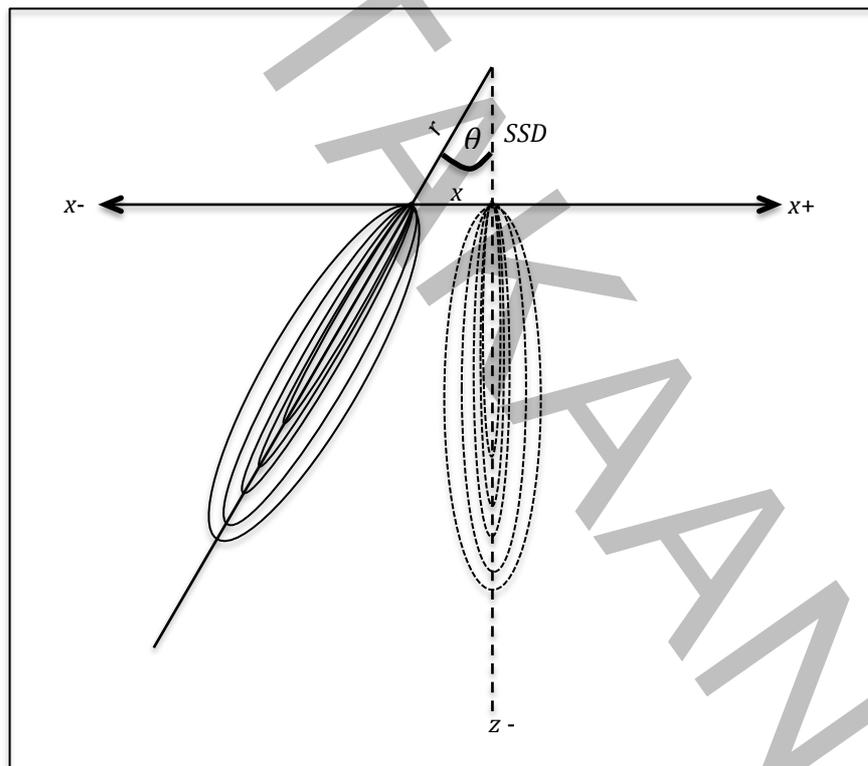
TRANSPORT PARAMETERS	Value
Photon transport cutoff (MeV)	0.010
Electron transport cutoff (MeV)	0.001
Pair angular sampling	KM
Pair cross sections	BH
Triplet production	Off
Bound Compton scattering	ON
Radiative Compton corrections	Off
Rayleigh scattering	ON
Atomic relaxations	ON
Photoelectron angular sampling	ON
Bremsstrahlung cross sections	NIST
Bremsstrahlung angular sampling	KM
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
Photon force interaction switch	OFF

3.3 Pembacaan Kernel

Hasil keluaran dari program DOSXYZnrc yang berupa distribusi dosis (*.3ddose*) kemudian dibaca dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB[®] menjadi suatu matriks tiga dimensi. Sesuai dengan aturan pembacaan yang dijelaskan pada bagian 2.3. Contoh script untuk membaca dosis hasil simulasi *Monte Carlo* DOSXYZnrc terdapat pada lampiran III.2.

3.4 Pergeseran Kernel

Setelah kernel berkas pensil didapat, langkah selanjutnya adalah menggeser kernel sesuai dengan geometri posisi kernel. Pergeseran kernel dilakukan pada setiap titik permukaan lapangan pada fantom. Besar sudut pergeseran kernel didapat dari inversi tangensial antara SSD dan jarak kernel ke sumbu utama $(0, 0)$.



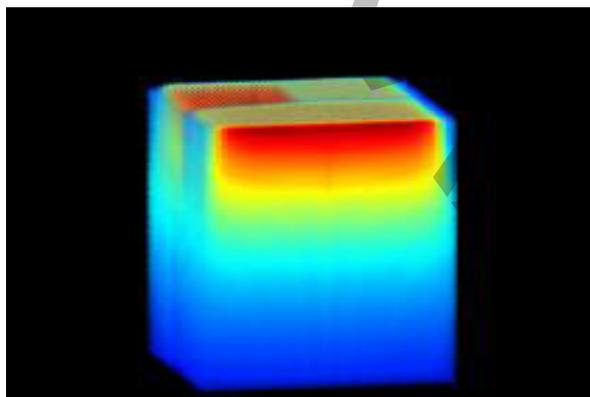
Gambar 3.3
Ilustrasi pergeseran kernel pada bidang (x,z) .

Gambar 3.3 menjelaskan bagaimana kernel digeser sesuai dengan geometrinya. Besar sudut θ adalah arc tan dari SSD dan x pada bidang (x,z) . Namun apabila kita melihatnya dalam definisi tiga dimensi ada penambahan parameter Φ yang dikarenakan penggunaan koordinat kutub dalam pergeseran. Dimana besar Φ adalah arc tan dari SSD dan $\sqrt{x^2 + y^2}$.

Pergeseran ini kemudian diterjemahkan menjadi fungsi-fungsi MATLAB[®] yang terdapat pada lampiran III.3. Pergeseran dilakukan dengan cara mentranslasi kernel agar permukaan fantom seolah-olah berada ditengah-tengah. Hal ini dilakukan agar ketika kernel dirotasi atau diputar, pusat pemutaran kernel adalah permukaan terjadinya radiasi penembakan. Sedangkan penambahan elemen piksel x dan y menjadi $129 \times 129 \times 799$ elemen piksel, diperlukan untuk meletakkan permukaan terjadinya radiasi berada tepat di tengah tengah kernel sehingga tidak berubah ketika kernel dirotasi.

3.5 Superposisi

Hasil kalkulasi pada suatu titik merupakan kontribusi dari semua kernel yang disuperposisikan yang berupa profil dosis pada kedalaman 0-31 cm, dengan interval 1 mm untuk setiap lapangan.



Gambar 3.4

Contoh distribusi dosis hasil superposisi untuk lapangan $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ dengan energi foton 10 MV dalam model 3 dimensi.

Contoh Script MATLAB[®] untuk mensuperposisikan kernel terdapat pada lampiran III.4. Setelah superposisi dilakukan, data PDD diambil pada sumbu utama profil dosis hasil kalkulasi dengan normalisasi terhadap dosis maksimum. Normalisasi ini dilakukan karena data hasil kalkulasi masih berupa dosis.

BAB 4

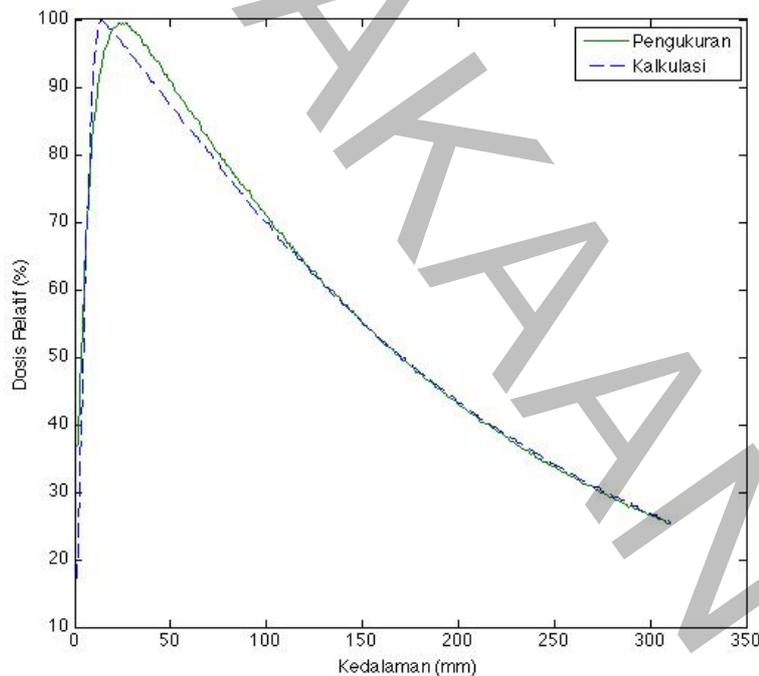
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil

Keseluruh data hasil kalkulasi dan pengukuran PDD berkas foton energi 3,33 MeV dengan ukuran 4 x 4 cm², 8 x 8 cm², dan 12 x 12 cm² dapat dilihat pada lampiran I.A. Contoh kedua jenis data untuk lapangan 4 x 4 cm² diberikan dalam Tabel 4.1 dengan nilai persentase kedalaman didapat dari hasil perhitungan dengan rumus sebagai berikut :

$$Kesalahan\ Relatif\ (\%) = \left| \frac{PDD_{Kalkulasi}(\%) - PDD_{Pengukuran}(\%)}{PDD_{Pengukuran}(\%)} \right| \quad (2)$$

Gambar 4.1 menjelaskan grafik perbandingan antara PDD hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi. Sedangkan Gambar 4.2 menjelaskan grafik persentase kesalahan relatif.



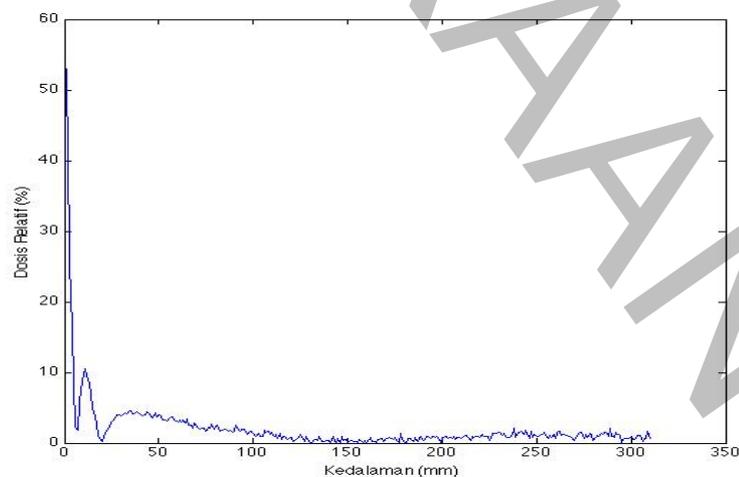
Gambar 4.1

Contoh grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 4 x 4 cm².

Tabel 4.1

Contoh data hasil kalkulasi dan pengukuran persentase dosis kedalaman untuk foton energi 3,33 MeV dengan lapangan $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

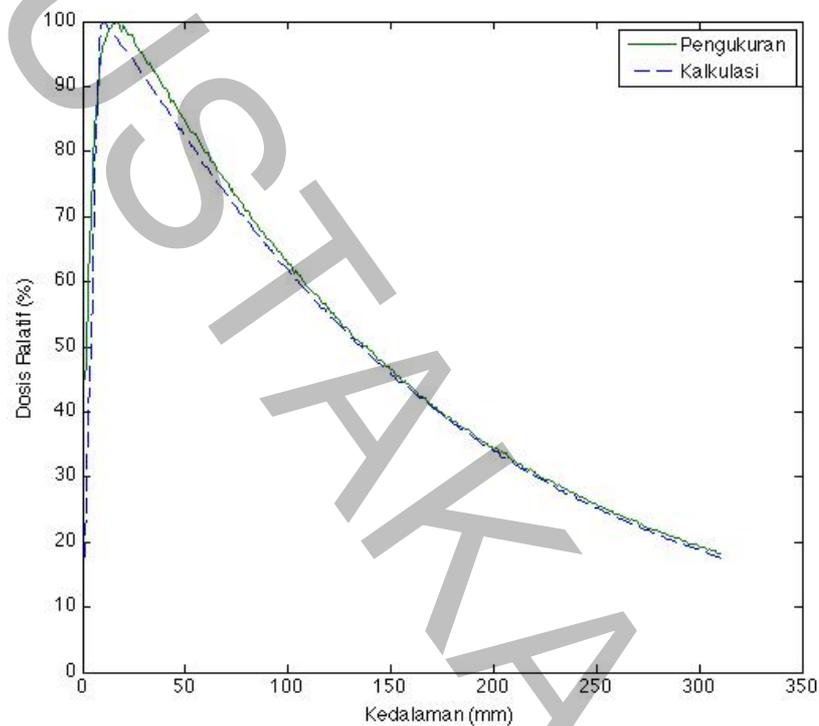
Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan (%)
0	37.20	15.20	59.15
1	36.94	18.19	50.77
2	37.48	21.56	42.49
3	45.61	33.84	25.79
4	54.68	45.50	16.78
5	61.43	55.95	8.92
6	67.87	65.98	2.77
7	73.60	74.54	1.29
8	77.74	81.82	5.25
9	82.02	87.71	6.93
10	84.84	92.75	9.33
11	87.53	96.17	9.87
12	90.09	98.29	9.10
13	92.18	99.49	7.93
14	93.95	100.00	6.44
15	95.56	99.75	4.39
16	96.20	99.40	3.33
17	97.04	99.08	2.10
18	97.99	98.52	0.54
19	98.79	98.59	0.21
20	99.12	98.42	0.70
21	99.40	97.86	1.54
22	99.66	97.57	2.09
23	99.98	97.32	2.66
24	99.80	96.81	2.99
25	100.00	96.50	3.50
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	25.54	25.57	0.11

**Gambar 4.2**

Contoh grafik persentase kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 3,33 MeV dengan ukuran lapangan $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

Sedangkan untuk seluruh data hasil kalkulasi dan pengukuran persentase kedalaman dosis untuk foton energi 2 MeV dengan ukuran lapangan 2 x 2 cm, 3 x 3 cm, 5 x 5 cm, dan 10 x 10 cm bisa dilihat pada lampiran I.B. Tabel 4.2 merupakan contoh data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk ukuran lapangan 2 x 2 cm² yang disertai dengan persentase kesalahan relatif hasil perhitungan menggunakan rumus (2).

Gambar 4.3 menjelaskan grafik perbandingan antara PDD hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi. Sedangkan Gambar 4.4 menjelaskan grafik persentase kesalahan relatif.



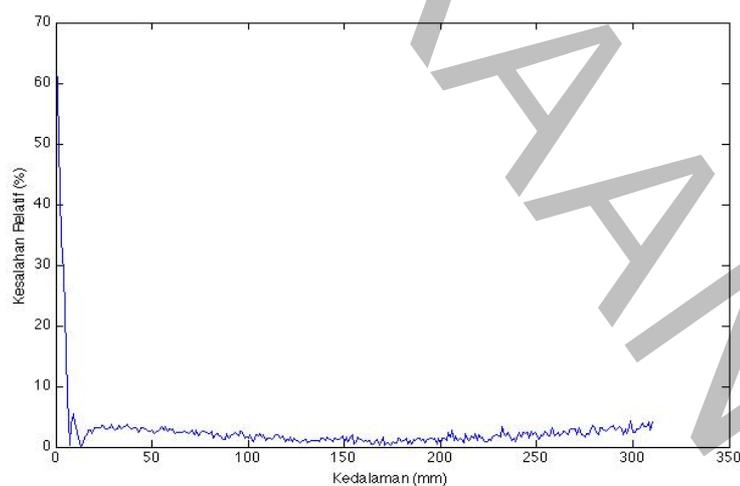
Gambar 4.3

Contoh grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 2 x 2 cm².

Tabel 4.2

Contoh data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan lapangan 2 x 2 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan relatif(%)
0	45.58	15.72	65.50
1	45.10	18.56	58.85
2	47.68	27.70	41.90
3	60.12	39.67	34.01
4	70.29	49.92	28.98
5	77.54	60.17	22.40
6	83.63	76.76	8.22
7	88.21	88.50	0.33
8	92.03	95.69	3.98
9	94.20	99.37	5.48
10	96.18	100.00	3.98
11	97.18	99.84	2.75
12	97.93	99.31	1.41
13	98.73	98.86	0.13
14	99.20	98.48	0.72
15	99.75	98.21	1.55
16	99.58	97.63	1.95
17	100.00	97.20	2.80
18	99.33	96.69	2.65
19	98.45	96.34	2.15
20	99.25	96.10	3.18
21	98.65	95.65	3.04
22	97.95	94.93	3.08
23	97.85	94.80	3.12
24	97.95	94.43	3.60
25	97.25	93.98	3.37
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	27.52	27.48	0.14

**Gambar 4.4**

Contoh grafik persentase kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 2 MeV dengan ukuran lapangan 2 x 2 cm².

4.2 PEMBAHASAN

Pada penelitian ini, penulis mencoba untuk menganalisis penggunaan metode berkas pensil yang merupakan salah satu metode awal untuk memperkirakan persentase dosis kedalaman radiasi sinar-X pada fantom air sebelum metode berkas titik digunakan. Penulis melakukan penelitian untuk beberapa lapangan dengan 2 variasi energi. 4 x 4 cm, 8 x 8 cm, dan 12 x 12 cm untuk radiasi sinar-X 10 MV serta 2 x 2 cm, 3 x 3 cm, 5 x 5 cm, dan 10 x 10 cm untuk radiasi sinar-X 6 MV. Dan menggunakan pendekatan energi rata-rata sinar-X, dimana energi rata-rata sinar-X adalah 1/3 dari energi maksimum sinar-X. Sehingga energi rata-rata berturut-turut untuk sinar-X 10 MV dan 6 MV adalah 3.33 MeV dan 2 MeV.

Seperti yang tertulis pada rumus 2.1, bahwa dosis pada suatu titik $D(x,y,z)$ merupakan hasil superposisi perkalian antara kernel dan *terma*. Dimana *terma* merupakan hasil perkalian antara koefisien attenuasi massa dan fluens energi di titik P' pada permukaan fantom. Fluensi energi didapat dari hasil pendekatan geometri setiap titik di permukaan fantom dan sumber radiasi.

Superposisi kemudian dilakukan dengan penggeseran kernel disetiap titik permukaan yang pergeserannya juga berdasarkan geometri posisi titik dengan sumber radiasi seperti yang dijelaskan pada Gambar 3.2.

Dalam pendefinisian besar energi foton, seharusnya digunakan definisi foton *polyenergetic* yang spektrumnya bisa didapatkan dengan metode *Monte Carlo* terlebih dahulu. Namun karena peneliti belum bisa melakukan metode ini, maka penelitian hanya dilakukan menggunakan energi foton *monoenergetic*. Sehingga mengakibatkan perbedaan antara hasil perhitungan dan pengukuran.

Selain itu juga, peneliti hanya melakukan superposisi hanya pada definisi lapangan primer tanpa memperhatikan lapangan tambahan akibat dari *Field of View* (FOV) dari sumber radiasi atau disebut dengan *penumbra*.

4.2.1 Kesalahan Relatif

Jika dibandingkan nilai PDD antara hasil pengukuran dan kalkulasi superposisi pada seluruh lapangan, kesalahan relatif tampak besar pada daerah *build up*. Kesalahan tertinggi terjadi pada permukaan fantom dan menurun dengan meningkatnya kedalaman. Disamping itu kedalaman dosis maksimum hasil kalkulasi tampak selalu lebih rendah dibandingkan dengan kedalaman dosis maksimum hasil pengukuran.

Keseluruhan kesalahan tersebut disebabkan karena kalkulasi superposisi pada penelitian ini menggunakan foton *monoenergetic* yang pada penelitian ini adalah energi rata-rata dari spektrum sinar-X. Sedangkan hasil pengukuran berasal dari interaksi foton *polyenergetic* dengan medium yang memiliki komponen-komponen energi yang lebih rendah atau lebih tinggi dari energi rata-rata. Hal ini mengakibatkan perbedaan kedalaman dosis maksimum antara hasil pengukuran dan hasil perhitungan.

Kedalaman maksimum untuk energi foton 3,33 MeV berturut-turut untuk lapangan $4 \times 4 \text{ cm}^2$ bergeser dari 2,5 cm menjadi 1,4 cm; untuk lapangan $8 \times 8 \text{ cm}^2$ bergeser dari 2,5 cm menjadi 1,5 cm; dan untuk lapangan $12 \times 12 \text{ cm}^2$ bergeser dari 2,4 cm menjadi 1,5 cm. Dengan persentase kesalahan relatif pada kedalaman maksimum hasil pengukuran berturut-turut untuk lapangan $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, dan $12 \times 12 \text{ cm}^2$ sebesar 3,50 %, 3,36 %, dan 2,43 %. Grafik 4.1 menjelaskan adanya pergeseran kedalaman dosis maksimum untuk energi foton 3,33 MeV bergeser.

Namun untuk energi foton 2 MeV pergeseran kedalaman maksimum hanya terjadi untuk lapangan $2 \times 2 \text{ cm}^2$ yaitu bergeser dari 1,7 cm menjadi 1 cm dengan persentase kesalahan relatif pada kedalaman maksimum hasil pengukuran sebesar 2,80 %. Sedangkan untuk lapangan $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kedalaman maksimum tetap berada pada kedalaman 1,5 cm, 1,4 cm dan 1,3 cm. Sehingga persentase kesalahan relatif pada kedalaman hasil pengukuran

adalah nol. Grafik 4.3 menjelaskan adanya pergeseran kedalaman dosis maksimum untuk energi foton 2 MeV bergeser.

Umumnya pada seluruh data, persentase kesalahan relatif tinggi terjadi pada daerah *build up* yang kemudian menurun setelah kedalaman dosis maksimum hasil pengukuran. Persentase kesalahan relatif tertinggi terjadi pada permukaan fantom untuk seluruh lapangan. Dan penurunan persentase kesalahan relatif pada daerah *build up* untuk foton energi 2 MeV lebih tajam dibandingkan foton energi 3,33 MeV.

Untuk lapangan yang lebih luas, persentase kesalahan relatif juga meningkat dengan perbesaran lapangan. Persentase kesalahan relatif maksimum pada permukaan fantom untuk energi 3,33 MeV dan lapangan $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, serta $12 \times 12 \text{ cm}^2$ berturut-turut mencapai 59,15 %; 79,60 %; dan 80,22 %. Berbeda dengan foton energi 3,33 MeV, untuk foton energi 2 MeV persentase kesalahan relatif maksimum pada permukaan fantom relatif lebih konstan dengan kesalahan untuk lapangan $2 \times 2 \text{ cm}^2$ sebesar 65,50 %; $3 \times 3 \text{ cm}^2$ sebesar 67,19 % ; $5 \times 5 \text{ cm}^2$ sebesar 69,64 % ; dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ sebesar 70,33 %.

Dan kemudian apabila dilihat dari grafik kesalahan relatif foton energi 3,33 MeV, persentase kesalahan relatif sesudah kedalaman dosis maksimum hingga kedalaman 31,1 cm (daerah efektif) untuk seluruh lapangan bernilai konstan kurang dari 5 %. Gambar 4.2 menjelaskan untuk lapangan $4 \times 4 \text{ cm}^2$ nilai persentase kesalahan relatif tinggi dan menurun mulai dari permukaan hingga kedalaman dosis maksimum dan konstan kurang dari 5 % pada daerah efektif.

Namun berbeda dengan foton energi 3,33 MeV yang memiliki persentase kesalahan relatif konstan kurang dari 5 % pada daerah efektif, foton energi 2 MeV untuk beberapa lapangan memiliki persentase kesalahan relatif yang tidak konstan. Persentase kesalahan relatif konstan kurang dari 5 % hanya terjadi pada ukuran lapangan $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Sedangkan untuk lapangan $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ persentase kesalahan relatif cenderung mengalami peningkatan mulai dari kedalaman maksimum dan diseluruh daerah efektif. Namun

peningkatan tersebut tidak lebih dari 10 %. Dengan nilai persentase kesalahan relatif pada kedalaman 31,1 cm untuk lapangan $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ besarnya berturut-turut adalah 8,44 %, 5,86 %, dan 7,55 %.

Kesalahan-kesalahan tersebut diakibatkan karena kalkulasi dilakukan hanya pada bidang 2 dimensi yaitu hanya pada daerah permukaan lapangan saja. Padahal hasil pengukuran merupakan hasil kontribusi tidak hanya dari dosis primer tetapi juga hasil kontribusi dari berbagai titik-titik dalam ruang 3 dimensi volum fantom.

Selain itu, kesalahan juga diakibatkan penggunaan pendekatan energi rata-rata yang diperkirakan tidak sesuai dengan karakter energi rata-rata yang dihasilkan oleh pesawat LINAC Siemens Primus. Pesawat ini memiliki energi foton keluaran maksimum yang lebih tinggi dibandingkan dengan pesawat LINAC merek lainnya [9].

4.2.2 Waktu Kalkulasi

Pada saat pembuatan kernel dilakukan, simulasi *Monte Carlo* dilakukan dengan menggunakan parameter 100 juta histori foton yang memakan waktu 5,011 jam untuk energi foton 3,33 MeV dan 4,119 jam untuk energi foton 2 MeV.

Kalkulasi PDD dengan metode superposisi untuk setiap lapangan memerlukan waktu lama seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4.3. Waktu kalkulasi yang dibutuhkan paling lama adalah untuk lapangan $12 \times 12 \text{ cm}^2$ dengan waktu 4,54 jam. Hal ini dikarenakan kalkulasi hanya menggunakan teknik superposisi biasa.

Waktu kalkulasi seharusnya berbanding lurus dengan besarnya ukuran lapangan. Namun Tabel 4.3 menunjukkan bahwa kenaikan waktu yang dibutuhkan tidak berbanding lurus dengan besar ukuran lapangan. Hal ini memang dikarenakan ukuran lapangan tidak berbanding lurus

dengan jumlah piksel yang akan diproses. Sehingga waktu kalkulasi akan berhubungan dengan banyaknya piksel yang akan diproses.

Tabel 4.3

Waktu total komputasi nilai PDD untuk berkas foton energi 3,33 MeV dan 2 MeV. Komputasi superposisi dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB[®] pada sebuah komputer personal dengan prosesor intel i3 2,4 GHz dan memory 8 Gb.

Energi (MeV)	Lapangan (cm ²)	Waktu (jam)
3,33	4 x 4	2,26
	8 x 8	3,49
	12 x 12	4,54
2	2 x 2	1,34
	3 x 3	1,67
	5 x 5	2,62
	10 x 10	4,40

4.2.3 Batasan-batasan

Pada saat pembuatan kernel dengan menggunakan metode *Monte Carlo* dilakukan. Definisi fantom (matriks inti) hanya dibuat dengan ukuran 128mm x 128mm x 311 mm sehingga penggeseran kernel tidak bisa dilakukan untuk posisi lebih dari ukuran fantom. Hal ini mengakibatkan superposisi dengan lapangan lebih besar dari ukuran fantom juga tidak bisa dilakukan.

Batasan ini sebenarnya bisa dihindari dengan teknik penambahan matriks. Dimana untuk kalkulasi dengan ukuran lapangan yang lebih besar dari ukuran fantom dikalkulasi dengan matriks lain yang representasi koordinatnya merupakan kelanjutan dari matriks inti. Namun pada penelitian ini, teknik tersebut belum dimasukkan dalam skrip untuk mensuperposisi.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Melalui penelitian ini, dapat dipelajari bagaimana kalkulasi metode berkas pensil dilakukan serta dapat diketahui akurasi metode tersebut. Meskipun waktu yang dibutuhkan cukup memakan waktu lama, penelitian ini diharapkan dapat menjadi pelajaran awal bagaimana suatu TPS pesawat LINAC bisa memperkirakan dosis yang akan diterima oleh pasien. Selain itu, penelitian ini juga diharapkan bisa menjadi pembelajaran tambahan tentang bagaimana teknik *Monte Carlo* bisa digunakan pada banyak perangkat lunak TPS.

Kalkulasi dengan menggunakan metode berkas pensil foton 3,3 MeV dan 2 MeV dapat memperkirakan secara akurat dosis pada daerah efektif setelah kedalaman dosis maksimum dengan akurasi kurang dari 5 % untuk energi sinar-X 10 MV dan kurang dari 10 % untuk energi sinar-X 6 MV. Namun kalkulasi metode berkas pensil ini masih kurang akurat untuk memperkirakan dosis pada daerah *build up*.

Penggunaan foton *monoenergetic* dalam kalkulasi mengakibatkan kedalaman dosis maksimum relatif lebih rendah jika dibanding dengan data hasil pengukuran. Perbedaan ini dikarenakan oleh penggunaan foton *monoenergetic* yang mengabaikan semua foton yang memiliki energi lebih tinggi dan rendah dari energi rata-rata dalam spectrum sinar-X.

Kalkulasi dosis pada penelitian ini hanya bisa dilakukan sampai dengan ukuran lapangan 12,8 cm x 12,8 cm sesuai dengan ukuran fantom pada saat pembuatan kernel.

5.2 Saran dan Diskusi

Keterbatasan ukuran lapangan dapat diatasi dengan pemilihan ukuran fantom yang lebih besar pada saat teknik *Monte Carlo* dijalankan. Namun penambahan ukuran fantom akan menambah waktu tidak hanya waktu kalkulasi tapi juga waktu simulasi *Monte Carlo* seiring dengan bertambahnya jumlah piksel yang akan diproses.

Kecepatan kalkulasi pun bisa dioptimalkan dengan memperkecil ukuran kernel. Elemen-elemen kernel yang memiliki nilai dosis hampir mendekati nol bisa diabaikan. Selain itu, penggunaan prinsip metode konvolusi *Fast Fourier Transform* juga bisa ditambahkan. Meskipun simulasi *Monte Carlo* yang membutuhkan waktu lama hanya dilakukan satu kali untuk satu energi, namun optimasi dari simulasi ini bisa dilakukan dengan memperkirakan parameter histori foton yang digunakan.

Peningkatan keakuratan kalkulasi persentase dosis kedalaman bisa dilakukan dengan kalkulasi besar rata-rata energi pada spektrum yang lebih tepat, dengan sedikit penambahan energi pengotor. Atau sebaiknya diperlukan penelitian awal untuk mengetahui spektrum energi yang lebih sesuai dengan karakter dari pesawat LINAC, sehingga kernel yang digunakan bisa lebih mendekati hasil pengukuran.

DAFTAR REFERENSI

- [1] Rosenwald, J-C. Rosenberg, I., Shentall, G., & McKay, D. Patient Dose Computation for Photon Beams. In P. Mayles, A. Nahum, & J-C. Rosenwald, *Handbook of Radiotherapy: Theory and Practice* (hal. 559-586). New York: Taylor & Francis. 2007.
- [2] Elford. J. H., Cunningham, J. R. *The Physics of Radiology*. (hal. 349-351). Springfield : Charles C Thomas Publisher. 1983.
- [3] Rosenwald, J.C., Rosenberg, I., Shentall, G. Patient Dose Computation. Dalam P. Mayles, A. Nahum, & J.-C. Rosenwald, *Handbook of Radiotherapy: Theory and Practice* (hal. 568). New York: Taylor & Francis. 2007.
- [4] http://lh3.ggpht.com/_cEPdz7M9ILE/TNyGgHC1kI/AAAAAAAAAKE/QqUty_3yHg4/s800/11%20-%20Algorithms%20-%20SC.jpg di akses pada tanggal 8 Desember 2011 pukul 14:44
- [5] Rosenwald, J.C., Rosenberg, I., Shentall, G. Patient Dose Computation. Dalam P. Mayles, A. Nahum, & J.-C. Rosenwald, *Handbook of Radiotherapy: Theory and Practice* (hal 575). New York: Taylor & Francis. 2007.
- [6] B. Walters, I. Kawrakow and D.W.O. Rogers. *DOSXYZnrc Users Manual* (hal. 85). Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada. Ottawa, Kanada. 2011
<http://www.irs.phy.nrc.ca>
- [7] B. Walters, I. Kawrakow and D.W.O. Rogers. *DOSXYZnrc Users Manual* (hal. 41). Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada. Ottawa, Kanada. 2011.
<http://www.irs.phy.nrc.ca>
- [8] Phase-space database for external beam radiotherapy. International Atomic Energy Agency - Nuclear Data Section. Vienna International Centre, Vienna, Austria.
<http://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>

- [9] B. Walters, I. Kawrakow and D.W.O. Rogers. *DOSXYZnrc Users Manual* (hal. 86). Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada. Ottawa, Kanada. 2011
<http://www.irs.phy.nrc.ca>
- [10] The MathWorks, Inc. *MATLAB® : Getting Started Guide*. Natick: The MathWorks, Inc. 2011.
- [11] Mohan, R., Barest, G., Brewster, L. J., Chui, C. S., Kutcher, G. J., Laughlin, J. S., et al. A Comprehensive Three-Dimensional Radiation Treatment Planning System. *International Journal Radiation Oncology Biology Physics*, (Vol. 15, hal. 481-495). 1988.

Lampiran I

Data Persentase Dosis Kedalaman Hasil Pengukuran dan Kalkulasi

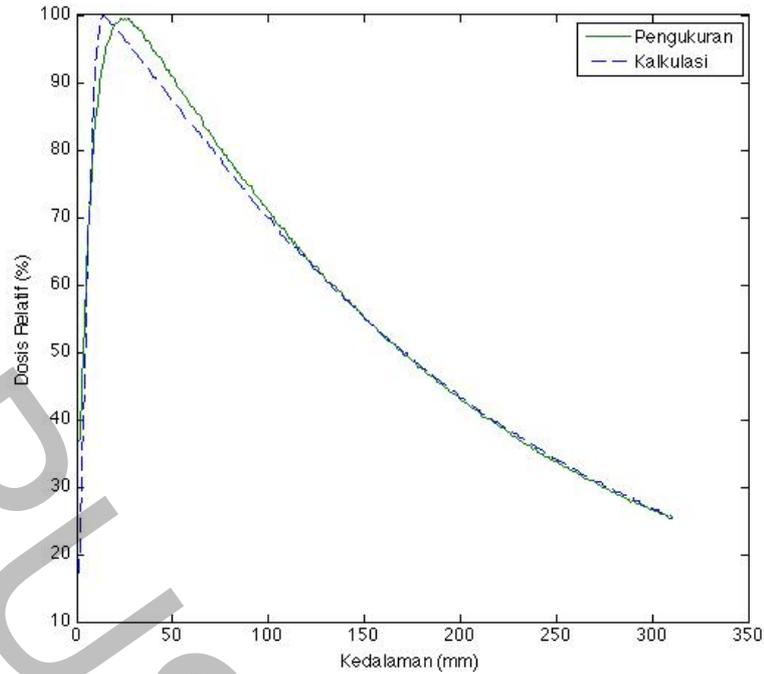
I.1 Data PDD Hasil Pengukuran dan Perhitungan untuk Energi 3,33 MeV (representasi sinar-X 10 MV)

I.1.A Data PDD untuk Lapangan 4 x 4 cm²

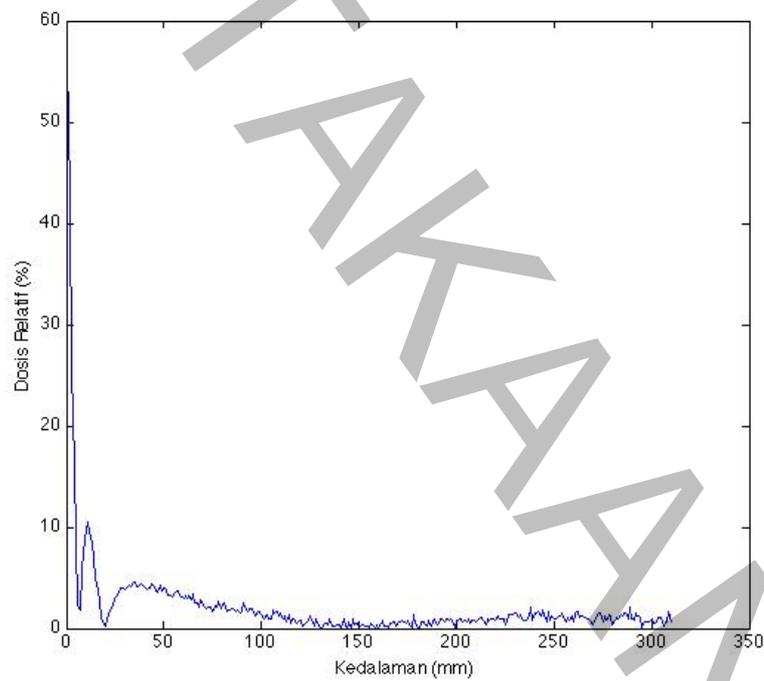
Tabel I.1

Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 4 x 4 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan relatif (%)
0	37.20	15.20	59.15
1	36.94	18.19	50.77
2	37.48	21.56	42.49
3	45.61	33.84	25.79
4	54.68	45.50	16.78
5	61.43	55.95	8.92
6	67.87	65.98	2.77
7	73.60	74.54	1.29
8	77.74	81.82	5.25
9	82.02	87.71	6.93
10	84.84	92.75	9.33
11	87.53	96.17	9.87
12	90.09	98.29	9.10
13	92.18	99.49	7.93
14	93.95	100.00	6.44
15	95.56	99.75	4.39
16	96.20	99.40	3.33
17	97.04	99.08	2.10
18	97.99	98.52	0.54
19	98.79	98.59	0.21
20	99.12	98.42	0.70
21	99.40	97.86	1.54
22	99.66	97.57	2.09
23	99.98	97.32	2.66
24	99.80	96.81	2.99
25	100.00	96.50	3.50
26	99.88	96.08	3.80
27	99.90	95.71	4.20
28	99.62	95.15	4.48
29	99.54	95.00	4.55
30	98.93	94.69	4.29
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	25.40	25.57	0.65



Gambar I.1
Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 4 x 4 cm².



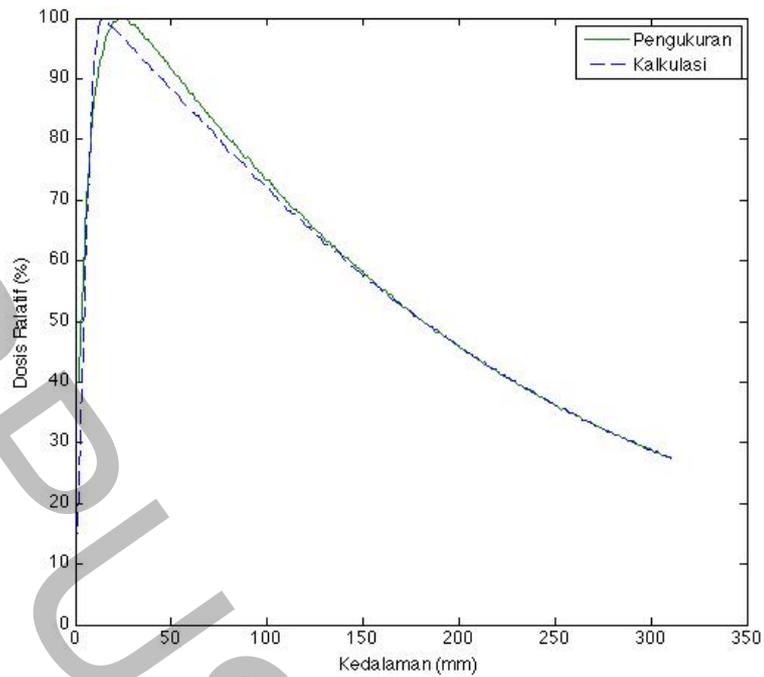
Gambar I.2
Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 4 x 4 cm².

I.1.B Data PDD untuk Lapangan 8 x 8 cm²

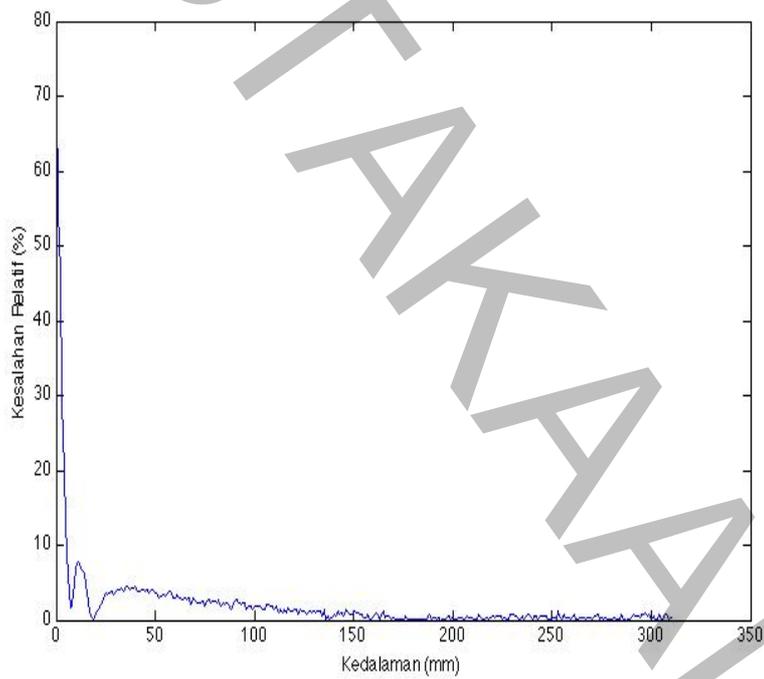
Tabel I.2

Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 8 x 8 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan relatif (%)
0	40.20	8.18	79.65
1	40.02	18.18	54.57
2	40.40	21.61	46.51
3	47.84	33.94	29.06
4	57.10	45.56	20.22
5	64.26	55.98	12.89
6	70.12	65.99	5.90
7	75.78	74.51	1.67
8	80.08	81.81	2.16
9	83.60	87.65	4.84
10	86.54	92.68	7.09
11	89.14	96.09	7.79
12	91.28	98.26	7.65
13	93.22	99.41	6.64
14	94.20	100.00	6.16
15	95.20	99.70	4.73
16	96.98	99.45	2.55
17	97.88	99.17	1.31
18	98.30	98.57	0.28
19	98.60	98.66	0.06
20	99.44	98.53	0.92
21	99.46	97.96	1.50
22	99.52	97.70	1.83
23	99.90	97.51	2.39
24	99.98	96.99	2.99
25	100.28	96.64	3.63
26	99.82	96.35	3.48
27	99.72	96.02	3.71
28	99.44	95.54	3.92
29	98.80	95.35	3.49
30	98.90	95.11	3.83
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	27.60	27.48	0.42



Gambar I.3
Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 8 x 8 cm².

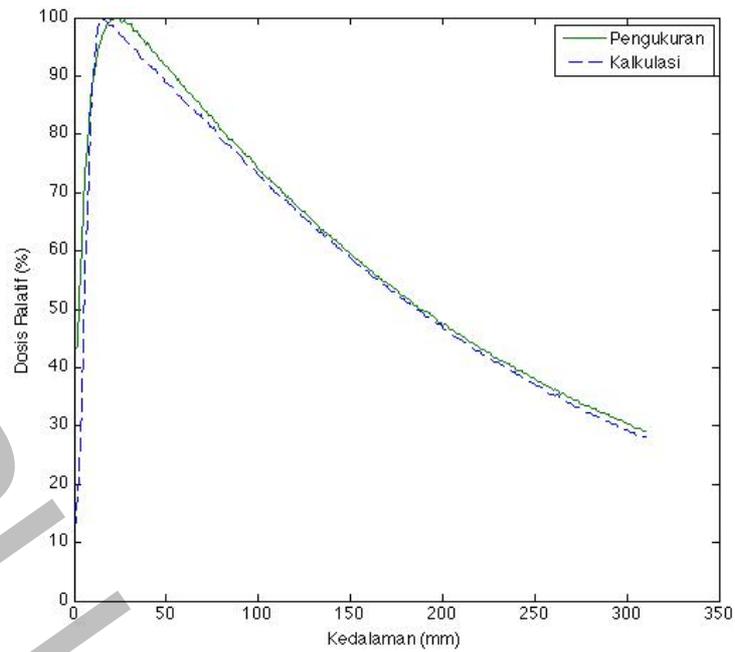


Gambar I.4
Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 8 x 8 cm² dengan energi 3,33 MeV.

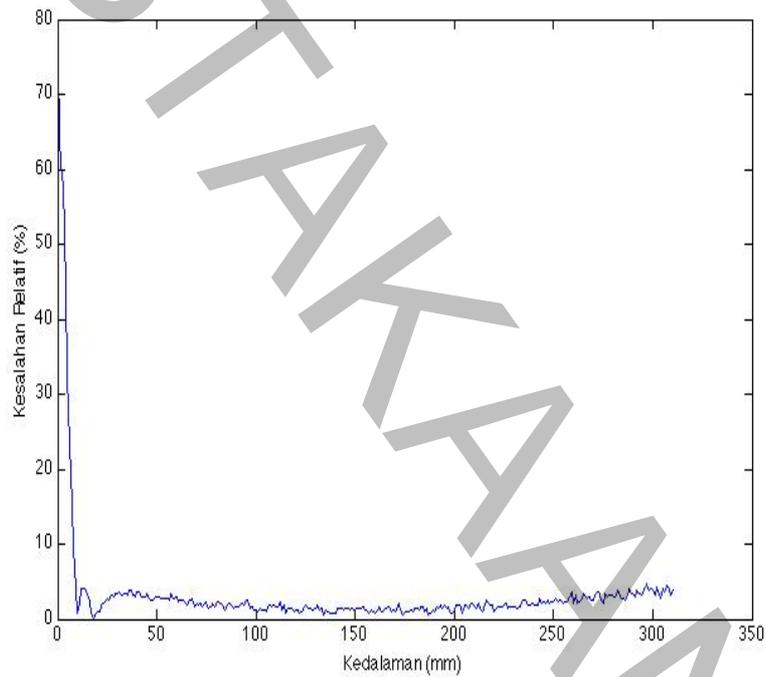
I.1.B Data PDD untuk Lapangan 12 x 12 cm²**Tabel I.3**

Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 3,33 MeV dengan ukuran lapangan 12 x 12 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan relatif (%)
0	43.23	8.55	80.22
1	43.27	15.66	63.81
2	43.99	18.17	58.70
3	51.87	21.58	58.40
4	60.96	33.91	44.37
5	67.46	45.55	32.48
6	73.06	55.97	23.40
7	78.15	65.95	15.61
8	82.17	74.48	9.36
9	85.59	81.85	4.37
10	88.27	87.62	0.74
11	90.77	92.63	2.04
12	92.40	96.05	3.95
13	94.40	98.25	4.08
14	95.80	99.39	3.75
15	96.82	100.00	3.29
16	97.58	99.70	2.18
17	98.44	99.38	0.96
18	99.12	99.10	0.02
19	99.14	98.57	0.57
20	99.66	98.64	1.03
21	99.64	98.57	1.07
22	99.88	98.03	1.85
23	99.86	97.78	2.08
24	100.00	97.57	2.43
25	99.80	97.05	2.76
26	99.32	96.70	2.64
27	99.58	96.41	3.18
28	99.20	96.13	3.10
29	99.06	95.70	3.39
30	98.86	95.47	3.42
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	29.20	28.05	3.94



Gambar I.5
Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 12 x 12 cm².



Gambar I.6
Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 12 x 12 cm² dengan energi 3,33 MeV.

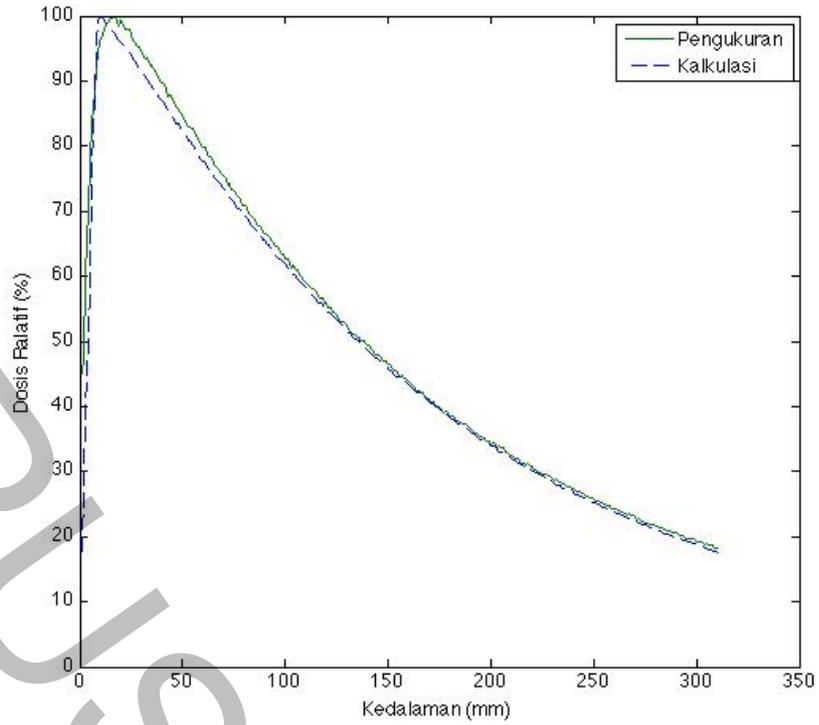
I.2 Data PDD Hasil Pengukuran dan Perhitungan untuk Energi 2 MeV (representasi sinar-X 6 MV)

I.2.A Data PDD untuk Lapangan 2 x 2 cm²

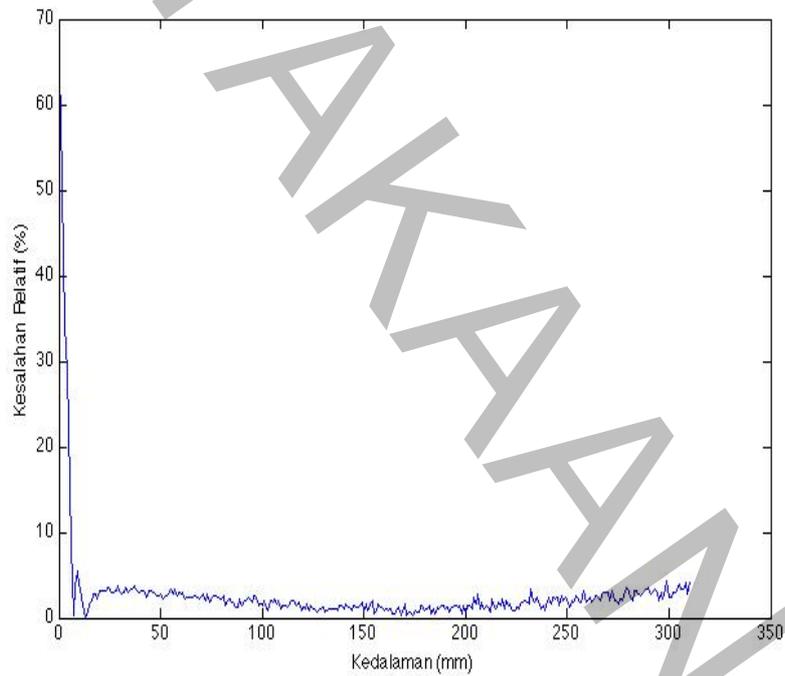
Tabel I.4

Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 2 x 2 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan relatif (%)
0	45.58	15.72	65.50
1	45.10	18.56	58.85
2	47.68	27.70	41.90
3	60.12	39.67	34.01
4	70.29	49.92	28.98
5	77.54	60.17	22.40
6	83.63	76.76	8.22
7	88.21	88.50	0.33
8	92.03	95.69	3.98
9	94.20	99.37	5.48
10	96.18	100.00	3.98
11	97.18	99.84	2.75
12	97.93	99.31	1.41
13	98.73	98.86	0.13
14	99.20	98.48	0.72
15	99.75	98.21	1.55
16	99.58	97.63	1.95
17	100.00	97.20	2.80
18	99.33	96.69	2.65
19	98.45	96.34	2.15
20	99.25	96.10	3.18
21	98.65	95.65	3.04
22	97.95	94.93	3.08
23	97.85	94.80	3.12
24	97.95	94.43	3.60
25	97.25	93.98	3.37
26	96.25	93.46	2.90
27	95.75	92.97	2.90
28	95.35	92.41	3.09
29	95.35	91.91	3.61
30	94.45	91.66	2.96
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	18.30	17.54	4.17



Gambar I.7
Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 2 x 2 cm².



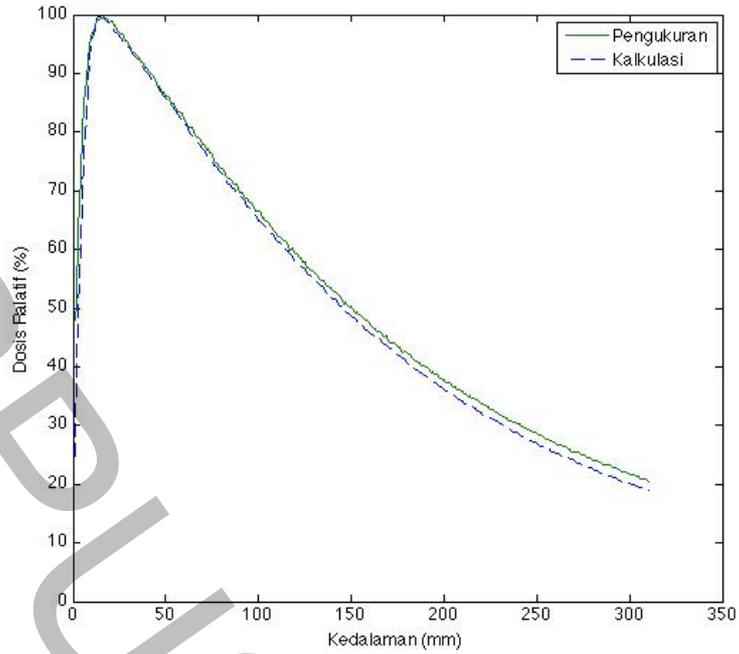
Gambar I.8
Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 2 MeV dengan ukuran lapangan 2 x 2 cm².

I.2.B Data PDD untuk Lapangan 3 x 3 cm²

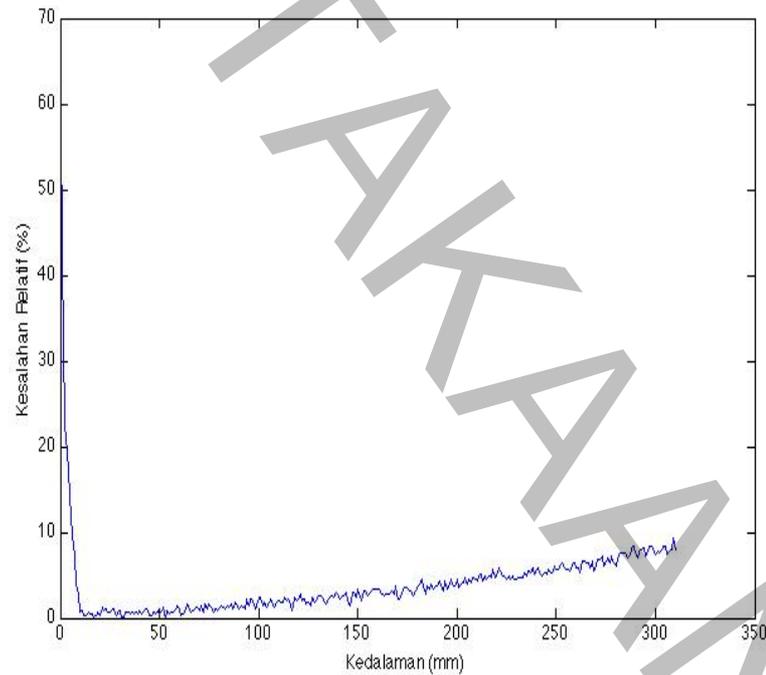
Tabel I.5

Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 3 x 3 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan Relatif (%)
0	48.20	15.81	67.19
1	48.13	27.78	42.28
2	51.52	39.75	22.84
3	63.49	49.97	21.31
4	73.19	60.18	17.76
5	80.07	68.46	14.50
6	85.39	76.73	10.14
7	89.46	82.60	7.66
8	92.49	88.47	4.35
9	95.10	92.06	3.20
10	96.71	95.65	1.09
11	97.87	96.70	1.19
12	98.29	97.50	0.80
13	99.47	99.35	0.12
14	99.52	99.68	0.15
15	100.00	100.00	0.00
16	99.87	99.88	0.01
17	99.72	99.38	0.34
18	99.72	98.96	0.77
19	99.62	98.62	1.01
20	99.12	98.36	0.77
21	99.42	97.83	1.60
22	98.62	97.44	1.19
23	99.99	96.99	3.00
24	97.72	96.66	1.08
25	97.51	96.41	1.13
26	97.21	96.04	1.21
27	96.81	95.34	1.52
28	95.91	95.26	0.68
29	96.01	94.94	1.11
30	95.71	94.55	1.20
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	20.50	18.85	8.05



Gambar I.9
Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 3 x 3 cm².



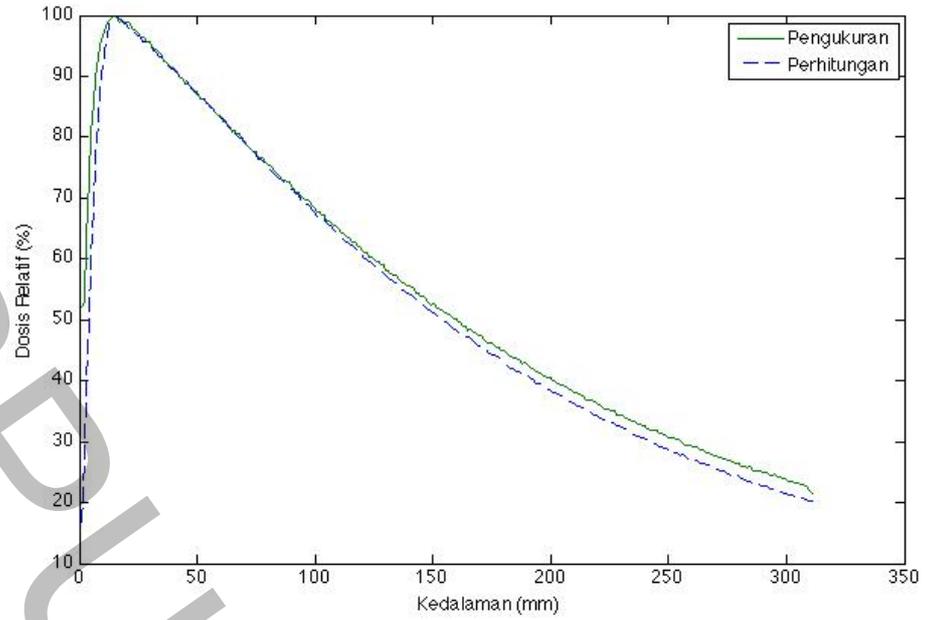
Gambar I.10
Grafik kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 3 x 3 cm² dengan energi 2 MeV.

I.2.C Data PDD untuk Lapangan 5 x 5 cm²

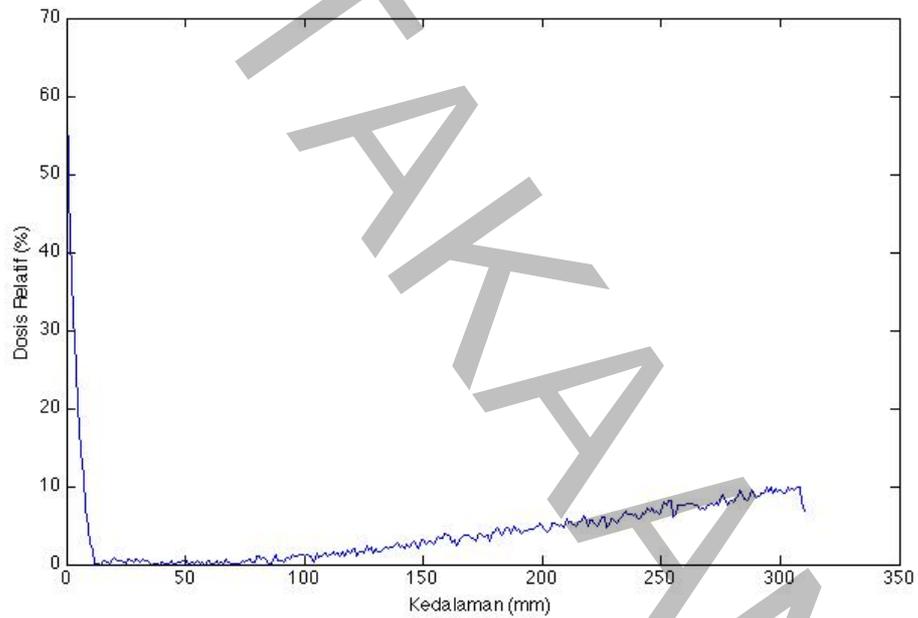
Tabel I.6

Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 5 x 5 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan relatif (%)
0	52.28	15.87	69.64
1	53.18	27.87	47.59
2	63.31	39.87	37.03
3	73.45	50.04	31.87
4	80.52	60.22	25.21
5	85.90	68.47	20.29
6	89.79	76.72	14.55
7	93.18	82.58	11.37
8	95.17	88.44	7.07
9	96.74	92.06	4.83
10	98.11	95.61	2.55
11	98.95	97.00	1.97
12	99.45	99.32	0.13
13	99.78	99.61	0.16
14	100.00	100.00	0.00
15	99.63	99.89	0.27
16	99.00	99.42	0.42
17	99.43	99.05	0.38
18	98.83	98.73	0.10
19	98.93	98.49	0.44
20	98.93	98.01	0.93
21	98.13	97.67	0.47
22	97.63	97.23	0.41
23	97.43	96.95	0.50
24	97.04	96.71	0.33
25	96.44	96.38	0.06
26	96.34	95.72	0.65
27	96.14	95.71	0.45
28	95.64	95.44	0.21
29	95.74	95.12	0.65
30	94.15	94.61	0.49
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	22.70	20.14	11.30



Gambar I.11
Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 5 x 5 cm².



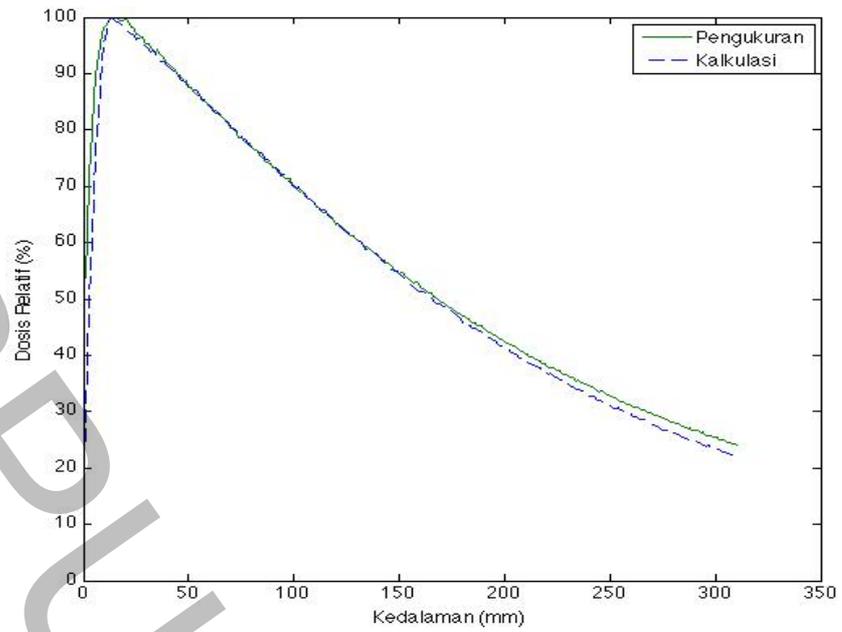
Gambar I.12
Grafik kesalahan relatif untuk energi 2 MeV setiap kedalaman untuk ukuran lapangan 5 x 5 cm².

I.2.D Data PDD untuk Lapangan 10 x 10 cm²

Tabel I.5

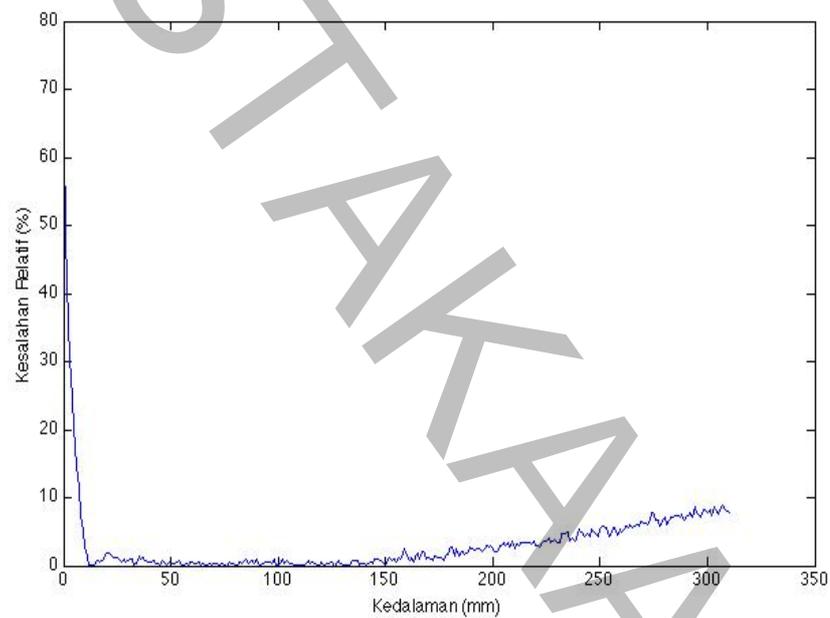
Data hasil kalkulasi dan pengukuran untuk energi foton 2 MeV dengan ukuran lapangan 10 x 10 cm².

Kedalaman (mm)	Pengukuran (%)	Kalkulasi (%)	Kesalahan Relatif (%)
0	53.19	15.78	70.33
1	53.69	27.79	48.23
2	61.55	39.80	35.33
3	71.76	50.01	30.31
4	79.74	60.21	24.50
5	85.70	68.45	20.13
6	89.62	76.69	14.42
7	93.21	82.55	11.44
8	95.18	88.40	7.13
9	96.73	91.96	4.94
10	97.95	95.51	2.49
11	98.58	97.38	1.21
12	99.23	99.25	0.03
13	100.00	100.00	0.00
14	99.50	99.87	0.37
15	99.80	99.40	0.40
16	99.60	99.11	0.50
17	99.20	98.89	0.32
18	99.20	98.66	0.55
19	99.10	98.16	0.95
20	99.60	97.95	1.65
21	99.30	97.54	1.77
22	98.70	97.22	1.50
23	98.10	97.03	1.10
24	97.70	96.79	0.93
25	96.91	96.02	0.91
26	96.91	96.19	0.74
27	96.31	95.94	0.38
28	96.41	95.70	0.73
29	95.51	95.27	0.25
30	95.21	94.76	0.47
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
310	24.10	22.24	7.74



Gambar I.13

Grafik perbandingan antara persentase dosis kedalaman hasil pengukuran dengan hasil kalkulasi untuk ukuran lapangan 10 x 10 cm².



Gambar I.14

Grafik Kesalahan relatif untuk setiap kedalaman untuk foton energi 2 MeV dengan ukuran lapangan 10 x 10 cm².

Lampiran II

Format Data *.3ddose*

Penjelasan format data *.3ddose* :

Baris/Blok 1 — jumlah pixel dalam arah x,y,z (contoh: **nx, ny, nz**).

Baris/Blok 2 — batas voksel (cm) arah sumbu x (**nx +1**).

Baris/Blok 3 — batas voksel (cm) arah sumbu y direction (**ny +1**).

Baris/Blok 4 — batas voksel (cm) arah sumbu z (**nz +1**).

Baris/Blok 5 — array nilai dosis (**nx, ny, nz**)

Baris/Blok 6 — array nilai kesalahan (kesalahan relatif, **nx, ny, nz**).

Aturan untuk membaca data dosis:

1. Baca satu persatu (sepanjang kolom) untuk mendapatkan nilai dosis (kesalahan) bacaan pada arah sumbu x.
2. Baca setiap nilai ke-(**nx**) untuk mendapatkan bacaan pada arah sumbu.
3. Baca setiap nilai ke-(**nx-ny**) untuk mendapatkan bacaan pada arah sumbu z.

Tabel 2.1

Contoh data *.3ddose* yang dihasilkan perangkat lunak DOSXYZnrc [9].

Row (block) Number	Column Number				
	1	2	3	4	5
1 (1)	4	4	4		
2 (2)	-2.0000	-1.0000	0.0000	1.0000	2.0000
3 (3)	-2.0000	-1.0000	0.0000	1.0000	2.0000
4 (4)	0.0000	1.0000	2.0000	3.0000	4.0000
5 (5)	1.0000	2.0000	2.0000	1.0000	2.0000
6	8.0000	8.0000	2.0000	2.0000	8.0000
7	8.0000	2.0000	1.0000	2.0000	2.0000
8	1.0000	2.0000	4.0000	4.0000	2.0000
9	4.0000	16.000	16.000	4.0000	4.0000
10	16.000	16.000	4.0000	2.0000	4.0000
11	4.0000	2.0000	3.0000	6.0000	6.0000
12	3.0000	6.0000	24.000	24.000	6.0000
13	6.0000	24.000	24.000	6.0000	3.0000
14	6.0000	6.0000	3.0000	4.0000	8.0000
15	8.0000	4.0000	8.0000	32.000	32.000
16	8.0000	8.0000	32.000	32.000	8.0000
17	4.0000	8.0000	8.0000	4.0000	
18 (6)	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
19	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
20	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
21	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
22	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
23	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
24	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
25	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
26	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
27	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
28	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
29	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01
36	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01	1.0000E-01

Lampiran III

Skript MATLAB®

III.1 Skript MATLAB® Untuk Menampilkan Data 3 Dimensi Dalam Modul Intensitas

```

function [model] = vol3d(varargin)
%H = VOL3D Volume render 3-D data.
% VOL3D uses the orthogonal plane 2-D texture mapping technique for
% volume rendering 3-D data in OpenGL. Use the 'texture' option to fine
% tune the texture mapping technique. This function is best used with
% fast OpenGL hardware.
%
% vol3d          Provide a demo of functionality.
%
% H = vol3d('CData',data) Create volume render object from input
%                          3-D data. Use interp3 on data to increase volume
%                          rendering resolution. Returns a struct
%                          encapsulating the pseudo-volume rendering object.
%                          XxYxZ array represents scaled colormap indices.
%                          XxYxZx3 array represents truecolor RGB values for
%                          each voxel (along the 4th dimension).
%
% vol3d(...,'Alpha',alpha) XxYxZ array of alpha values for each voxel, in
%                          range [0,1]. Default: data (interpreted as
%                          scaled alphamap indices).
%
% vol3d(...,'Parent',axH) Specify parent axes. Default: gca.
%
% vol3d(...,'XData',x) 1x2 x-axis bounds. Default: [0 size(data, 2)].
% vol3d(...,'YData',y) 1x2 y-axis bounds. Default: [0 size(data, 1)].
% vol3d(...,'ZData',z) 1x2 z-axis bounds. Default: [0 size(data, 3)].
%
% vol3d(...,'texture','2D') Only render texture planes parallel to nearest
%                          orthogonal viewing plane. Requires doing
%                          vol3d(h) to refresh if the view is rotated
%                          (i.e. using cameratoolbar).
%
% vol3d(...,'texture','3D') Default. Render x,y,z texture planes
%                          simultaneously. This avoids the need to
%                          refresh the view but requires faster OpenGL
%                          hardware performance.
%
% vol3d(H) Refresh view. Updates rendering of texture planes
%          to reduce visual aliasing when using the 'texture'='2D'
%          option.
%
% NOTES
% Use vol3dtool (from the original vol3d FEX submission) for editing the
% colormap and alphamap. Adjusting these maps will allow you to explore
% your 3-D volume data at various intensity levels. See documentation on
% alphamap and colormap for more information.
% Use interp3 on input data to increase/decrease resolution of data
% Examples:
% % Visualizing fluid flow
% v = flow(50);
% h = vol3d('cdata',v,'texture','2D');
% view(3);
% % Update view since 'texture' = '2D'
% vol3d(h);
% alphamap('rampdown'), alphamap('decrease'), alphamap('decrease')
%
% % Visualizing MRI data
% load mri.mat
% D = squeeze(D);
% h = vol3d('cdata',D,'texture','3D');
% view(3);

```

```

% axis tight; daspect([1 1 .4])
% alphamap('rampup');
% alphamap(.06 .* alphamap);
% See also alphamap, colormap, opengl, isosurface
% Copyright Joe Conti, 2004
% Improvements by Oliver Woodford, 2008-2011, with permission of the
% copyright holder.
if nargin == 0
    demo_vol3d;
    return
end
if isstruct(varargin{1})
    model = varargin{1};
    if length(varargin) > 1
        varargin = {varargin{2:end}};
    end
else
    model = localGetDefaultModel;
end
if length(varargin)>1
    for n = 1:2:length(varargin)
        switch(lower(varargin{n}))
            case 'cdata'
                model.cdata = varargin{n+1};
            case 'parent'
                model.parent = varargin{n+1};
            case 'texture'
                model.texture = varargin{n+1};
            case 'alpha'
                model.alpha = varargin{n+1};
            case 'xdata'
                model.xdata = varargin{n+1}([1 end]);
            case 'ydata'
                model.ydata = varargin{n+1}([1 end]);
            case 'zdata'
                model.zdata = varargin{n+1}([1 end]);
        end
    end
end
if isempty(model.parent)
    model.parent = gca;
end
[model] = local_draw(model);
%-----%
function [model] = localGetDefaultModel
model.cdata = [];
model.alpha = [];
model.xdata = [];
model.ydata = [];
model.zdata = [];
model.parent = [];
model.handles = [];
model.texture = '3D';
tag = tempname;
model.tag = ['vol3d_' tag(end-11:end)];
%-----%
function [model,ax] = local_draw(model)
cdata = model.cdata;
siz = size(cdata);
% Define [x,y,z]data
if isempty(model.xdata)
    model.xdata = [0 siz(2)];
end
if isempty(model.ydata)
    model.ydata = [0 siz(1)];
end
if isempty(model.zdata)
    model.zdata = [0 siz(3)];
end
try
    delete(model.handles);
catch
end
ax = model.parent;
cam_dir = camtarget(ax) - campos(ax);

```

```

[m,ind] = max(abs(cam_dir));
opts =
{'Parent',ax,'cdatamapping',[],'alphadatamapping',[],'facecolor','texturemap','edge
ealpha',0,'facealpha','texturemap','tag',model.tag};
if ndims(cdata) > 3
    opts{4} = 'direct';
else
    cdata = double(cdata);
    opts{4} = 'scaled';
end
if isempty(model.alpha)
    alpha = cdata;
    if ndims(model.cdata) > 3
        alpha = sqrt(sum(double(alpha).^2, 4));
        alpha = alpha - min(alpha(:));
        alpha = 1 - alpha / max(alpha(:));
    end
    opts{6} = 'scaled';
else
    alpha = model.alpha;
    if ~isequal(size(1:3), size(alpha))
        error('Incorrect size of alphamatte');
    end
    opts{6} = 'none';
end
h = findobj(ax,'type','surface','tag',model.tag);
for n = 1:length(h)
    try
        delete(h(n));
    catch
    end
end
is3DTexture = strcmpi(model.texture,'3D');
handle_ind = 1;
% Create z-slice
if(ind==3 || is3DTexture)
    x = [model.xdata(1), model.xdata(2); model.xdata(1), model.xdata(2)];
    y = [model.ydata(1), model.ydata(1); model.ydata(2), model.ydata(2)];
    z = [model.zdata(1), model.zdata(1); model.zdata(1), model.zdata(1)];
    diff = model.zdata(2)-model.zdata(1);
    delta = diff/size(cdata,3);
    for n = 1:size(cdata,3)
        cslice = squeeze(cdata(:,:,n,:));
        aslice = double(squeeze(alpha(:,:,n)));
        h(handle_ind) = surface(x,y,z,cslice,'alphadata',aslice,opts{:});
        z = z + delta;
        handle_ind = handle_ind + 1;
    end
end
% Create x-slice
if (ind==1 || is3DTexture)
    x = [model.xdata(1), model.xdata(1); model.xdata(1), model.xdata(1)];
    y = [model.ydata(1), model.ydata(1); model.ydata(2), model.ydata(2)];
    z = [model.zdata(1), model.zdata(2); model.zdata(1), model.zdata(2)];
    diff = model.xdata(2)-model.xdata(1);
    delta = diff/size(cdata,2);
    for n = 1:size(cdata,2)
        cslice = squeeze(cdata(:,n,:,:));
        aslice = double(squeeze(alpha(:,n,:)));
        h(handle_ind) = surface(x,y,z,cslice,'alphadata',aslice,opts{:});
        x = x + delta;
        handle_ind = handle_ind + 1;
    end
end
% Create y-slice
if (ind==2 || is3DTexture)
    x = [model.xdata(1), model.xdata(1); model.xdata(2), model.xdata(2)];
    y = [model.ydata(1), model.ydata(1); model.ydata(1), model.ydata(1)];
    z = [model.zdata(1), model.zdata(2); model.zdata(1), model.zdata(2)];
    diff = model.ydata(2)-model.ydata(1);
    delta = diff/size(cdata,1);
    for n = 1:size(cdata,1)
        cslice = squeeze(cdata(n,:,:));
        aslice = double(squeeze(alpha(n,:,:)));
    end
end

```

```

h(handle_ind) = surface(x,y,z,cslice,'alphadata',aslice,opts{:});
y = y + delta;
handle_ind = handle_ind + 1;
end
end
model.handles = h;

```

III.2 Script MATLAB® untuk Membaca Kernel Hasil Simulasi *Monte Carlo* DOSXYZnrc

```

function out = bacadosis(namafile)
fid = fopen(namafile);
line=fgets(fid);
if (line == -1)
    error('File dosis kosong');
end

% ASUMSI:
% baris pertama 3 item (nx ny nz)
% baris ke-2, ke-3, ke-4 adalah boundary
% baris ke-5 dst, data, boleh pengurangan baris dsb.

% baca nx, ny, nz: jumlah voxel
nd = strread(line, '%f', 'delimiter', ' ');
if (length(nd) ~= 3)
    error('Nx, Ny, Nz tidak diketahui');
end
nx = nd(1);
ny = nd(2);
nz = nd(3);

%baca data dosis dan error
idx = 1;
data = zeros(2 * nx * ny * nz, 1);
line = fgets(fid);
while line ~= -1
    if (~isempty(line))
        a=strread(line, '%f', 'delimiter', ' ');
        n = length(a);
        ns = idx;
        ne = idx+n-1;
        data(ns:ne,1) = a;
        idx = idx + n;
    end

    % baca baris berikutnya
    line=fgets(fid);
end

% data 1 dimensi (array)
n = (nx*ny*nz);
out.dosis = data(1:n,1);
out.error = data(n+1:end,1);

%voxels (x,y,z)
idx = 1;
out.vdosis = zeros(nx, ny, nz);
out.verror = zeros(nx, ny, nz);
for z=1:nz
    for y=1:ny
        for x=1:nx
            out.vdosis(x,y,z) = out.dosis(idx);
            out.verror(x,y,z) = out.error(idx);
            idx = idx+1;
        end
    end
end
end
end

```

III.3 Script MATLAB® untuk menggeser kernel

```
function out=kernelfinish(kernel,posx,posy,ssd)
if posy<0
    theta=-atand(sqrt((posy^2)+(posx^2))/ssd);
    phi=atand(posx/posy);
    D=shiftdim(kernel,2);
    D=imrotate(D,theta,'bilinear','crop');
    I=shiftdim(D,1);
    K=imrotate(I,phi,'bilinear','crop');
    se = translate(strel(1), [posy posx]);
    out = imdilate(K,se);
elseif posy==0 || posx==0
    theta=atand(sqrt((posy^2)+(posx^2))/ssd);
    phi=atand(0);
    D=shiftdim(kernel,2);
    D=imrotate(D,theta,'bilinear','crop');
    I=shiftdim(D,1);
    K=imrotate(I,phi,'bilinear','crop');
    se = translate(strel(1), [posy posx]);
    out = imdilate(K,se);
else
    theta=atand(sqrt((posy^2)+(posx^2))/ssd);
    phi=atand(posx/posy);
    D=shiftdim(kernel,2);
    D=imrotate(D,theta,'bilinear','crop');
    I=shiftdim(D,1);
    K=imrotate(I,phi,'bilinear','crop');
    se = translate(strel(1), [posy posx]);
    out = imdilate(K,se);
end
```

III.4 Script MATLAB® untuk Mensuperposisi Kernel

```
load Data10MV1 %data kernel
A=zeros(128,128,128);
ssd=1000 % definisi ssd dalam milimeter
lapangan=40; % definisi lapangan dalam milimeter
x=lapangan/2;
mu=4.45*(10^(-2)) % koefisien attenuasi foton di udara
ssd=1000
for j=-x:x
    for k=-x:x
        A=A+kernelfinish(Data10MV1,k,j)*exp(sqrt(k^2+j^2+ssd^2)*-mu);
    end
end
```