

Analisis Perubahan Kurva *Percentage Depth Dose* (PDD) dan *Dose Profile* untuk Radiasi Foton 6MV pada Fantom Thoraks

Nur Dwi Prasetyo, Wahyu Setiabudi, ¹Choirul Anam

Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang, Jawa Tengah

Email : 1anam@fisika.undip.ac.id

ABSTRACT

The study of thickness variation of the soft tissue in the wall of thoracic phantom to the shifting of Percentage Depth Dose (PDD) curve and Dose Profile have been done by using Monte Carlo Simulation. The linac head was designed using BEAMnrc software, whereas modeling of water and thoracic phantom using DOSXYZnrc software. The field size of beam radiation 10 x10 cm² and the distance of source to phantom surface (SSD) 100 cm. The water phantom in cubic shape with a size 40x40x40 cm³. The thoracic phantom was designed in cubic shape, with the compositions: soft tissue, bone and lung. The thickness of the soft tissue in the wall of thoracic phantom was varied 1-5 cm. This variation shows the thickness layer of the wall of the real patients. The results of comparison between monte carlo simulation and the actual measurement, show that 6 MV photon delivered by linac at Kersaras Hospital Semarang was generated using energy electron about 5.7 MeV. The variation of soft tissue thickness change the PDD curve and the dose profile curve. The variation of soft tissue thickness change the dose in the lung (depth 10 cm) at about 3,84% - 5,59%

Keywords: Monte Carlo Simulation, Percentage Depth Dose (PDD), Dose profile, Tissue inhomogeneity

ABSTRAK

Telah dilakukan studi pengaruh ketebalan jaringan lunak pada fantom thoraks terhadap perubahan bentuk kurva *Percentage Depth Dose* (PDD) dan *Dose Profile* untuk berkas foton energi 6MV menggunakan Simulasi Monte Carlo. Pembuatan model *treatment head* linac dilakukan menggunakan program BEAMnrc, sedang permodelan fantom air maupun fantom thoraks menggunakan DOSXYZnrc. Luas lapangan yang digunakan 10x10 cm², dengan *source to skin distance* (SSD) sebesar 100 cm. Fantom air didesain berukuran 40x40x40 cm³. Fantom thoraks didesain berbentuk kubus dengan komposisi jaringan lunak, tulang, dan paru-paru. Jaringan lunak bagian depan (anterior) divariasikan ketebalannya 1-5 cm. Variasi ini menggambarkan ketebalan jaringan lunak dinding thoraks pasien. Hasil perbandingan antara simulasi dan pengukuran menunjukkan bahwa foton 6 MV yang dihasilkan pesawat linac RS Kersaras Semarang menggunakan energi elektron pembangkit mendekati 5,7 MeV. Variasi ketebalan jaringan lunak pada dinding fantom thoraks memberikan perubahan kurva PDD dan juga kurva profil dosis. Variasi ketebalan jaringan lunak tersebut mengubah besarnya dosis pada paru-paru (pada kedalaman 10 cm) sebesar 3,84% - 5,59%

Kata kunci : Simulasi Monte Carlo, Percentage Depth Dose (PDD), Dose Profile, Inhomogenitas Jaringan.

PENDAHULUAN

Radioterapi merupakan jenis terapi kanker dengan menggunakan radiasi energi tinggi untuk menghancurkan sel-sel kanker [1]. Radiasi akan merusak sel-sel kanker sehingga proses multiplikasi ataupun pembelahan sel-sel kanker akan terhambat [2,3]. Kegiatan radioterapi bertujuan untuk mematikan sel kanker semaksimal mungkin serta meminimalisir efek radiasi pada jaringan sehat yang berada disekitar sel kanker tersebut [4].

Radioterapi modern menggunakan jenis radiasi foton (*photon beams*) berupa sinar-X maupun sinar γ dan elektron monoenergi (*monoenergetic electrons*) untuk mematikan sel kanker [4,5]. Foton Sinar X yang dimanfaatkan dalam kegiatan radioterapi memiliki energi 4-25 MV [6]. Radioterapi menggunakan elektron monoenergi memanfaatkan elektron pada rentang energi 3-25 MeV [6].

Kegiatan radioterapi menimbulkan deposit dosis pada jaringan yang dilewati oleh radiasi pengion [5]. Analisis mengenai jumlah dosis terdeposit melalui kurva *Percent Depth Dose* (PDD) dan

Dose Profile dalam radioterapi merupakan dasar proses penghitungan dosis yang akurat pada *Treatment Planning System* (TPS). Jumlah dosis yang terdeposit tersebut dipengaruhi oleh adanya interaksi kompleks antara foton dengan atom-atom jaringan target yang dilalui.

Pada pasien penderita kanker di rongga thorak (Ca. Paru, Ca. Mediastinum, Ca. Mammae) evaluasi distribusi dosis yang akurat memerlukan adanya nilai koreksi terhadap inhomogenitas jaringan *soft tissue*, *lung* dan *bone*, sehingga meningkatkan nilai terapeutik radioterapi yang diberikan. Penggunaan fantom air yang berisi udara (*Perspex Box*) telah menjadi acuan dalam menentukan faktor koreksi inhomogenitas pada rongga thorak. Untuk kegiatan radioterapi dewasa ini, *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM) telah pula memberikan rekomendasi nilai koreksi untuk inhomogenitas pada berbagai macam jaringan lewat Report No. 85 [7].

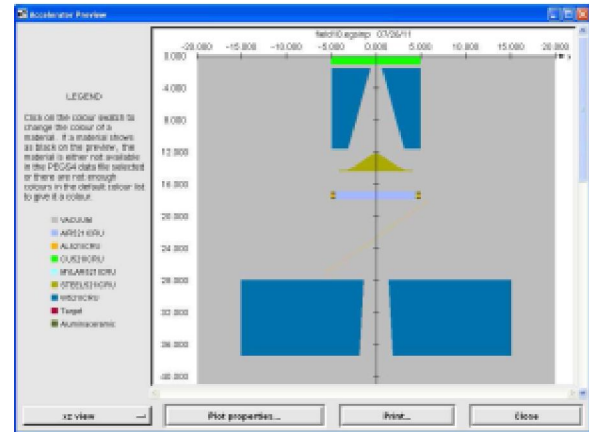
Selain terdiri dari berbagai macam lapisan jaringan, dalam aplikasi *Treatment Planning System* (TPS) radioterapi ditemukan pula adanya variasi ketebalan lapisan *soft tissue* anterior dinding thoraks. Nilai ketebalan bervariasi bergantung jenis kelamin maupun penanganan pre-radioterapi, secara umum variasi ketebalan yang ditemukan pada pasien berkisar 1-5 cm. Perbedaan ketebalan *soft tissue* tersebut membutuhkan koreksi inhomogenitas yang berbeda untuk mendapatkan nilai distribusi dosis yang akurat.

Simulasi Monte Carlo dianggap memiliki akurasi yang baik untuk membantu menghitung koreksi inhomogenitas jaringan [8]. Berdasar alasan tersebut, akan dilakukan sebuah studi mengenai faktor pengaruh ketebalan jaringan lunak pada dinding thoraks terhadap kurva *Percent Depth Dose* (PDD) dan *Dose Profile* dengan menggunakan Simulasi Monte Carlo, untuk foton dengan energi 6 MV.

METODOLOGI PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan dengan paket *software* Simulasi Monte Carlo, EGSnrc. Untuk keperluan praktis, terdapat beberapa program yang dibangun dengan EGSnrc, diantaranya BEAMnrc dan DOSXYZnrc. BEAMnrc dapat digunakan untuk memodelkan *head linear accelerator* dan interaksi elektron primer yang nantinya

menghasilkan radiasi foton [9]. DOSXYZnrc digunakan untuk menentukan distribusi dosis [10], baik pada fantom air maupun fantom thoraks.



Gambar 1. Desain *Treatment Head Linac*

Penelitian dilakukan dalam tiga tahapan, tahap pertama merupakan penentuan parameter simulasi pada *head linac* [11] sehingga data yang dihasilkan paling mendekati hasil pengukuran. Geometri *head linac* yang digunakan merupakan *treatment head* pesawat Linac SL 16 Elekta, merujuk pada penelitian sebelumnya [12]. Desain *head linac* ditunjukkan oleh Gambar 1. Energi elektron pembangkit diatur pada rentang 5,7–6,3 MeV, intensitas elektron pembangkit dimodelkan berbentuk homogen. Hasil simulasi dibandingkan dengan hasil pengukuran, yang dilakukan di Rumah Sakit Kersaras, Kabupaten Semarang, Jawa Tengah.

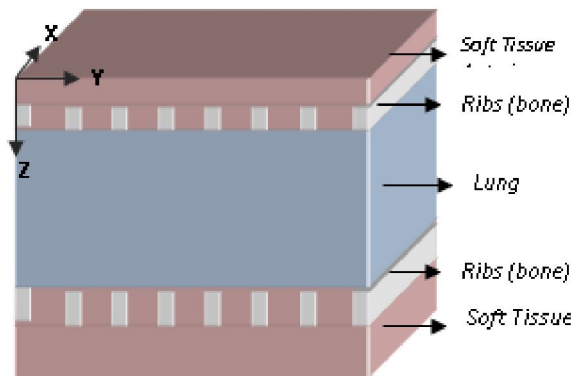
Luas lapangan yang digunakan pada penelitian ini adalah 10 cm x 10 cm, dengan jarak sumber ke fantom (SSD) 100 cm.

Tahap kedua, melakukan perbandingan PDD pada fantom air hasil simulasi dengan hasil pengukuran output pesawat linac pada fantom air. Dari perbandingan ini, diperoleh energi elektron pembangkit yang menghasilkan foton dengan PDD paling mendekati hasil pengukuran.

Tabel 1. Dimensi Phantom Thorak

Jaringan	X	Y	Z
Soft Tissue, Anterior	20 cm	16 cm	1-5 cm
Ribs, Anterior	20 cm	1 cm	1 cm
Lung	20 cm	16 cm	15 cm

Ribs, Posterior	20 cm	1 cm	2 cm
Soft Tissue, Posterior	20 cm	16 cm	6 cm



Gambar 2. Desain fantom thoraks

Tahap penelitian selanjutnya merupakan proses kalkulasi distribusi dosis pada fantom thoraks. Proses ini dilakukan dengan menganalisis perubahan bentuk PDD dan *dose profile* akibat adanya variasi ketebalan *soft tissue* pada fantom thoraks. Desain fantom thoraks menggunakan DOSXYZnrc. Fantom thoraks terdiri dari jaringan lunak, paru-paru, dan tulang rusuk, ukuran dimensi seperti pada Tabel 1. Tampak bahwa ketebalan jaringan lunak anterior, divariasikan 1-5 cm. Variasi ketebalan jaringan lunak ini menggambarkan ketebalan riil thoraks pasien, yang memang bervariasi. Sedangkan susunan tulang, paru-paru, maupun jaringan lunak pada permukaan bawah (*posterior*) memiliki ukuran dan susunan yang tetap. Desain lengkap fantom thoraks ditunjukkan Gambar 2.

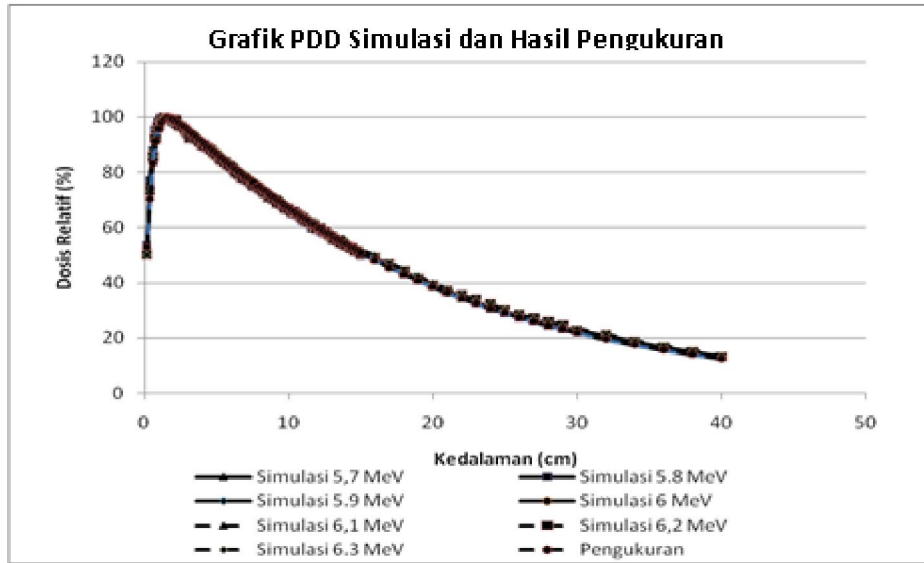
HASIL DAN PEMBAHASAN

Perbandingan hasil simulasi kurva PDD untuk energi elektron pembangkit dari 5,7 MeV – 6,3

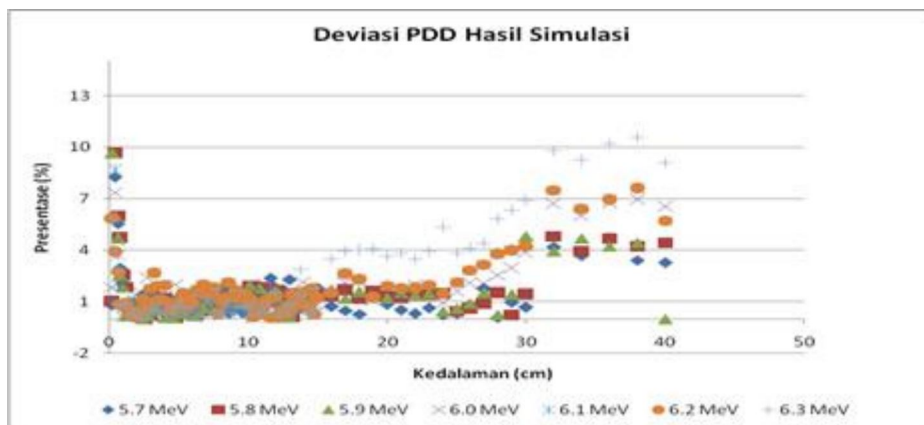
MeV dan hasil pengukuran ditunjukkan oleh Gambar 3. Tampak bahwa kurva PDD hasil simulasi dan pengukuran memiliki pola yang sama, yaitu dosis awalnya relatif rendah, kemudian dosis meningkat dengan cepat hingga mencapai dosis maksimum pada kedalaman sekitar 1,5 cm, setelah itu dosis menurun secara perlahan [13].

Sementara perbedaan hasil simulasi untuk beberapa energi elektron pembangkit dengan hasil pengukuran ditunjukkan oleh Gambar 4. Dari gambar tampak bahwa kurva PDD yang paling mendekati pengukuran adalah untuk energi 5,7 MeV, karena deviasinya paling kecil. Berikutnya untuk simulasi pada fantom thoraks digunakan energi 5,7 MeV.

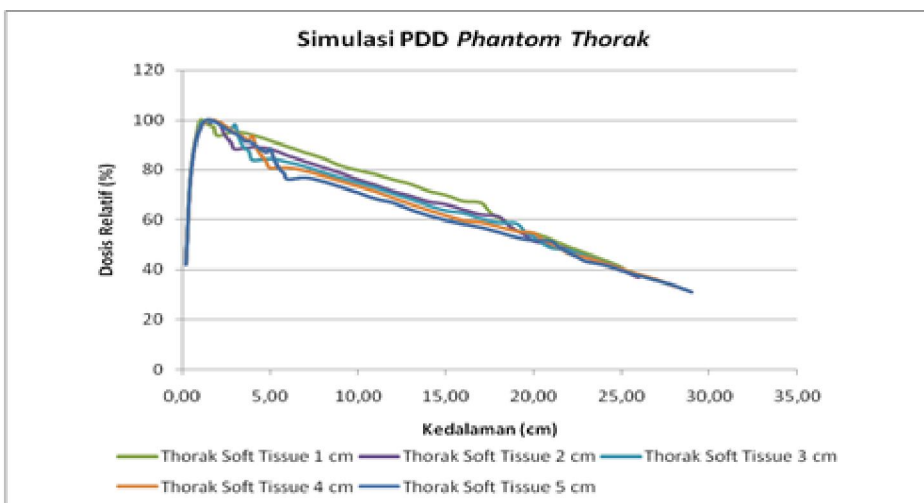
Hasil simulasi kurva PDD untuk fantom thoraks dengan variasi ketebalan jaringan lunak di bagian depan pasien, ditunjukkan oleh Gambar 5. Hasil simulasi PDD menunjukkan terjadinya pergeseran letak kedalaman untuk dosis maksimal. Pada ketebalan jaringan lunak pada dinding thoraks 1 cm, dosis maksimum terjadi pada kedalaman 1 cm, sementara pada ketebalan jaringan lunak 2-5 cm dosis maksimum terjadi pada kedalaman 1,6 cm. Tampak juga bahwa terjadi penurunan dosis secara cepat pada daerah tulang, dan sebaliknya dosis lebih landai saat melewati lapisan udara. Evaluasi terhadap pengaruh variasi ketebalan jaringan lunak dilakukan pada lapisan paru-paru yaitu pada kedalaman 10 cm (tabel 2). Hasil tersebut menunjukkan penurunan dosis yang sebanding dengan penambahan ketebalan jaringan lunak pada dinding fantom (bagian anterior). Pada kedalaman fantom 10 cm penurunan dosis relatif berkisar antara 3,84% - 5,59%.



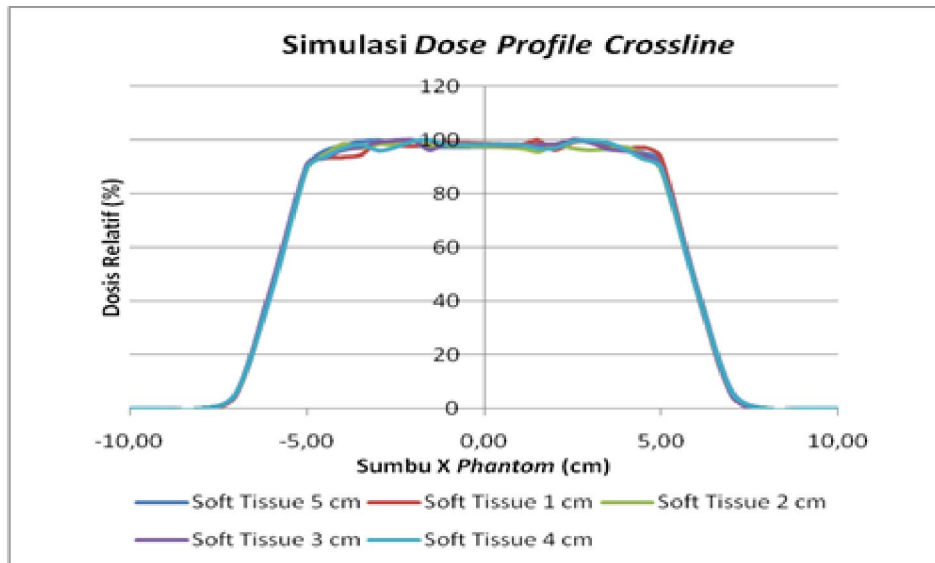
Gambar 3. Grafik PDD hasil simulasi dan pengukuran



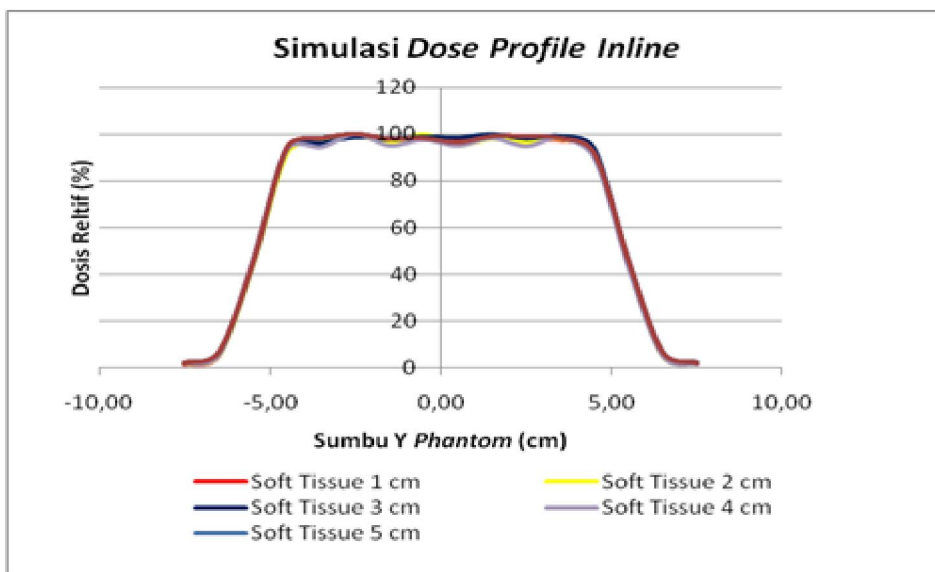
Gambar 4. Grafik deviasi hasil simulasi dengan hasil pengukuran



Gambar 5. PDD pada fantom thoraks untuk variasi ketebalan jaringan lunak



Gambar 6. Grafik simulasi profil dosis pada arah *crossline* pada fantom thoraks



Gambar 7. Grafik simulasi profil dosis pada arah *inline* pada fantom thoraks

Kurva profil dosis untuk arah sumbu-X (*crossline*) pada fantom thoraks ditunjukkan oleh Gambar 6, sementara untuk arah Sumbu-Y (*inline*) ditunjukkan oleh Gambar 7. Bentuk distribusi profil dosis untuk *crossline* pada fantom thoraks memiliki kecenderungan mendatar meskipun terdapat beberapa nilai fluktuatif di beberapa titik. Berbeda dengan gambar 7 yang menunjukkan grafik profil dosis untuk *inline*, dimana terjadi fenomena terimaan dosis yang fluktuatif menyerupai gelombang. Perbedaan bentuk profil dosis antara *crossline*

dan *inline* ini disebabkan oleh bentuk susunan geometri fantom thoraks, sebagaimana pada Gambar 2.

Tabel 2. Dosis relatif pada fantom thoraks untuk variasi ketebalan jaringan lunak

Kedalaman (cm)	Dosis relatif untuk variasi ketebalan jaringan lunak (%)				
	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
1.0	100	96.52	97.92	96.79	96.46

1.6	97.74	100	100	100	100
5.0	91.76	88.49	84.52	80.61	88.51
10	79.83	76.19	74.90	73.23	70.89
20	54.66	51.47	53.13	54.47	51.72

KESIMPULAN

Dari penelitian yang telah dilakukan, dapat ditarik kesimpulan:

Grafik PDD pada fantom thoraks menunjukkan penurunan dosis yang relatif tajam di daerah tulang, sedangkan di daerah paru-paru penurunan dosis, relatif lebih landai dibandingkan pada kurva PDD di fantom air yang homogen.

Variasi ketebalan jaringan lunak pada fantom thoraks mengubah deposit dosis pada lapisan paru-paru dengan perbedaan presentase 3,84% - 5,59%.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Susworo R., 2007, *Radioterapi: Dasar-dasar Radioterapi, Tata Laksana Radioterapi Penyakit Kanker*, Jakarta: UI-Press.

[2] Tjokronagoro M., 2001, *Biologi Sel Tumor Maligna*. Fakultas Kedokteran UGM.

[3] Suntharalingam N., Podgorsak E.B., and Hendry J.H., 2005, *Basic Radiobiology*, in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Ed. Podgorsak E.B. Vienna: Publishing Section IAEA, 161-217.

[4] Khan F.M., 2003, *The Physics of Radiation Therapy*, 3th Edition, USA : Maple Press

[5] Saw C.B., 2004, *Foundation of Radiological Physics*. Nebraska: C.B Saw Publishing.

[6] Metcalfe P., Kron T., Hoban P., 2007, *The Physics of Radiotherapy X-Rays and Electrons*. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.

[7] AAPM., 2004, *Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams*, Report No.85, Medical Physics Publishing

[8] Sheikh-Bagheri D. and Rogers D.W.O., 2002, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beams spectra using the BEAM code*, Med. Phys. 29 (3).

[9] Rogers D.W.O., Ma C.M., Walters B., Ding G.X., Sheikh-Bagheri D., and Zhang G.,

2001, *BEAMnrc Users Manual*, NRCC Report PIRS-0509(A)revF, Canada: National Research Council of Canada.

[10] Walters B.R.B. and Rogers D.W.O., 2002, *DOSXYZnrc Users Manual*, Technical Report PIRS-794. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada.

[11] Greene D. and Williams P.C., 1997, *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. Bristol: Medical Science Series, institute of Physics Publishing.

[12] Anam C., 2011, *Kajian Spektrum Sinar-X 6 MV Menggunakan Simulasi Monte Carlo*, Berkala Fisika Vol. 14, No. 2, hal 49- 54

[13] Sego Z., 2006, *Multiple-source Models for the Beams from an Elekta SL25 Clinical Accelerator*, Carleton University Thesis, Ottawa, Canada.9.