

SIMULASI MONTE CARLO UNTUK MENENTUKAN DOSIS SINAR-X 6 MV PADA KETAKHOMOGENAN MEDIUM JARINGAN TUBUH

Alfian Rizani¹, Wahyu Setia Budi² dan Choirul Anam²

¹ Instalasi Radioterapi RSUD Ulin Banjarmasin

² Jurusan Fisika Universitas Diponegoro Semarang

Abstract

Study on dose distribution of human body at 6 MV X-ray beam has been done using Monte Carlo Simulation. This study is aimed to define dose distribution of soft tissues, lungs and bones also corrections factor due to tissue inhomogeneity.

The study was conducted by Monte Carlo Simulation using EGSnrc software, i.e. BEAMnrc and DOSXYZnrc. The linear accelerator head was simulated by BEAMnrc with SSD 100 cm and field size 10 x 10 cm². The calculating of radiation dose distribution at homogen and nonhomogen phantom that have size 40 x 40 x 40 cm³ in tissues of human body, such as soft tissues, lungs and bones were made by using DOSXYZnrc. Nonhomogen phantom of human body was made by insert lungs or bones with thickness 10 cm in soft tissues at depth of 5 cm – 14 cm.

It is obtained that the dose distribution of soft tissue and water phantom have same characteristic which both of them have maximum dose (D_{max}) at depth of 1,5 cm. Inserting of lungs with a thickness of 10 cm in soft tissue results to the increasing of dose until 12,2 % and inserting of bones with the same thickness with lungs results to decreasing of dose until 10,3 %. The range of correction factor due to inserting lungs is 1,00–1,27 and for bone is 0,81–1,05.

Keywords: Monte Carlo Simulation, PDD (Percentage Depth Dose), corrections factor

Abstrak

Studi tentang distribusi dosis dalam tubuh manusia akibat radiasi sinar-x 6 MV telah dilakukan menggunakan simulasi Monte Carlo. Tujuan studi ini adalah untuk penentuan distribusi dosis pada jaringan lunak, paru-paru dan tulang serta menentukan faktor koreksi akibat adanya inhomogenitas jaringan.

Penelitian ini dilakukan dengan simulasi Monte Carlo menggunakan program EGSnrc, yaitu BEAMnrc dan DOSXYZnrc. Kepala linac didesain menggunakan BEAMnrc, dengan SSD 100 cm dan luas lapangan radiasi 10 x 10 cm². Sementara perhitungan distribusi dosis radiasi pada fantom homogen dan non homogen, yang volumenya 40 x 40 x 40 cm³ yang terdiri dari jaringan lunak, paru-paru dan tulang dilakukan menggunakan DOSXYZnrc. Fantom nonhomogen dibuat dengan menyisipkan paru-paru atau tulang setebal 10 cm di dalam jaringan lunak mulai dari kedalaman 5 cm sampai 14 cm.

Dalam penelitian ini diperoleh karakteristik distribusi dosis yang sama antara hasil simulasi pada fantom jaringan lunak dan fantom air dimana keduanya memiliki dosis maksimum (D_{maks}) di kedalaman 1,5 cm. Penyisipan paru-paru setebal 10 cm di dalam jaringan lunak mengakibatkan peningkatan dosis sampai 12,2% dan penyisipan tulang setebal 10 cm di dalam jaringan lunak mengakibatkan penurunan dosis sampai 10,3%. Rentang faktor koreksi yang dihasilkan akibat penyisipan paru-paru yaitu 1,00-1,27 dan untuk tulang 0,81–1,05.

Kata kunci: Simulasi Monte Carlo, PDD (Percentage Depth Dose), Faktor koreksi

Pendahuluan

Penggunaan radiasi sebagai salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker telah berkembang dengan sangat pesat [1]. Aplikasi radiasi ini memerlukan kajian biologi yaitu tentang interaksi antara sinar yang diberikan dengan jaringan tumor maupun jaringan

sehat dan juga kajian fisika yaitu tentang sifat berbagai sumber radiasi medik.

Pada pengobatan penyakit kanker digunakan radiasi yang dapat menimbulkan ionisasi dalam jaringan [2]. Radiasi pengion, baik partikel maupun gelombang elektromagnetik, yang berinteraksi dengan jaringan hidup

akan mendeposit energinya ke jaringan tubuh [3,4].

Tubuh manusia terdiri dari berbagai jaringan dan rongga dengan perbedaan bentuk fisik dan sifat radiologi [5]. Dalam perspektif dosimetri radiasi, keberadaan medium tidak homogen seperti jaringan lunak, paru-paru dan tulang harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan medium air [6]. Untuk memaksimalkan manfaat dari terapi radiasi adalah penting bahwa dosis serap yang dikirimkan ke semua jaringan yang di radiasi dengan kehomogenitasan, harus diprediksi secara akurat. Perubahan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan 10% sampai 20% pada kemungkinan kontrol tumor. Demikian pula perubahan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan 20% sampai 30% pada tingkat komplikasi jaringan normal [5]. Penerapan koreksi inhomogenitas jaringan dapat mengurangi ketidakpastian pemberian dosis [1].

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) merekomendasikan bahwa dosis yang diberikan dalam terapi pasien mempunyai ketidakakuratan yang diperbolehkan berada pada jangkauan $\pm 5\%$ [6].

Perhitungan dosis radiasi dapat dilakukan dengan metode Monte Carlo yang salah satu softwarena EGS. Versi terbaru dari EGS adalah EGSnrc, yang merupakan pengembangan dari versi sebelumnya, EGS4 [7]. EGSnrc ini memiliki fleksibilitas yang sangat besar yang dapat membuat pengguna tidak harus mengetahui terlalu dalam mengenai program tersebut untuk menjalankan simulasi. EGSnrc ini juga tidak hanya ditujukan untuk pengguna Linux/Unix saja, tapi dapat juga digunakan pada *Windows environment*. EGSnrc memiliki beberapa *User Code*, diantaranya BEAMnrc untuk simulasi transport partikel pada geometri

treatment head radiation [8] dan DOSXYZnrc untuk pemodelan transport partikel pada elemen volum (*voxel*) fantom yang telah disiapkan dalam 3D [9]. EGS ini memanfaatkan sistem perhitungan Monte Carlo yang dianggap cukup akurat untuk menangani berbagai proses fisis yang terjadi pada saat pendistribusian dosis tersebut, dengan menggunakan *cross-section* sebagai fungsi peluang [7]. Riset ini berupaya untuk mengetahui distribusi dosis akibat adanya ketidak-homogenan jaringan menggunakan program EGSnrc.

Landasan Teori Ketidakhomogenan Jaringan

Tubuh manusia yang terdiri dari berbagai jaringan dan rongga dengan perbedaan bentuk fisik dan sifat radiologi. Yang paling penting diantaranya dalam perspektif dosimetri radiasi, keberadaan medium tidak homogen seperti jaringan lunak, paru-paru dan tulang. Jaringan-jaringan tersebut harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan medium air [6].

Dalam perhitungan dosis konvensional, pertama-tama dalam perhitungan distribusi dosis, diasumsikan pasien terdiri dari jaringan homogen dengan kerapatan seperti air, kemudian dilakukan koreksi adanya ketidakhomogenan jaringan. Faktor koreksi ketidakhomogenan (ICF) digunakan untuk pengaturan perbaikan dalam perhitungan distribusi dosis pada berbagai kerapatan jaringan [6]. Koreksi ketidakhomogenan dituliskan:

$$ICF = \frac{D_{nh}}{D_h} \quad (1)$$

Dengan D_h adalah dosis dalam medium homogen dan D_{nh} adalah dosis dalam medium nonhomogen.

Penerapan koreksi ketidakhomogenan jaringan dapat mengurangi ketidakpastian pemberian

dosis. Koreksi ketidakhomogenan ini diklasifikasikan menjadi 4 kategori [6], yaitu deposisi energi lokal untuk 1D, deposisi energi local untuk 3D, deposisi energi non-lokal 1D, dan deposisi energi non-lokal 3D. Metode yang masuk pada kategori deposisi energy non-lokal 3D adalah metode superposisi-konvolusi dan monte carlo [6].

Simulasi Monte Carlo

Metode monte carlo merupakan teknik metode numerik yang didasarkan pada sampling bilangan random untuk mensimulasikan proses stokastik [10,11]. Saat ini, metode Monte Carlo banyak diterapkan untuk transportasi radiasi. Berikut ini adalah beberapa kelebihan metode Monte Carlo: algoritma mendekati kondisi real transportasi radiasi, yaitu dengan cara mengikuti transportasi radiasi *step by step* sampai energi radiasi sangat rendah; algoritma relatif simpel, sehingga dalam melakukan *coding* dan *debugging* dapat dilakukan relatif mudah; jika algoritma sudah sesuai, maka tingkat akurasi ditentukan oleh akurasi data *cross section*, sehingga data *cross section* dapat di-*update* tanpa harus mengubah algoritma yang ada; dan metode simulasi Monte Carlo adalah metode “mikroskopik”, sehingga geometri medium tidak mempengaruhi algoritma Monte Carlo. Karena itu simulasi Monte Carlo dapat digunakan untuk medium yang kompleks.

Dalam proses simulasi foton dengan metode monte carlo, simulasi dilakukan satu demi satu. Setiap foton memiliki posisi, arah gerak dan energi. Data tersebut disimpan dalam *stack*. Transportasi foton dari satu posisi ke posisi berikutnya dinamakan *step*. Setelah partikel mengalami satu *step*, data partikel (posisi, arah partikel dan energi) diperbaharui.

Dalam setiap step, dihitung jarak tempuh foton sampai mengalami interaksi (*distance to the next*

interaction). Dalam setiap step, foton ditranspotasikan menempuh jarak secara acak. Probabilitas jarak tempuh foton sampai mengalami interaksi, diberikan oleh persamaan:

$$x = -\frac{1}{\sigma_T(E)} \ln(\xi) \quad (2)$$

dengan $\sigma_T(E)$ merupakan *cross-section* total dan ξ adalah bilangan random dengan nilai dari 0 sampai 1.

Setelah satu *step* ditempuh, kemudian dilakukan pemilihan tipe interaksi, apakah efek foto listrik, efek Compton, produksi pasangan atau hamburan Rayleigh. Tipe interaksi ini juga dipilih secara *random*, yaitu dengan persamaan:

$$f(i) = \frac{\sum_{j=1}^i \sigma_j}{\sum_{j=1}^n \sigma_j}, \quad n \geq i \quad (3)$$

dengan n adalah total interaksi, i adalah bilangan bulat untuk menggambarkan nomor interaksi (misal 1 untuk efek foto listrik, 2 untuk efek Compton, 3 untuk produksi pasangan, dan 4 untuk hamburan Rayleigh), dan $\sum_{j=1}^n \sigma_j$ merupakan *cross-section* total.

Setelah itu dibangkitkan bilangan *random*, untuk menentukan tipe interaksi.

$$f(i-1) < \xi < f(i) \quad (4)$$

Setelah tipe interaksi dipilih, selanjutnya adalah pemilihan sudut partikel dan energi baru yang dimiliki foton tersebut. Pemilihan sudut dan energi ini juga peristiwa *random*, yang probabilitasnya dipengaruhi energi awal foton dan medium yang dilalui.

Sebagai hasil dari tiap interaksi, bisa jadi tercipta partikel baru (*new*

particle). Ketika partikel baru tercipta, maka posisi, arah dan energi partikel yang tercipta ditambahkan kedalam *stack*.

EGSnrc

EGSnrc merupakan program untuk mensimulasikan transportasi foton, elektron, dan positron dengan metode Monte Carlo [7]. EGSnrc merupakan pengembangan dari EGS4 oleh *National Research Council of Canada* (NRCC) yang dapat digunakan untuk mensimulasikan foton dari energi 1 KeV hingga ratusan GeV, dan mensimulasikan transportasi elektron dari puluhan KeV hingga ratusan GeV.

Program Monte Carlo yang dibuat menggunakan EGSnrc, diantaranya BEAMnrc, DOSXYZnrc, dan BEAMDP. BEAMnrc merupakan program yang sudah dibuat dengan modul-modul tertentu, sehingga *user* tidak perlu mendesain geometri dari awal. BEAMnrc ini sangat berguna untuk mendesain kepala akselerator. DOSXYZnrc adalah program untuk menentukan dosis yang dideposit pada medium dengan voxel (*volume element*) berbentuk *rectilinear*.

Metode Penelitian

Pada penelitian ini menggunakan paket program EGSnrc, yaitu BEAMnrc dan DOSXYZnrc. Pemodelan transport partikel pada geometri kepala akselerator Linac Elekta yang menghasilkan berkas sinar-X 6 MV menggunakan program BEAMnrc. Data geometri Linac dan bahan diambil dari *SL Series Linac Physics Manual* yang dikeluarkan oleh *Elekta Oncology Systems*, selain itu untuk data lain yang tidak disebutkan dalam *SL Series Linac Physics Manual* dilakukan dengan cara merujuk hasil studi simulasi penelitian yang terdahulu [12]. Dalam riset ini linac di-set dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan SSD 100 cm, sementara energi *cut-off* elektron AE (*electron cut-off energy*) di-set sebesar 0.521 MeV dan untuk energi *cut-off*

foton AP (*photon cut-off energy*) di-set 0.01 MeV. Output dari simulasi tahapan ini adalah data ruang fase (*phase space file*).

Pada berikutnya dilakukan pemodelan fantom yang berukuran $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ dan perhitungan dosis radiasi yang diserap di dalam elemen volume fantom. Tahap ini dilakukan dengan menggunakan program DOSXYZnrc dan sumber radiasinya adalah sinar-x yang keluar dari kepala akselerator yang disimpan dalam *phase space file*. Dosis yang dihitung dengan DOSXYZnrc ini merupakan dosis pada arah sumbu-z yang dikenal dengan istilah PDD (*Percentage Depth Dose*) dan dosis pada arah horizontal (*profile*).

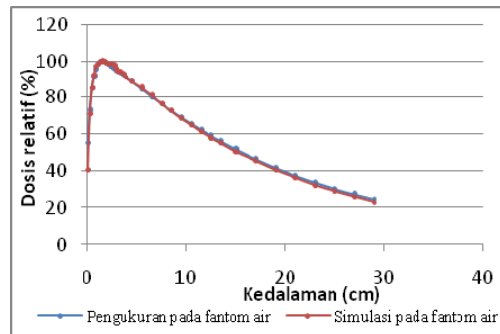
Sebelum dilakukan simulasi untuk perhitungan dosis pada jaringan nonhomogen, dilakukan *commissioning* hasil simulasi monte carlo dengan hasil pengukuran secara langsung yang dilakukan oleh BATAN terhadap pesawat Linac Elekta di RSUP dr. Sardjito Yogyakarta, untuk fantom air, ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD 100 cm [13].

Selanjutnya dilakukan perhitungan dosis menggunakan simulasi monte carlo pada fantom tubuh manusia terdiri dari jaringan lunak, tulang dan paru-paru. Fantom terdiri dari dua desain, yaitu homogen dan nonhomogen, berukuran $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$. Fantom nonhomogen dibuat dengan menyisipkan paru-paru atau tulang setebal 10 cm di dalam jaringan lunak mulai dari kedalaman 5 cm sampai 14 cm.

Hasil Dan Pembahasan

Hasil simulasi pada penelitian ini berupa grafik PDD untuk melihat karakteristik distribusi dosis pada medium air dan jaringan tubuh manusia seperti jaringan lunak, paru-paru dan tulang baik pada fantom homogen maupun nonhomogen. Untuk menguji keakuratan hasil simulasi Monte Carlo, kurva PDD hasil simulasi dibandingkan

dengan data pengukuran yang tersedia. Hasil perbandingan PDD hasil simulasi monte carlo dan pengukuran untuk medium air, ditunjukkan oleh Gambar 1.

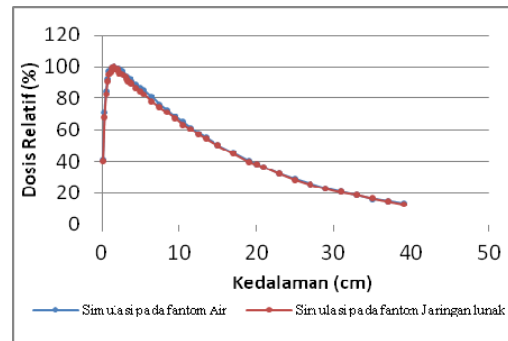


Gambar 1. Grafik PDD pada berbagai kedalaman dari hasil pengukuran dan simulasi monte carlo pada fantom air

Dari Gambar 1. diketahui bahwa persentase perbedaan antara dosis hasil simulasi monte carlo dibandingkan dengan dosis hasil pengukuran, sampai kedalaman 20 cm nilainya dibawah 3 %, sementara kedalaman lebih dari 20 cm nilai persentase perbedaan dibawah 5%. Dengan demikian dapat dikatakan bahwa model yang dibuat dalam simulasi ini masih cukup valid.

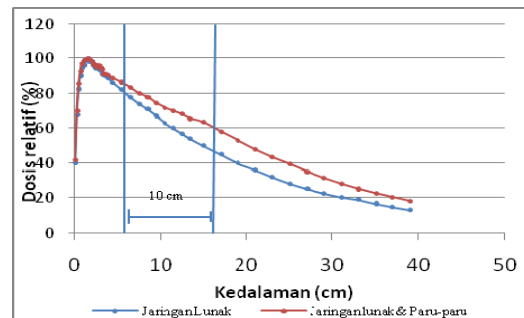
Selanjutnya adalah penentuan karakteristik dosis jaringan lunak. Selama ini diasumsikan bahwa jaringan lunak memiliki karakteristik seperti air, karena itu fantom yang dipakai untuk keperluan sehari-hari menggunakan air. Hasil PDD untuk jaringan lunak homogen dan air homogen dapat dilihat pada Gambar 2.

Terlihat bahwa kurva PDD jaringan lunak memiliki pola yang sama dengan PDD pada medium air, yaitu dosis awalnya rendah, lalu naik sampai puncak pada kedalaman tertentu, setelah itu turun secara eksponensial. Dosis pada semua titik memiliki nilai relatif sama dengan air, yaitu dengan perbedaan dibawah 3%. Dari fakta ini dapat dikatakan bahwa jaringan lunak memiliki karakteristik dosis sama dengan air.



Gambar 2. Grafik PDD pada berbagai kedalaman dari hasil simulasi pada fantom air dan jaringan lunak

Dalam perspektif dosimetri radiasi, keberadaan medium nonhomogen pada tubuh manusia seperti paru-paru dan tulang harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan fantom air homogen yang identik dengan jaringan lunak. Adapun perbandingan grafik PDD antara fantom jaringan lunak homogen dan jaringan lunak yang di dalamnya terdapat paru-paru dengan ketebalan 10 cm dapat dilihat pada Gambar 3.



Gambar 3 Grafik perbandingan PDD pada fantom homogen (jaringan lunak) dan nonhomogen (jaringan lunak dan paru-paru)

Dari Gambar 3. tampak bahwa adanya paru-paru pada jaringan lunak, mengubah besarnya dosis pada semua daerah, bukan hanya berpengaruh pada perubahan dosis pada paru-paru dan setelahnya saja, tetapi juga berpengaruh pada daerah sebelum paru-paru.

Perubahan dosis pada daerah sebelum paru-paru adalah karena faktor hamburan balik. Sementara dosis pada daerah paru-paru tampak lebih tinggi, ini terjadi karena elektron yang tercipta pada daerah jaringan lunak sebelum paru-paru, lebih sedikit mengalami interaksi, karena paru-paru banyak berisi udara. Sementara dosis pada daerah setelah paru-paru yang lebih tinggi, merupakan konsekuensi dari banyaknya elektron yang sampai pada daerah tersebut, karena hanya sedikit yang terserap pada daerah paru.

Untuk nilai dosis pada jaringan lunak homogen dan jaringan lunak yang terdapat paru-paru dapat dilihat pada Tabel 1.

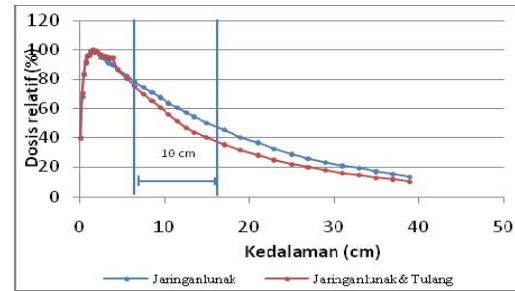
Tabel 1. Dosis untuk berbagai kedalaman pada fantom homogen (jaringan lunak) dan nonhomogen (jaringan lunak dan paru-paru) serta faktor koreksi pada jaringan nonhomogen

h (cm)	Dosis relatif (%)		Dev (%)	CF
	Homogen	Non Homogen		
1,0	95,882	98,060	-2,178	1,02
2,0	98,542	98,854	-0,312	1,00
3,0	94,168	95,591	-1,423	1,01
4,0	89,042	90,852	-1,810	1,02
5,0	84,562	88,007	-3,445	1,04
6,0	80,274	85,273	-4,999	1,06
7,0	76,158	82,010	-5,852	1,08
8,0	72,641	79,189	-6,548	1,09
9,0	69,211	76,367	-7,156	1,10
10	65,437	73,28	-7,843	1,12
11	61,921	71,076	-9,155	1,15
12	58,833	69,224	-10,391	1,18
13	55,746	67,019	-11,273	1,20
14	52,843	65,086	-12,243	1,23
15	50,086	63,668	-13,582	1,27

Tabel 1. memperlihatkan bahwa penyisipan paru-paru setebal 10 cm di dalam jaringan lunak mengakibatkan peningkatan dosis, pada kedalaman 5 cm

sebesar 3,4 % sampai pada kedalaman 14 cm sebesar 12,2 %.

Sementara grafik PDD antara fantom jaringan lunak homogen dan jaringan lunak yang di dalamnya terdapat tulang dengan ketebalan 10 cm dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 4. Grafik perbandingan PDD pada fantom homogen (Jaringan lunak) dan nonhomogen (Jaringan lunak dan tulang)

Tabel 1. Dosis untuk berbagai kedalaman pada fantom homogen (jaringan lunak) dan nonhomogen (jaringan lunak dan tulang) serta faktor koreksi pada jaringan nonhomogen

h (cm)	Dosis relatif (%)		Dev (%)	CF
	Homogen	Non Homogen		
1,0	95,882	96,273	-0,391	1,00
2,0	98,542	98,96	-0,418	1,00
3,0	94,168	95,407	-1,239	1,01
4,0	89,042	93,183	-4,141	1,05
5,0	84,562	83,362	1,200	0,98
6,0	80,274	77,729	2,545	0,97
7,0	76,158	72,443	3,715	0,95
8,0	72,641	67,591	5,050	0,93
9,0	69,211	62,912	6,299	0,91
10	65,437	58,212	7,205	0,89
11	61,921	53,553	8,368	0,86
12	58,833	49,133	9,700	0,83
13	55,746	45,32	10,426	0,81
14	52,843	42,531	10,312	0,80
15	50,086	40,208	9,878	0,80

Sedangkan pada pemberian tulang setebal 10 cm di dalam jaringan lunak mengakibatkan penerimaan dosis mengalami penurunan, pada kedalaman 5 cm sebesar 1,2 % sampai pada kedalaman 14 cm sebesar 10,3 %.

Sedangkan rentang faktor koreksi sebagai akibat adanya paru-paru setebal 10 cm di dalam jaringan lunak dari 1,00 – 1,27 dan tulang dari 0,81 – 1,05 pada berkas sinar-X 6 MV.

Kesimpulan

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

1. Distribusi dosis pada fantom jaringan lunak sama dengan distribusi dosis pada fantom air, keduanya juga memiliki dosis maksimum (D_{maks}) di kedalaman 1,5 cm
2. Pada kondisi inhomogenitas jaringan perubahan dosis serap tidak hanya terjadi setelah jaringan inhomogen akan tetapi juga pada sebelum jaringan inhomogen dan di jaringan inhomogen itu sendiri.
3. Keberadaan paru-paru setebal 10 cm pada fantom nonhomogen di kedalaman 5 cm sampai 14 cm menyebabkan penerimaan dosis mengalami peningkatan mulai dari 3,4 % sampai 12,2 % dan untuk tulang dengan ketebalan yang sama menyebabkan dosis mengalami penurunan dari 1,2 % sampai 10,3 %.
4. Rentang faktor koreksi untuk keberadaan paru-paru setebal 10 cm yaitu dari 1,00 - 1,27 dan untuk tulang dengan ketebalan yang sama dari 0,81 – 1,05.

Daftar Pustaka

- [1] Susworo, R., "Radioterapi: Dasar-Dasar Radioterapi, Tata Laksana Radioterapi Penyakit Kanker", Jakarta : UI-Press, 2007
- [2] Saw, C. B., "Foundation of Radiological Physic", Nebraska: C.B Saw Publishing, 2004
- [3] Metcalfe P., Kron T., Hoban P., "The Physics of Radiotherapy X-Rays and Electrons", Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2007
- [4] Johns H. E. and Cunningham J. R., "The Physics of Radiology", Illinois, USA: Charles C Thomas Publisher, Springfield, 1983
- [5] Podgorsak E. B., "External Photon Beams: Physical Aspects", in *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, edited by E. B. Podgorsak, pages 161-217. Vienna, Austria: Publishing Section IAEA, 2005
- [6] AAPM., "Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams", Report No.85, Medical Physics Publishing, 2004
- [7] Kawrakow I. and Rogers D. W. O., "The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Elektron and Photon Transport, Technical Report PIRS-701", Ottawa, Canada, 2000
- [8] Rogers D. W. O., Ma C. M., Walters B., Ding G. X., Sheikh-Bagheri D., and Zhang G., "BEAMnrc Users Manual", NRCC Report PIRS-0509(A)revF, Canada: National Research Council of Canada, 2001.
- [9] Walters B. R. B. and Rogers D.W.O., "DOSXYZnrc Users Manual", Technical Report PIRS-794. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada, 2002
- [10] Ahnesjo A. and Aspradakis M. M., "Dose Calculations for External Photon Beams in Radiotherapy", *Phys. Med. Biol.*44, 1999

- [11] Siebers J. V., Keall P. J., Kawrakow I., "Monte Carlo Dose Calculations for External Beam Radiation Therapy, in The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologist", edited by J. Van Dyk, pp. 91-130. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2005
- [12] Anam C., "Kajian Spektrum Sinar-X 6 MV Menggunakan Simulasi Monte Carlo", Jurnal Berkala Fisika Vol. 14, No.2, pp. 49-54, 2011
- [13] BATAN., "Laporan Penentuan Dosis Serap Pada Berkas Foton Energi Tinggi", RSUP Dr Sardjito Yogyakarta, 2010