

Kajian Spektrum Sinar-X 6 MV Menggunakan Simulasi Monte Carlo

Choirul Anam

Email: anamfisika@gmail.com

Laboratorium Fisika Medis, Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Diponegoro Semarang

Abstract

X-ray spectra produced by Elekta Linac for 6 MV beam have been evaluated using Monte Carlo simulation.

In this simulation, Linac head was modeled using BEAMnrc code. X-ray spectra, fluence vs position, and energy fluence vs position were determined using BEAMDP code. In this simulation, the SSD (source skin distance) was 90 cm and the field size of radiation was $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Energy electrons arriving at the target (incident electron) was varied 5.7 MeV, 6.0 MeV, 6.3 MeV and 6.6 MeV. As for the radial intensity, FWHM values varied 1.0 mm, namely 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm and 2.0 mm. X-ray spectra were determined at the surface of the phantom.

It was found that the curve 6 MV X-ray spectra has a shape not symmetry with an average energy of about 2 MeV. In the spectra there is no energy X-ray radiation value exceeds the kinetic energy of incident electrons. X-ray spectra is not affected by the width of electron beam striking on the target. If the electron energy increases, it will generate increased fluence and energy fluence, but no effect on the penumbra region (the edge of field size). If the electron beam width increases, it will result in the radiation field edge becomes less sharp or penumbra widening.

Keywords — Monte Carlo Simulation, X-ray spectra, Linear Accelerator

Intisari

Spektrum sinar X yang dihasilkan oleh Linac Elekta untuk berkas 6 MV dengan telah dievaluasi menggunakan simulasi Monte Carlo.

Dalam simulasi ini, pemodelan kepala Linac menggunakan program BEAMnrc. Spektrum energi sinar X, fluence vs posisi, dan fluence energi vs posisi ditentukan menggunakan program BEAMDP. Dalam simulasi ini, SSD (source skin distance) sebesar 90 cm, luas lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Energi elektron yang datang pada target (incident electron) divariasikan 5.7 MeV, 6.0 MeV, 6.3 MeV, dan 6.6 MeV. Sementara untuk intensitas radial, nilai FWHM divariasikan 1.0 mm, yaitu 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, dan 2.0 mm. Spektrum energi sinar X ditentukan tepat berada di permukaan fantom.

Diperoleh bahwa kurva spektrum sinar X 6 MV memiliki bentuk tidak simetri dengan rata-rata energi sekitar 2 MeV. Dalam spektrum sinar X tidak ada energi radiasi yang nilainya melebihi energi kinetik elektron datang. Spektrum sinar X tidak dipengaruhi oleh lebar berkas elektron yang menumbuk target. Semakin besar energi elektron yang menumbuk target menghasilkan fluence dan fluence energi yang lebih besar, namun tidak berpengaruh pada daerah penumbra (pinggir lapangan radiasi). Sementara semakin lebar berkas elektron mengakibatkan pinggir lapangan radiasi semakin kurang tajam atau penumbra semakin lebar.

Kata kunci — Simulasi Monte Carlo, Spektrum sinar X, Accelerator Linier

PENDAHULUAN

Radiasi pengion dimanfaatkan untuk pengobatan penyakit kanker karena interaksi radiasi pengion dengan jaringan dapat mengakibatkan kematian sel, baik secara langsung atau tidak langsung [1,2]. Hal inilah dasar penggunaan radioterapi. Radioterapi memanfaatkan sifat sensitivitas sel

kanker, dimana sebagian sel kanker lebih sensitif dibandingkan sel sehat. Oleh karena itu, terapi dengan radiasi merupakan salah satu metode pengobatan kanker yang umum digunakan selama ini.

Dalam prakteknya ada dua jenis radioterapi yaitu brakhiterapi dan teleterapi [1,3]. Brakhiterapi adalah suatu teknik terapi kanker dengan

menggunakan zat radioaktif dari dalam tubuh pasien, sehingga penyinaran dilakukan dari jarak “dekat”. Sedangkan teleterapi adalah teknik terapi kanker dengan penyinaran dari luar tubuh pasien, yang dapat diartikan penyinaran dilakukan dari jarak “jauh” [3].

Pada umumnya, radiasi yang digunakan dalam teleterapi adalah elektron atau foton. Radiasi elektron dihasilkan oleh pesawat Linac (*linier accelerator*), sedangkan radiasi foton dapat dihasilkan oleh pesawat teleterapi Cobalt-60 atau oleh pesawat Linac [4, 5].

Linac menggunakan frekuensi tinggi gelombang elektromagnet untuk mempercepat elektron. Elektron energi tinggi yang dihasilkan dapat digunakan untuk terapi tumor dekat permukaan, atau dikenakan target untuk menghasilkan sinar X energi tinggi yang digunakan untuk terapi tumor pada kedalaman tinggi.

Penelitian ini dimaksudkan untuk mengevaluasi spectrum sinar X yang dihasilkan oleh Linac Elekta untuk berkas 6 MV dengan menggunakan simulasi Monte Carlo.

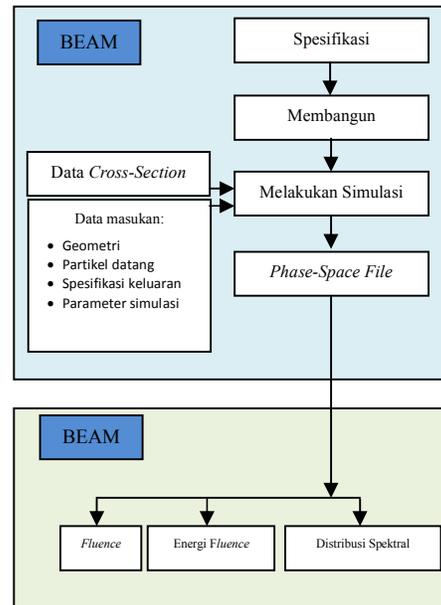
Terdapat beberapa metode untuk mendapatkan spectrum sinar X, namun metode Monte Carlo masih dianggap paling komprehensif dan paling akurat [6]. Sebelum ini telah dilakukan riset yang serupa, diantaranya: Simulasi Monte Carlo untuk mengetahui efek kekasaran permukaan pada spectrum sinar X [7] dan simulasi Monte Carlo untuk mengetahui spectrum sinar X produksi pesawat Linac merek Elekta, Siemen dan Varian untuk energy 4-25 MV [6].

Metode Penelitian

Metode Monte Carlo merupakan teknik metode numerik yang didasarkan pada sampling bilangan *random* untuk mensimulasikan proses stokastik [8]. Metode Monte Carlo banyak diterapkan

di berbagai bidang, diantaranya bidang fisika medis, khususnya radioterapi.

Simulasi Monte Carlo untuk mengevaluasi spectrum sinar X yang dihasilkan oleh Linac Elekta untuk berkas 6 MV dilakukan dengan menggunakan program paket EGSnrc, yang terdiri dari BEAMnrc dan BEAMDP (Gambar 1).



Gambar 1. Diagram urutan simulasi. Pemodelan kepala Linac dengan BEAMnrc, analisis *phase-space file* dengan BEAMDP, dan penentuan dosis dengan DOSXYZnrc.

Simulasi dilakukan dengan tahapan sebagai berikut: *Pertama*, mensimulasikan interaksi radiasi pada kepala akselerator. Pemodelan kepala akselerator menggunakan program BEAMnrc. Output dari simulasi tahap ini adalah data ruang fase (*Phase space file*). *Kedua*, melakukan analisis terhadap *phase space file*. Analisis ini dilakukan dengan menggunakan program BEAMDP. Dari BEAMDP ini didapatkan grafik *fluence* terhadap posisi, *fluence* energi terhadap posisi, dan distribusi spektral.

Untuk semua tahapan simulasi, energi *cut-off* elektron AE (*electron cut-off energy*) diset 0.521 MeV dan energi *cut-off* foton AP (*photon cut-off energy*) diset 0.01 MeV. Jumlah *incident electron* pada target untuk produksi sinar-X dipilih sejumlah 3×10^8 elektron. SSD (*skin source distance*) sebesar 90 cm dan ukuran lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Simulasi Linac Head

Simulasi kepala linac dilakukan menggunakan program BEAMnrc [9], dengan data geometri Linac berasal dari *SL Series Linac Physics Manual*. Komponen kepala Linac Elekta SL15 6 MV adalah target, blok target, kolimator primer, *flattening filter*, *monitor chamber*, cermin dan *jaws*.

Dalam BEAMnrc, komponen-komponen tersebut dapat dibuat dengan modul-modul tertentu. Komponen kepala linac dan Modul yang digunakan dalam BEAMnrc, ditunjukkan pada Tabel 1 di bawah ini.

Tabel 1. Komponen Linac dan modul yang digunakan dalam BEAMnrc untuk pemodelannya

| Komponen Linear Accelerator | CM dalam BEAMnrc code |
|------------------------------------|-----------------------|
| Target sinar-X | CONESTAK |
| Blok Target | SLABS |
| Kolimator primer | CONESTAK |
| <i>Flattening Filter</i> | FLATFILT |
| <i>Monitor Chamber</i> | CHAMBER |
| Cermin | MIRROR |
| Jaws (Kolimator Sekunder) | JAWS |
| Udara (antara Linac dengan Fantom) | SLABS |

Energi elektron yang datang pada target (*incident electron*) divariasikan pada nilai sekitar 6.0 MeV, yaitu 5.7 MeV, 6.0 MeV, 6.3 MeV, dan 6.6 MeV. Sementara untuk intensitas radial, nilai FWHM divariasikan pada nilai sekitar 1.0 mm, yaitu 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, dan 2 mm.

Penentuan Spektrum Sinar X

BEAMDP [10] dalam simulasi ini digunakan untuk analisis terhadap *phase space file*, yaitu untuk menentukan spektrum energi foton, *fluence* terhadap posisi, dan *fluence* energi terhadap posisi. Spektrum diamati dari energi 0.01 MeV, sampai 7.0 MeV. Spektrum energi kontaminasi elektron ditentukan pada permukaan fantom.

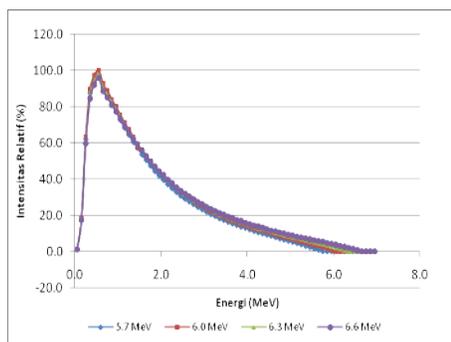
Hasil dan Analisis

Variasi Energi Elektron

Pada awalnya electron dibangkitkan dalam *electron gun*, lalu dipercepat dalam pemercepatan *waveguide* sehingga electron memiliki energi kinetik seperti yang diharapkan, lalu dibuat pencil beam melalui sistem transportasi di dalam kepala linac, dari sini kemudian dihasilkan berkas foton.

Kepala linac terdiri dari beberapa komponen. Berkas foton untuk aplikasi klinis dalam akselerator diproduksi oleh target sinar X. Spektrum berkas sinar X adalah pancaran bremsstrahlung dari target tipis (90% Tungsten dan 10% Rhenium, densitas 18.0 g/cm^3) dengan tebal 0.1 cm.

Spektrum sinar X di permukaan fantom untuk energi elektron datang (*incident electron*) 5.7, 6.0, 6.3, dan 6.6 MeV.dapat dilihat pada Gambar 2.



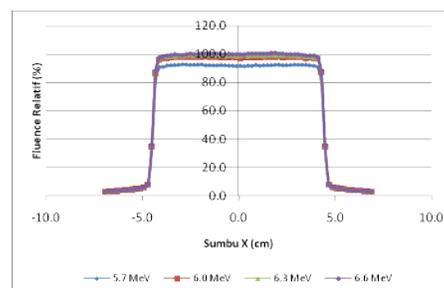
Gambar 2. Spektrum berkas radiasi untuk variasi energi elektron datang, yaitu 5.7, 6.0, 6.3 dan 6.6 MeV. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm.

Dari Gambar 2 tampak bahwa, pada awalnya *fluence* foton (intensitas) mengalami kenaikan secara cepat dan setelah sampai puncak kemudian mengalami penurunan secara perlahan. Pada energi rendah (dibawah energi puncak) foton mengalami atenuasi oleh materi target dan materi komponen lain dalam kepala linac sehingga tidak ada foton yang lolos, lalu fraksi yang lolos meningkat seiring dengan kenaikan energi foton. Sedangkan penurunan intensitas foton pada energi yang semakin tinggi (setelah energi puncak) adalah karena semakin sedikitnya fraksi elektron yang mendekati inti sehingga sinar X yang diproduksi juga semakin sedikit.

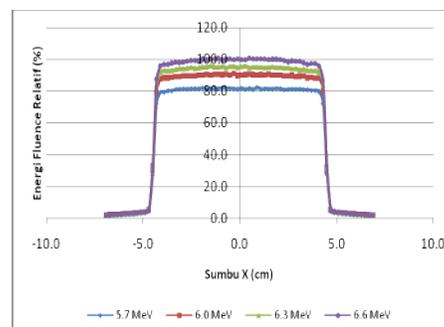
Dari Gambar 4.1 juga terlihat bahwa kurva tidak simetri dengan rata-rata energi sekitar 2 MeV. Tampak juga tidak ada energi radiasi yang nilainya melebihi energi kinetik elektron datang.

Sedangkan untuk *fluence* dan *fluence* energi untuk variasi energi kinetik elektron datang ditunjukkan oleh Gambar 3 dan Gambar 4. Dalam gambar tersebut tampak bahwa energi kinetik elektron yang lebih tinggi memiliki *fluence* dan *fluence* energi yang lebih besar. Fenomena ini sesuai dengan formula fraksi energi elektron yang diubah menjadi sinar-X bremsstrahlung

$f = kZE_k$ dengan k adalah konstanta, Z nomor atom target, dan E_k energi foton [11].



Gambar 3. Grafik *fluence* vs posisi pada permukaan medium untuk variasi energi kinetik elektron datang, sebesar 5.7, 6.0, 6.3, dan 6.6 MeV. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm.

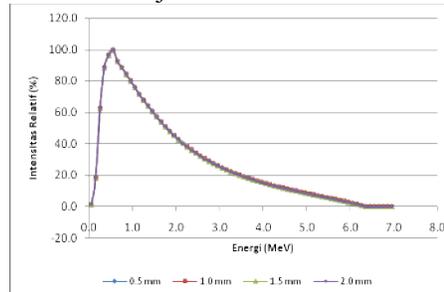


Gambar 4. Grafik *fluence* energi vs posisi pada permukaan medium untuk variasi energi kinetik elektron datang. Intensitas radial berkas elektron dengan FWHM 1.0 mm.

Variasi FWHM

Elektron yang menumbuk target sinar X memiliki distribusi spasial yang tidak homogen. Akan tetapi mengikuti distribusi normal. Dalam simulasi ini digunakan sumber electron *Parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution* yang karakteristiknya ditentukan oleh nilai FWHM (*full-width at half-maximum*). Dalam *SL Series Linac Physics Manual* dinyatakan bahwa nilai FWHM sebesar 1.0 mm, namun juga dinyatakan untuk dilakukan verifikasi terhadap nilai tersebut.

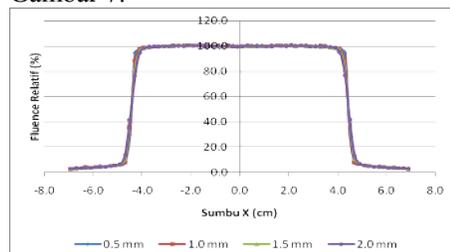
Dalam simulasi ini nilai FWHM divariasi 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm dan 2.0 mm. Spektrum sinar X untuk variasi FWHM ditunjukkan oleh Gambar 5.



Gambar 5. Spektrum berkas radiasi untuk intensitas radial berkas elektron dengan variasi FWHM 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 mm. Energi elektron datang 6.3 MeV.

Dari Gambar 5. tampak bahwa distribusi spektrum radiasi untuk keempat nilai FWHM saling berhimpit. Di sini dapat dikatakan bahwa variasi FWHM tidak berpengaruh secara signifikan terhadap spektrum sinar X.

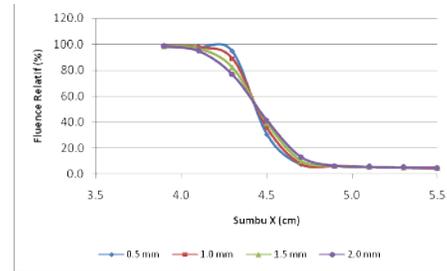
Sementara grafik *fluence* untuk intensitas radial berkas elektron datang dengan berbagai FWHM ditunjukkan oleh Gambar 6, dan untuk memperjelas evaluasi diambil grafik pada daerah pinggir lapangan, seperti ditunjukkan Gambar 7.



Gambar 4.8. Grafik *fluence* vs posisi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV.

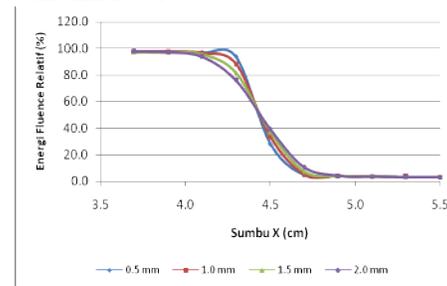
Tampak dalam Gambar 8 bahwa pada daerah sekitar 50%, keempat nilai FWHM, memiliki lebar *profile fluence* yang sama. Daerah di atas 50%, lebar *profile fluence* berturut-turut menurun

dengan kenaikan FWHM, dan sebaliknya terjadi pada daerah di bawah 50%. Kenaikan lebar daerah penumbra untuk grafik *fluence* foton juga berakibat pada kenaikan lebar daerah penumbra pada grafik *fluence* energi, seperti Gambar 9.



Gambar 8. Grafik *fluence* vs posisi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM (untuk daerah pinggir lapangan radiasi) sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV.

Dari Gambar 8 dan 9 menunjukkan bahwa semakin besar nilai FWHM akan menyebabkan pinggir lapangan radiasi semakin kurang tajam atau penumbra semakin lebar.



Gambar 4.10. Grafik *fluence* energi untuk intensitas radial dengan variasi FWHM (untuk daerah pinggir lapangan radiasi) sebesar 0.5, 1.0, 1.5 dan 2.0 mm, energi elektron datang 6.3 MeV.

Kesimpulan

Kurva spektrum sinar X 6 MV memiliki bentuk tidak simetri dengan rata-rata energi sekitar 2 MeV. Dalam spektrum sinar X tidak ada energi radiasi yang nilainya melebihi energi kinetik elektron datang. Spektrum sinar

X tidak dipengaruhi oleh lebar berkas electron yang menumbuk target.

Semakin besar energi electron yang menumbuk target menghasilkan *fluence* dan *fluence* energi yang lebih besar, namun tidak berpengaruh pada daerah pinggir lapangan radiasi. Sementara semakin lebar berkas electron mengakibatkan pinggir lapangan radiasi semakin kurang tajam atau penumbra semakin lebar.

Daftar Pustaka

- [1] Susworo, R. (2007). *Radioterapi: Dasar-dasar Radioterapi, Tata Laksana Radioterapi penyakit kanker*. Jakarta: UI-Press.
- [2] Suntharalingam N., Podgorsak E.B., and Hendry J.H. (2005). "Basic Radiobiology," *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Ed. Podgorsak E.B. Vienna: Publishing Section IAEA, 161-217.
- [3] Saw, C. B. (2004). *Foundation of Radiological Physics*. Nebraska: C.B Saw Publishing.
- [4] Metcalfe P., Kron T., Hoban P. (2007). *The Physics of Radiotherapy X-Rays and Electrons*. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.
- [5] Greene D. and Williams P. C. (1997). *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. Bristol: Medical Science Series, institute of Physics Publishing.
- [6] Daryoush Sheikh-Bagheri and D.W.O. Rogers (2002), *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beams spectra using the BEAM code*, Med. Phys. 29 (3).
- [7] Robert Kakonyi, Miklos Erdelyi, and Gabor Szabo (2010), *Monte Carlo simulation of the effects of anode surface roughness on x-rayspectra*, Med. Phys. 37 (11)
- [8] Sego Z. (2006). *Multiple-source Models for the Beams from an Elekta SL25 Clinical Accelerator*, Carleton University Thesis, Ottawa, Canada.
- [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] C. M. Ma and D. W. O. Rogers, *BEAMDP users manual*, PIRS-0509(C)revA, Ottawa, Canada: National Research Council of Canada, 2006.
- [11] Akhadi M. (2000). *Dasar-dasar Proteksi Radiasi*, Jakarta: Rineka Cipta