

ANALISA DISTRIBUSI DOSIS PADA FANTOM HOMOGEN DAN INHOMOGEN DENGAN SIMULASI MONTE CARLO

Sitti Yani

Jurusan Fisika FMIPA Institut Pertanian Bogor

E-mail korespondensi: sittiyani@apps.ipb.ac.id

ABSTRACT

Monte Carlo simulation with electron gamma shower (EGSnrc) code can produce 3-dimensional dose distribution data. The percent depth dose curve (PDD), dose profile, and isodose curve can be extracted through this 3-dimensional data. In this study, a photon source with an energy of 2 MeV is placed at the source to surface distance (SSD) from the phantom surface by adjusting the collimator aperture which is used to control the size of the exposure field. The SSD distance was varied at a distance of 50 cm, 70 cm, 80 cm, 90 cm, and 100 cm. The size of the exposure area is also varied by $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, and $10 \times 10 \text{ cm}^2$. The dose distribution analysis was carried out on homogeneous phantoms containing water and inhomogeneous phantoms containing tissue/bone/lung/bone/tissue material. The PDD curve and dose profile represent dose changes with depth and x or y direction, respectively. The PDD curve on a homogeneous phantom shows an increase in the value on the surface of the phantom to the depth with the maximum dose. This curve then decreases gradually with increasing depth. Inhomogeneous phantoms show spikes in the border region of the two media with different densities. This is due to the contribution of the backscattered electrons generated by the bone media and into the tissue media. This phenomenon is also seen in the isodose curve for inhomogeneous phantoms.

Keywords: EGSnrc, Percent Depth Dose, Dose Profile, Isodose Curve.

ABSTRAK

Simulasi Monte Carlo dengan kode electron gamma shower (EGSnrc) dapat menghasilkan data distribusi dosis 3-dimensi. Kurva percent depth dose (PDD), profil dosis, dan kurva isodosis dapat diekstrak melalui data 3-dimensi ini. Dalam penelitian ini, sumber foton berenergi 2 MeV diletakkan pada jarak source to surface distance (SSD) dari permukaan fantom dengan mengatur bukaan kolimator yang digunakan untuk mengontrol ukuran medan paparan. Jarak SSD divariasikan pada jarak 50 cm, 70 cm, 80 cm, 90 cm, dan 100 cm. Ukuran medan paparan juga divariasikan $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Analisis distribusi dosis dilakukan pada fantom homogen yang berisi air dan inhomogen yang berisi material jaringan/tulang/paru-paru/tulang/jaringan. Kurva PDD dan profil dosis masing-masing menggambarkan perubahan dosis terhadap kedalaman dan arah x atau y. Kurva PDD pada fantom homogen menunjukkan nilai yang meningkat pada permukaan fantom sampai pada kedalaman dengan dosis maksimum. Kurva ini selanjutnya menurun secara gradual seiring dengan bertambahnya kedalaman. Pada fantom inhomogen menunjukkan spike pada daerah perbatasan dua medium dengan densitas yang berbeda. Hal ini diakibatkan oleh kontribusi elektron backscatter yang diproduksi oleh medium tulang dan memasuki medium jaringan. Fenomena ini juga terlihat pada kurva isodosis untuk fantom inhomogen.

Kata kunci: EGSnrc, Percent Depth Dose, Profil Dosis, Kurva Isodosis.

Diterima 19-03-2022 | Disetujui 26-03-2022 | Dipublikasi 31-03-2022

PENDAHULUAN

Berkas yang dihasilkan oleh radiasi pengion ketika memasuki sebuah fantom atau pasien akan mendepositkan energi di sepanjang

perjalanannya sehingga data distribusi dosis dapat diperoleh pada setiap *voxel* yang didefinisikan. Analisis distribusi dosis dapat dilakukan 1 dimensi, 2 dimensi dan 3 dimensi. Analisis 1 dimensi berupa kurva *percent depth*

dose (PDD) dan profil dosis. PDD didefinisikan sebagai dosis yang diserap oleh medium pada kedalaman tertentu relatif terhadap kedalaman yang memiliki dosis maksimum pada pusat berkas. Jika berkas foton mengenai permukaan fantom tertentu maka dosis yang diserap akan bervariasi terhadap kedalaman. Variasi ini bergantung pada beberapa faktor seperti energi berkas, kedalaman, ukuran medan paparan, *source to surface distance* (SSD), dan sistem kolimasi [1]. Profil dosis menunjukkan distribusi dosis dalam arah *inline* dan *crossline* dalam arah *x* atau *y* dalam koordinat kartesian yang relatif terhadap dosis maksimum. Analisis profil dosis pada umumnya digunakan untuk memverifikasi ukuran medan paparan dan SSD. Analisis 2 dan 3 dimensi masing-masing berupa kurva isodosis dan *dose-volume histogram* (DVH). Analisis distribusi dosis sangat penting dalam memprediksi dosis yang diterima oleh fantom atau pasien [2].

Simulasi Monte Carlo (MC) dapat digunakan untuk mensimulasikan berkas yang melewati suatu medium dan menghitung energi yang terdeposit [3]. Dosis yang diakibatkan oleh energi deposisi tersebut menghasilkan data distribusi dosis 3 dimensi. Saat ini, beberapa kode MC yang digunakan dalam aplikasi radioterapi banyak dikembangkan, yakni *electron gamma shower* (EGSnrc) [4], MCNP [5], Geant4 [6], FLUKA [7], dan PHITS [8]. Hasil simulasi kode-kode MC ini menghasilkan data distribusi dosis.

Dalam penelitian ini dilakukan analisis distribusi dosis 1 dan 2 dimensi pada fantom homogen dan inhomogen dengan simulasi EGSnrc.

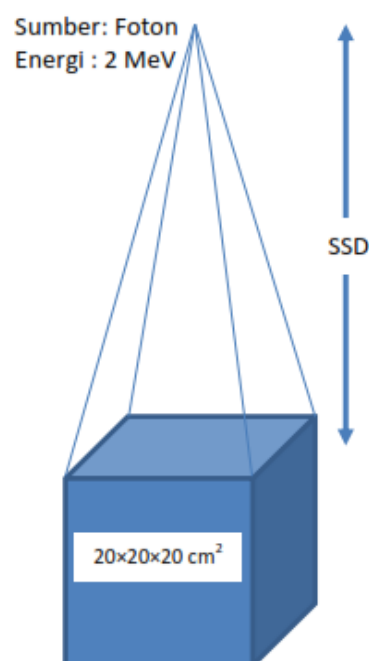
METODE PENELITIAN

EGSnrc

Kode MC, perangkat lunak EGSnrc dikembangkan oleh *national research council of canada* yang didalamnya telah diintegrasikan dengan metode MC yang digunakan untuk mensimulasikan perjalanan foton dan elektron dalam material dengan geometri tertentu.

Perangkat lunak ini dapat mensimulasikan partikel berenergi beberapa 1 keV sampai 10 GeV. EGSnrc memiliki dua kode utama yakni BEAMnrc dan DOSXYZnrc. BEAMnrc dan DOSXYZnrc masing-masing digunakan untuk mendesain kepala *linear accelerator* dan mensimulasikan distribusi dosis pada fantom homogen dan inhomogen [9]. Pada DOSXYZnrc, fantom dapat didesain secara virtual maupun dengan menggunakan data citra *computed tomography* [10]. Dalam penelitian ini menggunakan fantom virtual dengan mengeset volume dalam fantom.

Desain Simulasi



Gambar 1. Set-up simulasi.

Simulasi ini menggunakan sumber monoenergetik 2 MeV. Sumber ini diletakkan di atas fantom homogen dan inhomogen (Gambar 1). Variasi simulasi yang dilakukan adalah variasi ukuran medan paparan, jarak SSD, dan kandungan fantom. Variasi yang digunakan adalah sebagai berikut.

- Ukuran medan paparan: $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- SSD: 50 cm, 70 cm, 80 cm, 90 cm, dan 100 cm.
- Fantom: homogen (air) dan inhomogen (jaringan/tulang/paru-paru/tulang/jaringan).

Sumber menggunakan partikel foton monoenergetik berenergi 2 MeV. Dimensi fantom homogen dan inhomogen adalah $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$. Pada fantom homogen, seluruh *voxel* berisi air sedangkan fantom inhomogen dibuat dengan menyusun potongan-potongan material yang terdiri atas jaringan/tulang/paru-paru/tulang/jaringan. Energi *cut-off* elektron dan foton pada simulasi masing-masing diatur pada energi 0,7 MeV dan 0,01 MeV.

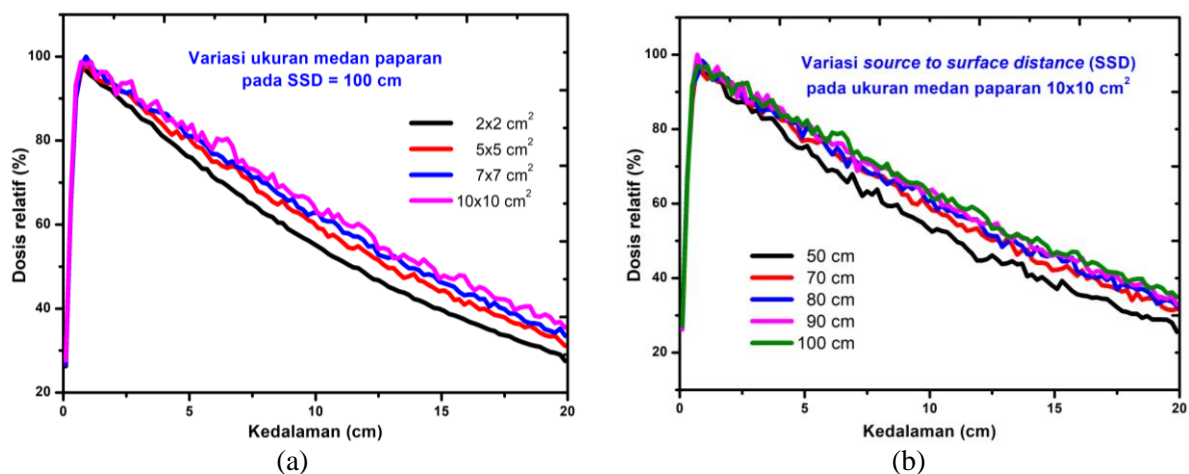
HASIL DAN PEMBAHASAN

Simulasi MC menggunakan set-up simulasi pada Gambar 1 menghasilkan data distribusi dosis 3 dimensi. Hasil simulasi ini dianalisis 1 dan 2 dimensi berupa kurva PDD, profil dosis pada kedalaman 2 cm dan 5 cm, dan kurva isodosis baik pada fantom homogen maupun inhomogen masing-masing dengan variasi ukuran medan paparan dan SSD.

Pada Gambar 2 menunjukkan PDD dengan variasi ukuran medan paparan dan variasi SSD. Kedalaman dengan dosis maksimum pada variasi ukuran medan paparan berada pada kedalaman 0,7 - 0,9 cm (Gambar 2(b)). Kisaran

nilai ini cukup besar karena kedalaman dengan dosis maksimum (d_{max}) ini pada umumnya hanya bergantung pada energi berkas sedangkan kebergantungan pada medan paparan dapat diabaikan. Dosis pada permukaan (*surface dose*) pada kedalaman kurang dari 7 cm memiliki deviasi yang sangat kecil satu sama lain. Pada permukaan, partikel sekunder yang dihasilkan oleh interaksi antara foton dengan atom memiliki jangkauan yang panjang karena memiliki energi kinetik yang besar yang berasal dari interaksi foton dengan foton berupa efek fotolistrik, efek Compton, dan produksi pasangan. Perubahan yang sangat signifikan terjadi pada kedalaman 2,3 cm dimana ukuran medan paparan $2 \times 2 \text{ cm}^2$ memberikan nilai dosis yang jauh lebih kecil dibandingkan medan paparan lainnya. Kebergantungan ukuran medan paparan terlihat jelas pada energi foton awal 2 MeV dalam simulasi ini.

Kebergantungan PDD terhadap SSD sangat besar karena berkaitan erat dengan hukum kuadrat terkecil dimana semakin kecil SSD maka semakin besar dosis yang diterima oleh fantom seperti terlihat pada Gambar 2(b).



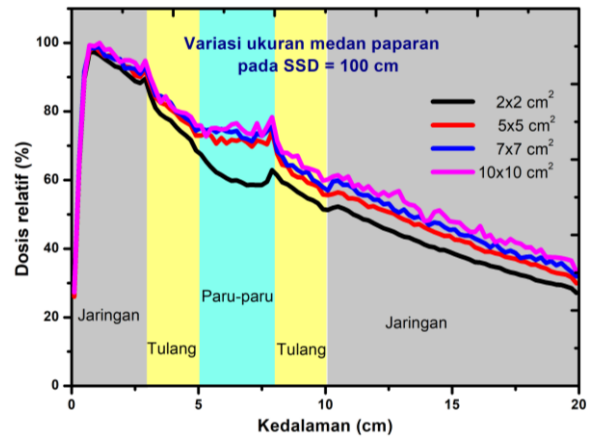
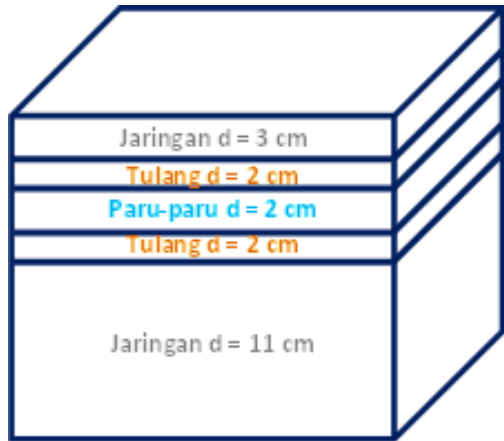
Gambar 2. Kurva PDD untuk variasi (a) ukuran medan paparan dan (b) SSD

PDD pada fantom inhomogen ditunjukkan pada Gambar 3 berikut. Fantom homogen (Gambar 3(b)) terdiri atas potongan jaringan, tulang, paru-paru, tulang, dan jaringan dengan ketebalan yang spesifik. Kurva PDD pada fantom inhomogen untuk SSD 100 cm dengan ukuran medan paparan yang bervariasi

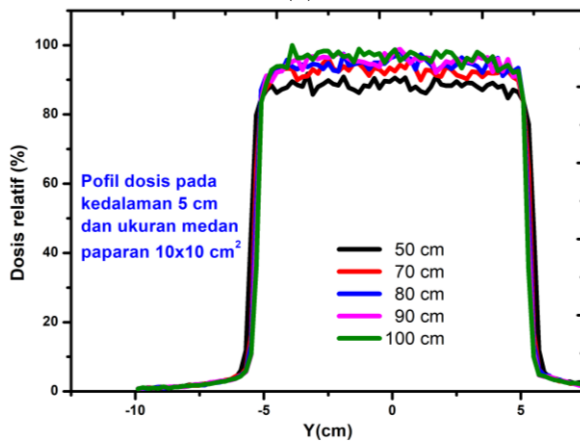
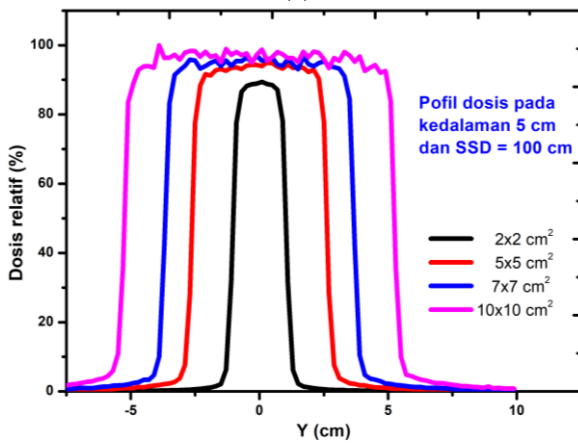
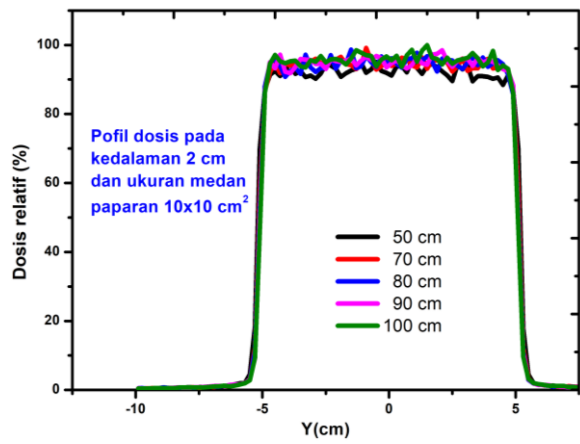
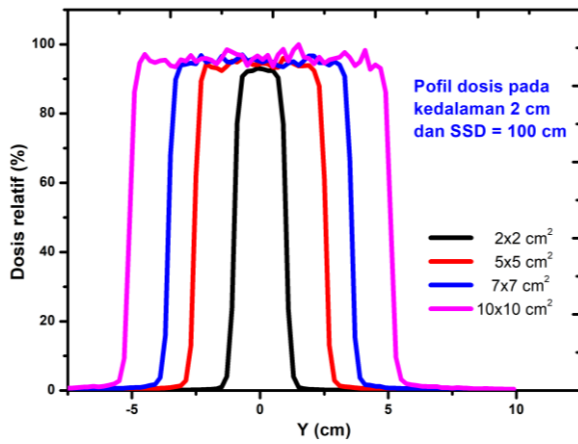
menunjukkan nilai yang lebih kecil pada medan paparan $2 \times 2 \text{ cm}^2$. PDD pada medan paparan lainnya memiliki nilai deviasi yang kurang dari 5%. Pada perbatasan antara medium dengan densitas medium ke medium dengan densitas tinggi menimbulkan munculnya *spike*, pada perbatasan jaringan dan

tulang. Hal serupa juga terjadi ketika partikel melewati medium yang kurang rapat ke medium yang lebih rapat. Partikel sekunder berupa electron backscatter menyebabkan munculnya *spike* ini. Hasil ini sejalan dengan

penelitian kami sebelumnya yang menunjukkan munculnya *spike* pada kurva PDD di daerah perbatasan medium dengan kerapatan yang berbeda [11].

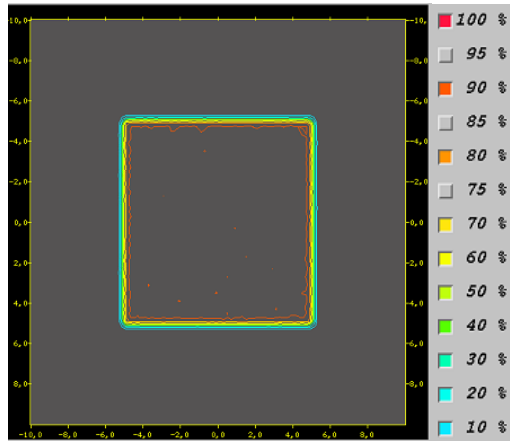


Gambar 3. (a) Struktur fantom inhomogen dan (b) PDD pada SSD 100 cm

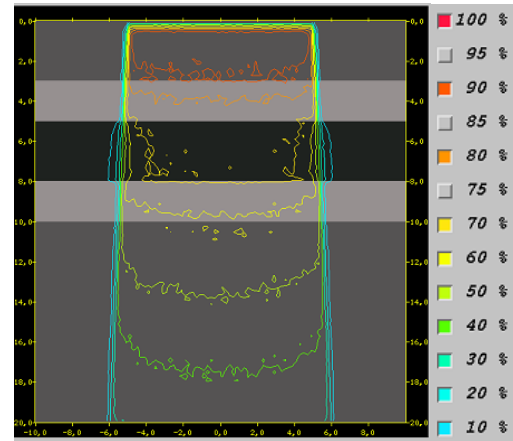


Gambar 4. Profil dosis pada (a) kedalaman 2 cm, SSD 100 cm, variasi medan paparan (b) kedalaman 2 cm, medan paparan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, variasi SSD, (c) kedalaman 5 cm, SSD 100 cm, variasi medan paparan, dan (d) kedalaman 5 cm, medan paparan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, variasi SSD

Kurva isodosis digunakan untuk merepresentasikan variasi volumetrik dosis serap di semua titik. Kurva ini menghubungkan titik-titik yang memiliki dosis yang sama. Pada Gambar 5 berikut



(a)



(b)

Gambar 5. (a) Kurva isodosis dalam bidang XY pada kedalaman 1,4 cm dengan ukuran medan paparan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pada fantom homogen dan (b) Kurva isodosis dalam bidang XZ dengan ukuran medan paparan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pada fantom inhomogen

Kurva isodosis pada fantom inhomogen (Gambar 5(b)) menunjukkan warna fantom yang berbeda. Perbedaan warna ini diakibatkan karena beberapa potongan material yang disusun dalam fantom inhomogen.

KESIMPULAN

Data distribusi dosis yang diperoleh dari simulasi MC EGSnrc dapat dianalisis PDD, profil dosis, dan kurva isodosisnya. Kurva PDD pada fantom inhomogen menunjukkan *spike* pada daerah perbatasan dua medium yang memiliki densitas yang berbeda.

REFERENSI

- Podgorsak, E.B. (2005). *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- Khan, F.M. & Gibbons, J.P. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy edisi kelima*. Pennsylvania: Wolters Kluwer Health.
- Andreo, P. (2018). Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry. *Radiation Oncology*, **13**(1), 1–15.
- Yani, S. (2021). Metode Monte Carlo pada Teknik 3D Conformal. *POSITRON*, **11**(1), 21–30.
- Jabbari, I. & Monadi, S. (2015). Development and validation of MCNPX-based Monte Carlo treatment plan verification system. *Journal of Medical Physics*, **40**(2), 80–89.
- Tisi, M., Mares, V., Schreiber, J., Engbrecht, F. S., & Rühm, W. (2021). Geant4 Monte Carlo simulation study of the secondary radiation fields at the laser-driven ion source LION. *Scientific reports*, **11**(1), 1–16.
- Abdul Haneefa, K., Cyriac, T. S., Musthafa, M. M., Ganapathi Raman, R., Hridya, V. T., Siddhartha, A., & Shakir, K. K. (2014). FLUKA Monte Carlo for basic dosimetric studies of dual energy medical linear accelerator. *Journal of Radiotherapy*, **2014**.
- Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S., Kai, T.,

- Tsai, P-E, Matsuda, N., Iwase, H., Shigyo, N., Sihver, L., & Niita, K. (2018). Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02. *Journal of Nuclear Science and Technology*, **55**(6) 684–690
9. Walters, B., Kawrakow, I., & Rogers, D.W.O. (2021). *DOSXYZnrc users manual*. Ottawa: National Research Cancer of Canada.
10. Treurniet, J., Walters, B., Kawrakow, I., & Rogers, D.W.O. (2021). *EGSnrc users manual*. Ottawa: National Research Cancer of Canada.
11. Yani, S., Rhani, M.F., Haryanto, F., & Arif, I. (2016). Inhomogeneity effect in Varian Trilogy Clinac iX 10 MV photon beam using EGSnrc and Geant4 code system. *Journal of Physics Conference Series*, **739**(1), 012117.



Artikel ini menggunakan lisensi
[Creative Commons Attribution
4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)