

Penentuan Dosis Radiasi Linac Menggunakan Aplikasi MCNPX pada Jaringan Lunak dengan Penyisipan Paru-Paru, Pankreas dan Tulang Belakang

Alfiarani Medina^a, Fajar Arianto^b

^aProdi Fisika, FMIPA Universitas Tanjungpura

^bProdi Fisika, FMIPA Universitas Diponegoro

*Email : alfiarani.medina@student.untan.ac.id

Abstrak

Dalam proses radioterapi, distribusi dosis yang akan diterima pasien perlu diestimasi terlebih dahulu sebelum dilakukan penyinaran agar pemanfaatan terapi radiasi dapat optimal. Perhitungan dosis radiasi tersebut dapat disimulasikan dengan program MCNPX. Dalam penelitian ini, karakteristik kurva *Percentage Depth Dose* (PDD) dan distribusi dosis serap pada organ pankreas serta tulang belakang dihitung berdasarkan simulasi dengan MCNPX. *Phantom* yang digunakan adalah jenis ORNL-MIRD *phantom* (1996 version) yang telah dimodifikasi. *Phantom* nonhomogen disisip dengan organ paru-paru di kedalaman 5,0-14,0 cm, pankreas, dan tulang belakang. Luas lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$, arah penyinaran radiasi *Anterior-Posterior* (AP). Penelitian dilakukan dengan variasi *Source Surface Distance* (SSD) sebesar 95,0 cm, 97,5 cm, 100 cm, 102,5 cm, dan 105 cm. Hasil penelitian menunjukkan bahwa karakteristik kurva PDD *phantom* homogen mengalami peningkatan hingga kedalaman 2,0 cm untuk seluruh SSD. Kurva PDD kemudian mengalami penurunan secara eksponensial. Kurva PDD untuk *phantom* nonhomogen menunjukkan perbedaan pola di daerah sebelum paru-paru, di paru-paru, dan setelah paru-paru. Selanjutnya, distribusi dosis serap terendah untuk organ pankreas dan tulang belakang didapatkan saat menggunakan SSD 105 cm. Manfaat dari temuan ini adalah dapat membantu memaksimalkan kinerja pada proses *Treatment Planning System* (TPS).

Kata Kunci : MCNPX, kedalaman maksimum, *percentage depth dose* (PDD), *source surface distance* (SSD)

1. Latar Belakang

Radioterapi adalah teknik pengobatan menggunakan radiasi pengion yang bertujuan untuk mematikan sel kanker [1]. Salah satu alat yang dapat digunakan dalam radioterapi adalah *Linear Accelerator* (Linac). Linac dirancang untuk mempercepat elektron secara linear. Pesawat linac membutuhkan energi kinetik dengan rentang sebesar 4 MeV - 25 MeV [2]. Linac termasuk ke dalam pesawat terapi eksternal (teleterapi), sehingga diperlukan pengaturan jarak dari sumber radiasi ke target penyinaran. Jarak tertentu dari pemancar berkas radiasi ke permukaan target radiasi disebut *Source Surface Distance* (SSD). Penggunaan SSD dapat diatur menyesuaikan kebutuhan dalam penyinaran [3]. Agar pemanfaatan terapi radiasi dapat maksimal, maka dosis serap yang dikirim ke semua jaringan teradiasi perlu diprediksi keakuratannya. Telah direkomendasikan oleh *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) dosis yang diberikan ke pasien memiliki jangkauan ketidakakuratan yang diperbolehkan sebesar $\pm 5\%$.

Metode yang dapat digunakan dalam menghitung dosis radiasi yang dihasilkan oleh Linac adalah dengan simulasi Monte Carlo. Metode Monte Carlo adalah metode numerik

yang dapat menyelesaikan masalah dengan cara simulasi bilangan acak ketika masalah tersebut tidak bisa diselesaikan dengan cara analitik. Salah satu program yang dapat digunakan adalah *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) [4]. Simulasi pada program MCNPX sering menggunakan *phantom* ORNL-MIRD untuk mensimulasikan transpor radiasi dalam materi. Material penyusun utama pada *phantom* ini terdiri dari tiga jenis material yaitu tulang, paru-paru, dan yang lain dianggap jaringan lunak. *Phantom* dapat disesuaikan dengan kebutuhan simulasi radioterapi dikarenakan strukturnya berbeda dengan struktur atom penyusun tubuh manusia [5].

Perspektif dosimetri radiasi pada awalnya dilakukan dengan medium yang homogen yaitu air, maka keberadaan medium nonhomogen seperti paru-paru dan tulang belakang perlu untuk dipertimbangkan. Analisa distribusi dosis pada *phantom* homogen dan nonhomogen dengan simulasi monte carlo menunjukkan nilai kurva *Percentage Depth Dose* (PDD). Nilai dosis perbandingan antara *phantom* homogen dan *phantom* nonhomogen menunjukkan perbedaan dosis yang mengalami peningkatan [7].

Pada penelitian ini akan ditentukan nilai karakteristik kurva PDD pada *phantom* homogen

dan nonhomogen, serta nilai dosis serap pada pankreas dan tulang belakang dengan adanya variasi SSD pada penyinaran Linac. Metode yang dilakukan adalah memodifikasi *phantom* menyesuaikan dengan kebutuhan dan menjalankan simulasi menggunakan program MCNPX. Penelitian ini diharapkan dapat menambah referensi dalam efisiensi dosis radiasi pada terapi radiasi.

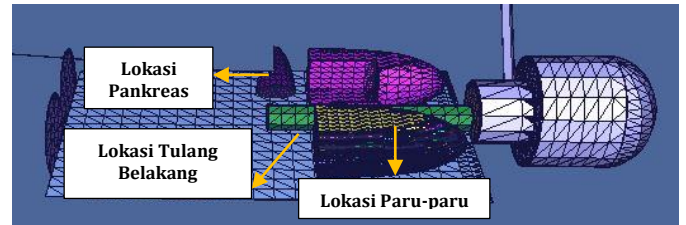
2. Metodologi

Secara umum, komponen kepala Linac untuk penyinaran sinar-X berupa target, kolimator primer, *flattering filter*, *monitor chamber*, cermin, dan kolimator sekunder (*jaws*). Elektron awal yang digunakan berenergi sebesar 6,3 MeV agar dapat menghasilkan berkas foton 6 MV [8]. *Phantom* yang digunakan yaitu jenis ORNL-MIRD

phantom (1996 version) [9]. *Phantom* yang digunakan terdiri dari tiga bagian penyusun utama yaitu jaringan lunak (*soft tissue*), tulang, dan paru-paru. Modifikasi *phantom* pada penelitian ini terbagi menjadi dua yaitu *phantom* homogen dan *phantom* nonhomogen. *Phantom* homogen menyisakan jaringan lunak saja dengan adanya potongan-potongan (*slice*) terhadap kedalaman dan jarak setiap sel sebesar 0,5 cm. *Phantom* nonhomogen terdiri dari jaringan lunak paru-paru, pankreas dan tulang belakang. Khusus pada paru-paru sebelah kanan dimodifikasi dengan adanya potongan-potongan (*slice*) agar posisi penyinaran *phantom* nonhomogen dapat *isocenter* terhadap paru-paru kanan. Visualisasi geometri *phantom* homogen dan *phantom* nonhomogen ditunjukkan pada Gambar 1.



(a)

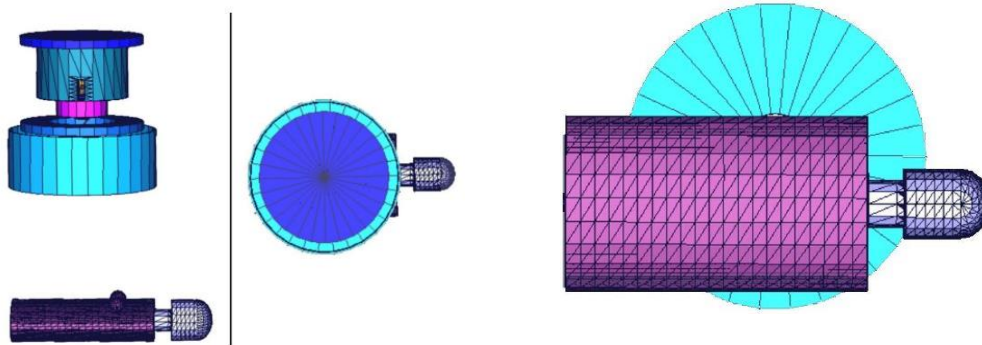


(b)

Gambar 1. Geometri *phantom* pada sumbu XZ (a) homogen dan (b) nonhomogen

Setelah dilakukan penentuan geometri Linac dan *phantom*, maka selanjutnya ditentukan arah penyinaran berkas. *Phantom* homogen dan *phantom* nonhomogen menggunakan arah penyinaran berkas radiasi yang sama yaitu *Anterior-Posterior* (AP) atau dari arah depan ke

belakang. Kemudian posisi khusus untuk *phantom* nonhomogen terletak *isocenter* terhadap paru-paru sebelah kanan (*right lung*). Kemudian dilakukan pengaturan variasi SSD sebesar 95 cm; 97,5 cm; 100 cm; 102,5 cm; dan 105 cm. Penentuan variasi ini didasarkan pada proses *try and error*. Arah penyinaran berkas dapat dilihat pada Gambar 2.



(a)

(b)

(c)

Gambar 2. Arah penyinaran *Anterior-Posterior* (AP) (a) tampak samping; (b) tampak atas; (c) *isocenter* terhadap paru-paru sebelah kanan tampak bawah

Dosis serap hasil perhitungan MCNPX adalah per-elektron yang datang (satuan Gy/e). Penentuan *Percentage Depth Dose* (PDD) didapatkan dari persamaan:

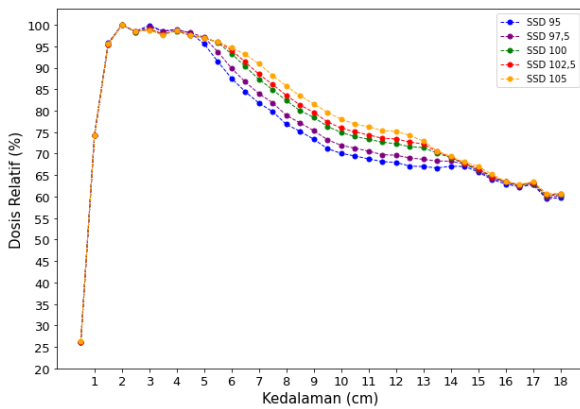
$$PDD = \frac{D_d}{D_{d0}} \times 100\% \quad (1)$$

dimana D_d adalah nilai dosis serap disetiap sel dan D_{d0} adalah nilai dosis serap maksimum. Khusus organ pankreas dan tulang belakang, dosis serap dinyatakan dengan satuan Gray (Gy), dimana 1 Gy setara dengan $8,93 \times 10^{15}$ [10].

3. Hasil dan Pembahasan

3. A. PDD pada Jaringan Lunak Homogen

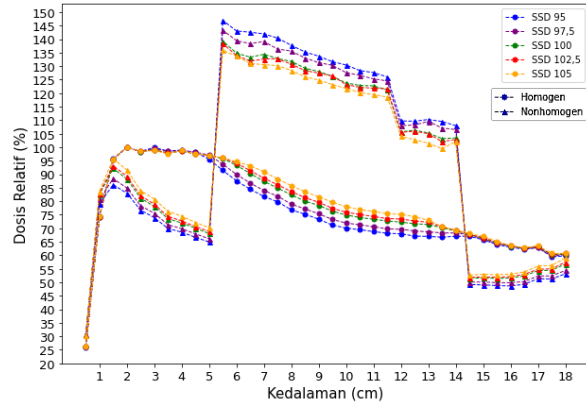
Hasil simulasi berupa grafik PDD untuk *phantom* homogen dapat dilihat pada Gambar 3.



Gambar 3. Grafik kurva PDD dosis relatif jaringan lunak homogen

Gambar 3 menunjukkan kurva PDD *phantom* homogen disetiap jarak 95 cm; 97,5 cm; 100 cm; 102,5 cm; dan 105 cm. Saat kedalaman 0,5 cm menghasilkan dosis yang rendah. Kemudian, mengalami peningkatan dosis di kedalaman 1,0 cm hingga kedalaman 2,0 cm. Kedalaman 2,0 cm merupakan lokasi dosis diserap maksimum (100%) untuk seluruh simulasi. Setelah melewati titik dosis maksimum, dosis mengalami penurunan secara eksponensial seiring bertambahnya kedalaman. Penurunan dosis terjadi akibat berkurangnya interaksi foton dengan medium. Kurva PDD terlihat mirip untuk semua SSD. Namun demikian, pada saat penurunan tersebut, SSD 105 terlihat memiliki dosis yang lebih besar dari yang lain [11].

3. B. PDD pada Jaringan Lunak Nonhomogen (Disisipi Paru-paru, Pankreas, dan Tulang Belakang)

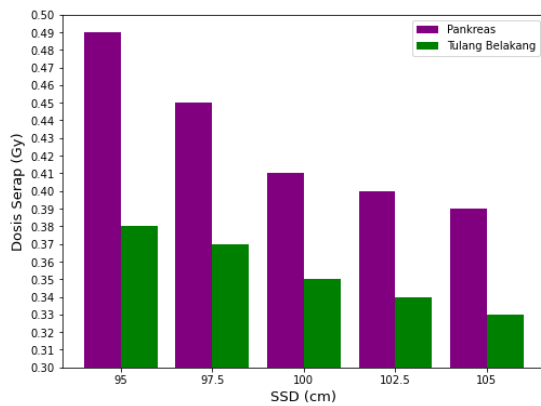


Gambar 4. Grafik kurva PDD untuk jaringan lunak homogen dan nonhomogen

Gambar 4 memperlihatkan perubahan besar dosis diseluruh daerah dengan penambahan organ paru-paru pada *phantom*. Perubahan terjadi di daerah sebelum paru-paru, daerah setelah paru-paru, dan daerah paru-paru itu sendiri. Penurunan dosis terjadi di kedalaman 1,5 cm hingga 5 cm dan 14,5 cm hingga 18 cm. Hal ini dikarenakan oleh lokasi penyinaran sinar-x yang berbeda. Arah penyinaran *phantom* nonhomogen terletak *isocenter* terhadap paru-paru sebelah kanan, sehingga penyinaran *isocenter* pada bagian badan tidak terlalu banyak terkena paparan radiasi [12]. Daerah paru-paru di kedalaman 5,5 cm hingga 14 cm terjadi peningkatan dosis relatif yang lebih tinggi. Hal tersebut akibat dari elektron yang dihasilkan lebih sedikit berinteraksi di daerah sebelum paru-paru (jaringan lunak) dan cukup banyak berinteraksi di daerah paru-paru yang komposisinya berisi udara [7].

Perbandingan antara *phantom* homogen dan *phantom* nonhomogen menghasilkan perbedaan deviasi pada peningkatan dosis. Deviasi tertinggi berada di kedalaman 8,0 cm, 9,5 cm, 10 cm dengan persentase peningkatan hingga 60,9%, 57,1%, 49,9%, 49,0%, dan 43,7% untuk masing-masing SSD (95 cm, 97,5 cm, 100 cm, 102,5 cm, dan 105 cm). Sedangkan peningkatan dosis dengan deviasi terendah terjadi pada kedalaman 12,0 cm, 14,0 cm, 13,5 cm, 12,5 cm dengan persentase peningkatan sebesar 41,8%, 38,3%, 33,1%, 31,6%, dan 28,5% untuk masing-masing SSD.

3. C. Distribusi Dosis Serap Pankreas dan Tulang Belakang



Gambar 5. Grafik dosis serap yang diterima pankreas dan tulang belakang

Grafik dosis serap yang diterima oleh pankreas dan tulang belakang ditunjukkan pada Gambar 5. Dosis serap yang diterima relatif kecil dan mengalami penurunan seiring bertambahnya besar SSD yang digunakan. Nilai dosis serap tertinggi pada pankreas dan tulang belakang terjadi saat SSD 95 cm sebesar 0,49 Gy dan 0,38 Gy. Kemudian, nilai dosis serap terendah pada pankreas dan tulang belakang terjadi saat SSD 105 cm sebesar 0,39 Gy dan 0,33 Gy. Besar nilai dosis serap yang diterima pankreas dan tulang belakang akan semakin kecil ketika SSD yang digunakan semakin besar. Hal ini dipengaruhi oleh intensitas radiasi yang sampai berbanding terbalik dengan kuadrat jaraknya, sehingga semakin kecil SSD yang digunakan maka semakin besar dosis yang diterima oleh target [6].

4. Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa pada *phantom* homogen, kurva PDD mengalami peningkatan dosis hingga kedalaman 2,0 cm, kemudian menurun secara eksponensial. Sebaliknya, kurva PDD pada *phantom* nonhomogen, memiliki pola yang berbeda di daerah sebelum paru-paru, di paru-paru, dan setelah paru-paru. Berdasarkan grafik dosis serap yang diterima oleh pankreas dan tulang belakang, didapatkan SSD 105 cm menjelaskan jarak yang paling aman.

Daftar Pustaka

- [1] Immel, A., le Cabec, A., Bonazzi, M., Herbig, A., Temming, H., Schuenemann, V. J., Bos, K. I., Langbein, F., Harvati, K. & Bridault, A. 2016. Effect of X-ray irradiation on ancient DNA in sub-fossil bones—Guidelines for safe X-ray imaging. *Scientific Reports*, 6(1), 32969.
- [2] Podgorsak, E. B. 2005. *Radiation oncology physics*. IAEA Vienna.
- [3] Perkasa, S. & Sanjaya, M. 2016. *Analisis Pengaruh Perubahan Source to Surface Distance (SSD) dan Field Size terhadap Distribusi Dosis menggunakan Metode Monte Carlo-EGSnrc*.
- [4] Rasito, T. & Hari, S. 2016. *Radiation shielding design for DECY-13 cyclotron using Monte Carlo method*.
- [5] Miska, L., Safitri, R., Irwandi, I. & Yusibani, E. 2019. Modifikasi Fantom ORNL_MIRD untuk Kebutuhan Simulasi Monte Carlo Pasien Radioterapi Kanker Payudara Menggunakan MCNPX. *Jurnal Rekayasa Elektrika*, 15(1).
- [6] Yani, S. 2021. Analisa Distribusi Dosis pada Fantom Homogen dan Inhomogen dengan Simulasi Monte Carlo. *Komunikasi Fisika Indonesia*, 19(1), 39–44.
- [7] Setiawati, E., Susanto, R. E. & Arianto, F. 2022. Penentuan Faktor Koreksi Dosis Radiasi Sinar-X Linac 6 MV Pada Ketidakhomogenan Jaringan Tubuh dengan MCNPX. *Jurnal Ilmiah Aplikasi Isotop Dan Radiasi*, 18(1), 17–32.
- [8] Anam, C. 2011. Kajian spektrum sinar-X 6 MV menggunakan simulasi Monte Carlo. *Berkala Fisika*, 14(2), 49–54.
- [9] Krstic, D. & Nikezic, D. 2007. Conversion coefficients for age-dependent ORNL phantoms from ¹³⁷Cs in soil as a source of external exposure. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 580(1), 540–543.
- [10] Khabaz, R. (2020). Phantom dosimetry and cancer risks estimation undergoing 6 MV photon beam by an Elekta SL-25 linac. *Applied Radiation and Isotopes*, 163, 109232.
- [11] Iswinning Diah, F. & Anggraita, P. 2012. Perhitungan Efisiensi Daya Berdasar Prosen-Tase Kedalaman Dosis (PDD) Pada Linac Medis Rs Dr. Sardjito. *14*, 138–151.
- [12] Rizani, A., Setiabudi, W. & Anam, C. 2012. Simulasi Monte Carlo untuk menentukan dosis sinar-X 6 MV pada ketakhomogenan medium jaringan tubuh. *Berkala Fisika*, 15(2), 49–56.