

ANALISIS PENGARUH KETIDAKHOMOGENAN FANTOM TERHADAP DISTRIBUSI DOSIS ELEKTRON MENGUNAKAN SIMULASI MONTE CARLO

Daniel Gibbor Gaspersz¹, Josua Timotius Manik²

Universitas Matana, Indonesia^{1,2}

daniel.gaspersz@student.matanauniversity.ac.id

Abstract: *Analysis of the Effect of Phantom Inhomogeneity on Electron Dose Distribution Using Monte Carlo Simulation.* The usage of homogeneous phantom in the calibration of LINAC is the standard in radiotherapy. However, a homogeneous phantom cannot accurately represent the complexity of the human body. This study was conducted to perform a Monte Carlo simulation of electron beam irradiation on an inhomogeneous phantom and then compare the resulting dose distribution values, in the form of PDD, with the PDD values obtained from a homogeneous phantom. Irradiation was performed with a 6.6 MeV electron beam on an inhomogeneous phantom resembling the human body. It was discovered that there is a significant difference between the R_{100} and R_{50} values of the inhomogeneous phantom in comparison to the homogeneous water phantom. The R_{100} value of the inhomogeneous value differs by 53.33% compared to the homogeneous phantom, while the R_{50} value differs by 41.07%. This indicates the influence of electron beam interaction with the inhomogeneous phantom on the resulting dose distribution. In the PDD curve, it is observed that the electron beam passing through the inhomogeneous medium experiences a greater loss of kinetic energy compared to the homogeneous medium. It was found that there's a significant difference between the PDD values generated in the inhomogeneous phantom compared to the homogeneous phantom.

Keywords: *electron beam; inhomogeneous phantom; Monte Carlo*

Abstrak: **Analisis Pengaruh Ketidakhomogenan Fantom terhadap Distribusi Dosis Elektron menggunakan Simulasi Monte Carlo.** Penggunaan fantom homogen dalam mengkalibrasikan pesawat LINAC menjadi standar dalam radioterapi. Namun, fantom homogen tidak dapat secara akurat merepresentasikan kompleksitas tubuh manusia. Penelitian ini dilakukan untuk menjalankan simulasi Monte Carlo penyinaran berkas elektron terhadap sebuah fantom inhomogen untuk kemudian membandingkan nilai distribusi dosis berupa PDD yang terbentuk dengan nilai PDD yang terbentuk pada fantom homogen. Dilakukan penyinaran berkas elektron dengan energi 6.6 MeV pada sebuah fantom inhomogen yang menyerupai tubuh manusia. Ditemukan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan antara nilai R_{100} dan R_{50} fantom inhomogen dengan fantom homogen air. Nilai R_{100} fantom inhomogen dengan fantom homogen air memiliki perbedaan sebesar 53.33% sementara nilai R_{50} fantom inhomogen dengan fantom homogen air memiliki perbedaan sebesar 41.07%. Hal ini menunjukkan adanya pengaruh

interaksi berkas elektron dengan fantom inhomogen terhadap distribusi dosis yang dihasilkan. Pada kurva PDD, terlihat bahwa berkas elektron yang melalui medium inhomogen mengalami kehilangan energi kinetik lebih besar dibandingkan dengan berkas elektron yang melalui medium homogen. Ditemukan bahwa terdapat perbedaan signifikan antara nilai PDD yang terbentuk pada fantom inhomogen dengan fantom homogen.

Kata kunci: berkas elektron; fantom inhomogen; Monte Carlo

PENDAHULUAN

Pendeteksian dan pengobatan penyakit kanker sangat penting dilakukan, mengingat bahwa kanker adalah salah satu penyakit paling mematikan di dunia. Menurut data WHO (2022), kanker menyebabkan kematian 10 juta orang di tahun 2020. Berbagai metode pengobatan kanker telah banyak diteliti dan digunakan, salah satunya adalah radioterapi. Radioterapi adalah modalitas pengobatan dengan menggunakan zat radioaktif terbungkus dan/atau Pembangkit Radiasi Pencil” (BAPETEN, 2013). Radiasi pemicu dapat diberikan secara internal maupun eksternal. Salah satu bentuk radioterapi eksternal adalah penggunaan akselerator linier atau disebut juga LINAC. LINAC atau *linear accelerator* adalah alat yang menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan (Khan & Gibbons, 2014). Menurut Podgorsak (2005), LINAC atau *linear accelerator* adalah akselerator siklik yang mempercepat elektron hingga mencapai kinetik energi dengan rentang 4-25 MeV menggunakan medan gelombang mikro. LINAC modern dapat beroperasi dengan dua mode, yaitu mode elektron dan mode foton.

Dalam proses radioterapi, partikel bermuatan dari LINAC ditembakkan ke bagian tubuh yang memiliki volume sel kanker untuk memusnahkannya. Permasalahan muncul ketika jumlah radiasi yang diberikan ke pasien, disebut juga dosis radiasi, melebihi batas aman. Maka,

penggunaan pesawat LINAC harus memastikan bahwa pesawat LINAC yang digunakan bersamaan dengan perangkat lunak *treatment planning system* terkalibrasi dengan baik. Kalibrasi pesawat LINAC dilakukan dengan menggunakan fantom air homogen sebagai media penyinaran radiasi. Pengujian menggunakan fantom air homogen yang hanya terdiri dari satu material tidak dapat secara akurat mencerminkan kompleksitas tubuh manusia yang tersusun dari berbagai jenis material. Untuk itulah perlu digunakan metode yang dapat menguji interaksi partikel radiasi dari LINAC dengan medium tubuh manusia secara lebih akurat.

Dalam penelitian ini, akan dilakukan simulasi Monte Carlo penyinaran berkas radiasi elektron pada medium inhomogen dan medium homogen untuk membandingkan interaksi yang muncul antara berkas radiasi dengan kedua medium. Metode Monte Carlo atau disebut juga teknik *random sampling* dapat digunakan untuk memperhitungkan interaksi yang muncul dari partikel radiasi dengan medium yang dilewatinya guna memperhitungkan distribusi dosis yang terbentuk. Hal ini dilakukan dengan cara ‘melacak’ partikel yang muncul dari sebuah sumber radiasi yang kemudian mengalami interaksi baik di dalam maupun di luar medium (Evans, 2005). Bagian-bagian utama dalam sebuah simulasi penyinaran berkas radiasi menggunakan metode Monte Carlo adalah geometri, model fisika, dan data *cross-section* yang mendeskripsikan probabilitas

interaksi fisis yang terjadi sebagai fungsi dari energi dan material (Fielding, 2023).

Terdapat berbagai macam kode Monte Carlo yang dapat digunakan dalam pemodelan simulasi penyinaran berkas radiasi, seperti EGSnrc, GEANT4, PRIMO, dan MCNP. Sebelumnya telah dilakukan berbagai penelitian yang menggunakan simulasi Monte Carlo dalam penyinaran berkas radiasi ke sebuah medium. Manik dkk. (2023) menggunakan PRIMO untuk menyimulasikan model LINAC dan kemudian membandingkan hasil kalkulasi DPM dan PENELOPE. Kholghi dkk. (2022) membandingkan kalkulasi dari MCNP dan *pencil-beam algorithm* (PBA) dalam menyimulasikan penyinaran berkas elektron pada medium inhomogen. Jang dkk. (2020) menggunakan DOSRZnrc/EGSnrc untuk menyimulasikan geometri *scattering foil* dan aplikator sebuah LINAC berkas elektron. Dalam penelitian ini digunakan *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS) yang dirancang oleh *Japanese Atomic Energy Agency* (JAEA). Program PHITS adalah program kode berbasis Monte Carlo yang dapat menyimulasikan “transport partikel, mulai dari neutron, proton, ion berat, foton, dan elektron dalam berbagai rentang energi melalui berbagai macam model interaksi nuklir” (Sato, et al., 2014). PHITS memiliki banyak aplikasi dalam bidang medis. PHITS dapat digunakan dalam simulasi radioterapi, simulasi perancangan *shielding*, serta simulasi perancangan alat medis (Furuta & Sato, 2021). Dalam penelitian ini, PHITS digunakan untuk menyimulasikan penyinaran berkas elektron pada sebuah medium fantom dan mengalkulasikan distribusi dosis yang terbentuk.

Penelitian ini akan menganalisis distribusi dosis berupa PDD atau *percentage depth dose* yang terbentuk dari hasil simulasi Monte Carlo penyinaran berkas elektron pada medium inhomogen. PDD didefinisikan sebagai hasil bagi dosis serap

pada kedalaman d dengan dosis serap pada kedalaman referensi d_0 pada sumbu tengah berkas radiasi. Pada tingkat energi tinggi, kedalaman referensi yang dipakai adalah kedalaman maksimum (d_{max}) (Khan & Gibbons, 2014, p. 135). Menurut Styrdom dkk. (2005), berkas elektron pada umumnya memiliki dosis permukaan atau *surface dose* yang tinggi. Setelah melewati permukaan, dosis serap meningkat pada daerah yang dinamakan *build-up region* hingga mencapai puncak pada kedalaman tertentu. Selibuhnya, dosis menurun secara drastis pada bagian yang dinamakan *fall-off region* hingga kurva berbentuk merata pada bagian yang dinamakan ekor *bremsstrahlung* atau *bremsstrahlung tail*.

METODE

Dalam penelitian ini, disimulasikan sebuah LINAC yang menghasilkan berkas elektron berenergi 6 MeV yang ditembakkan ke sebuah medium fantom untuk diamati distribusi dosisnya. Sumber berkas elektron yang dipakai berbentuk *pencil beam* dengan parameter SSD 100 cm serta *field size* berukuran $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dengan aplikator berukuran $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Simulasi Monte Carlo dilakukan menggunakan program PHITS versi 3.2. Dalam simulasi yang dilakukan, digunakan partikel sebanyak 100 juta partikel untuk memastikan akurasi simulasi.

Model LINAC yang digunakan dalam penelitian ini adalah pengembangan dari model yang dibuat oleh Ivana (2023). Pada penelitiannya, Ivana memodelkan sebuah LINAC berkas elektron dengan komponen *scattering foil* serta aplikator menggunakan perangkat lunak PHITS. *Scattering foil* yang digunakan terbuat dari bahan tantalum ($Z = 73$, $\rho = 16.65 \text{ gr/cm}^3$) dan aluminium ($Z = 13$, $\rho = 2.7 \text{ gr/cm}^3$) sementara aplikator yang digunakan terbuat dari bahan seng ($Z = 30$, $\rho = 71.13 \text{ gr/cm}^3$). Pada penelitian ini, model LINAC Ivana

dimodifikasi dengan menambahkan komponen kolimator yang digunakan untuk membentuk berkas elektron. Kolimator yang akan digunakan dalam penelitian ini terbuat dari material wolfram ($Z = 74$, $\rho = 19.28 \text{ gr/cm}^3$) dengan menggunakan penelitian yang dilakukan Cheragian dkk. (2022) sebagai acuan.

Penelitian ini menggunakan fantom inhomogen dan fantom homogen air sebagai material yang akan ditembakkan dengan berkas elektron. Fantom inhomogen yang digunakan dalam penelitian ini menggunakan fantom yang dirancang Onizuka dkk. (2016) dalam penelitiannya sebagai acuan. Dalam penelitiannya, Onizuka dkk. membuat fantom berukuran $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ dengan komposisi yang menyerupai tubuh manusia dengan lapisan air setebal 4 cm, tulang ($\rho = 1.85 \text{ gr/cm}^3$) setebal 2 cm, paru-paru ($\rho = 1.05 \text{ gr/cm}^3$) setebal 5 cm, dan air ($\rho = 1 \text{ gr/cm}^3$) setebal 19 cm. Pada penelitian ini, material air akan diganti dengan material jaringan lunak ($\rho = 1 \text{ gr/cm}^3$) berdasarkan standar referensi NIST nomor 124 (Berger, Coursey, Zucker, & Chang, 2017).

Data yang akan dianalisis dalam penelitian ini adalah distribusi dosis berupa PDD. Perhitungan PDD dilakukan menggunakan persamaan (1)

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

di mana D_d adalah dosis serap pada kedalaman d dan D_{max} adalah dosis serap maksimum (Khan & Gibbons, 2014). Nilai

yang ingin diamati dalam penelitian ini adalah R_{100} , yaitu kedalaman yang menghasilkan dosis maksimum dan R_{50} , yaitu kedalaman yang menghasilkan 50% dosis maksimum.

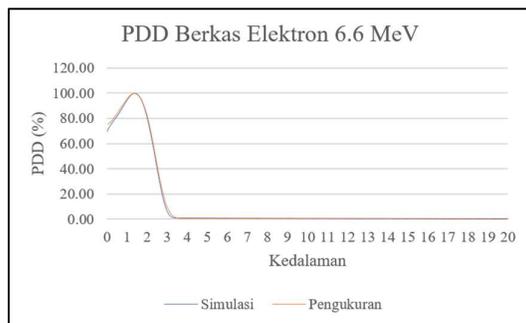
Untuk memverifikasi akurasi model LINAC yang digunakan dalam simulasi, model LINAC divalidasi terlebih dahulu dengan cara membandingkan PDD hasil simulasi dengan hasil pengukuran lapangan. Data PDD hasil pengukuran lapangan diperoleh dari rumah sakit swasta di Jakarta Selatan. Pada pengukuran yang dilakukan, digunakan fantom air berukuran $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}^3$. Fantom disinari dengan berkas elektron 6 MeV dengan *field size* berukuran $10 \times 10 \text{ cm}^2$, aplikator $10 \times 10 \text{ cm}^2$, dan jarak SSD 100 cm. Setiap parameter dan kondisi pada proses pengukuran di lapangan direplikasikan pada simulasi menggunakan PHITS. Nilai PDD yang ingin diamati dalam proses validasi adalah nilai PDD pada titik d_{max} , R_{90} , R_{80} , dan R_{50} . Persentase perbedaan nilai PDD yang didapatkan dari simulasi dengan nilai PDD yang didapatkan dari pengukuran lapangan dihitung menggunakan persamaan (2).

$$\Delta D\% = 100\% \times \left| \frac{D_s - D_p}{D_p} \right| \quad (2)$$

di mana D_s adalah nilai PDD hasil simulasi dan D_p adalah PDD hasil pengukuran. Berdasarkan laporan AAPM-105 (Chetty, et al., 2007), disarankan agar perbedaan antara hasil simulasi Monte Carlo dan hasil pengukuran tidak melebihi 2%.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Proses validasi dilakukan terlebih dahulu untuk memverifikasi keakuratan model LINAC yang disimulasikan. Pada proses validasi, energi berkas elektron awalnya diuji pada tingkat 6 MeV. Energi elektron kemudian secara bertahap dinaikkan sebesar 0,2 MeV hingga diperoleh nilai PDD yang mendekati nilai PDD hasil pengukuran. Ditemukan bahwa energi 6.6 MeV menghasilkan nilai yang paling mendekati hasil pengukuran.



Gambar 1. Kurva PDD Hasil Validasi

Gambar 1 menunjukkan kurva PDD yang terbentuk dari hasil simulasi (ditandai dengan warna biru) dan hasil pengukuran lapangan (ditandai dengan warna jingga).

Dapat diamati bahwa tidak ada perbedaan signifikan pada kedua kurva; daerah *build-up region* hingga *fall-off region* dan *bremsstrahlung tail* kedua kurva berhimpit. Tabel 1 menunjukkan perbandingan antara nilai d_{max} , R_{90} , R_{80} , dan R_{50} yang diperoleh dari hasil pengukuran dan simulasi pada energi 6.6 MeV. Ditemukan bahwa persentase perbedaan antara d_{max} , R_{90} , R_{80} , dan R_{50} hasil pengukuran dengan hasil simulasi bernilai 0%, 0.795%, 1.469%, dan 1.341% secara berurutan. Karena nilai PDD antara hasil simulasi dan hasil pengukuran untuk setiap titik yang diukur menunjukkan perbedaan kurang dari 2%, sesuai dengan ketentuan AAPM-105, dapat disimpulkan bahwa model LINAC dalam simulasi ini telah tervalidasi.

Selanjutnya dilakukan simulasi untuk mengukur distribusi dosis dari berkas elektron yang melewati medium fantom inhomogen dan medium fantom homogen air. Gambar 2 menunjukkan geometri dari simulasi yang dilakukan. Fantom inhomogen yang digunakan terdiri dari lapisan jaringan lunak, jaringan tulang, dan jaringan paru-paru.

Tabel 1. Perbandingan Nilai PDD Hasil Simulasi dengan Hasil Pengukuran pada Fantom Air

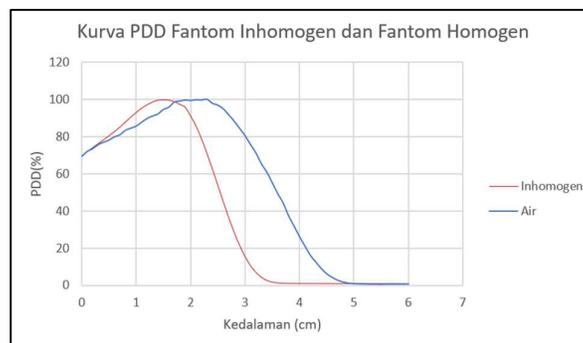
Range	Pengukuran	Simulasi	Perbedaan (%)
R100	1.4	1.4	0
R90	1.832511211	1.817950617	0.795
R80	2.027002967	1.997225974	1.469
R50	2.407888631	2.375603693	1.341



Gambar 2. Geometri Simulasi LINAC

Gambar 3 menunjukkan kurva PDD dari hasil simulasi penyinaran elektron 6.6 MeV pada fantom inhomogen (ditandai dengan warna merah) dan fantom homogen air (ditandai dengan warna biru). Dapat diamati bahwa terdapat perbedaan yang cukup signifikan antara kedua kurva. Kurva PDD fantom inhomogen memuncak di kedalaman yang lebih pendek dibandingkan kurva PDD fantom homogen. Daerah *fall-off region* untuk kurva PDD fantom inhomogen juga lebih pendek dibandingkan kurva PDD

fantom homogen. Tabel 2 menunjukkan nilai R_{100} dan R_{50} dari kurva PDD fantom inhomogen dan kurva PDD fantom homogen air. Terlihat terdapat perbedaan yang signifikan antara nilai R_{100} dan R_{50} fantom inhomogen dengan fantom homogen air. Nilai R_{100} fantom inhomogen dengan fantom homogen air memiliki perbedaan sebesar 53.33% sementara nilai R_{50} fantom inhomogen dengan fantom homogen air memiliki perbedaan sebesar 41.07%.



Gambar 3. Kurva PDD Fantom Inhomogen dan Fantom Homogen

Tabel 2. Perbandingan Nilai PDD Fantom Inhomogen dan Fantom Homogen

Range	Inhomogen	Air	Perbedaan (%)
R100	1.5	2.3	53.33333
R50	2.543004	3.58752	41.07408

PEMBAHASAN

Dalam proses simulasi penyinaran berkas elektron pada fantom homogen dan fantom inhomogen, dapat diamati bahwa terdapat perbedaan jarak tempuh antara elektron dalam medium inhomogen dan homogen. Elektron yang melalui medium inhomogen menempuh jarak yang lebih pendek daripada yang melalui medium homogen. Dengan kata lain, elektron dalam medium inhomogen kehilangan lebih banyak energi sepanjang lintasannya dibandingkan dengan yang dalam medium homogen. Hal ini terjadi karena densitas medium inhomogen lebih tinggi, sehingga peluang interaksi elektron dengan atom-atom dalam medium tersebut lebih besar dibandingkan dengan medium homogen. Proses kehilangan energi kinetik elektron saat bergerak melalui medium dinyatakan dengan besaran *stopping power*, yang dipengaruhi oleh densitas medium tersebut (Podgorsak, 2005). Dalam praktik klinis, hal ini menunjukkan pentingnya kemampuan TPS memperhitungkan ketidakhomogenan tubuh pasien dalam perhitungan distribusi dosis pada perancangan *treatment plan*. Studi yang dilakukan oleh Zabihzadeh dkk. (2020) membahas mengenai pentingnya memperhitungkan faktor koreksi inhomogenitas (ICF) dalam proses kalkulasi dosis pada TPS. Studi lanjut mengenai perhitungan inhomogenitas seperti penelitian oleh Putha dkk. (2022) yang mengkalibrasi keakuratan perhitungan koreksi inhomogenitas TPS dengan menggunakan fantom inhomogen yang dikombinasikan dengan EDI dapat menjadi pertimbangan dalam pelaksanaan proses *quality assurance*

TPS. Tervalidasinya model LINAC yang digunakan dalam penelitian ini menunjukkan potensi PHITS dan simulasi Monte Carlo secara umum dalam menyimulasikan secara akurat LINAC beserta interaksi fisis berkaitan. Potensi PHITS untuk mengkaji proses perancangan *treatment planning* dalam hal menghitung distribusi dosis cukup signifikan. Penelitian oleh Chang dkk. (2021) membahas mengenai diintegrasikannya data DICOM dengan PHITS sehingga memungkinkan pengkajian distribusi dosis yang lebih akurat dibandingkan dengan menggunakan *pencil-beam algorithm* (PBA) pada program TPS standar.

PENUTUP

Dapat disimpulkan bahwa interaksi berkas elektron dengan fantom inhomogen memengaruhi distribusi dosis yang dihasilkan. Pada kurva PDD, terlihat bahwa berkas elektron yang melalui medium inhomogen mengalami kehilangan energi kinetik lebih besar dibandingkan dengan berkas elektron yang melalui medium homogen. Hal ini terlihat pada nilai R_{100} dan R_{50} yang lebih pendek untuk fantom inhomogen dibandingkan fantom homogen. Dari data yang didapatkan, dapat disimpulkan bahwa terdapat perbedaan signifikan dari distribusi dosis antara interaksi berkas elektron dengan fantom inhomogen dan interaksi berkas elektron dengan fantom homogen sehingga faktor ketidakhomogenan medium perlu dikaji dalam perhitungan distribusi dosis menggunakan TPS. Sebagai bentuk pengembangan dari penelitian ini, studi lanjutan dapat dilakukan untuk

mengkaji distribusi dosis yang terbentuk berupa profil dosis dan diujicobakan pada tingkat energi yang berbeda-beda.

DAFTAR PUSTAKA

- BAPETEN. (2013). *Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 3 Tahun 2013 tentang Keselamatan Radiasi Dalam Penggunaan Radioterapi*. Indonesia. Dipetik Januari 22, 2024, dari <https://jdih.bapeten.go.id/id/dokumen/peraturan/peraturan-kepala-badan-pengawas-tenaga-nuklir-nomor-3-tahun-2013-tentang-keselamatan-radiasi-dalam-penggunaan-radioterapi>
- Berger, M., Coursey, J., Zucker, M., & Chang, J. (2017, Juli). *Stopping-Power & Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions*. Dipetik Maret 1, 2024, dari NIST Physical Measurement Laboratory: <https://www.nist.gov/pml/stopping-power-range-tables-electrons-protons-and-helium-ions>
- Chang, W., Koba, Y., Furuta, T., Yonai, S., Hashimoto, S., Matsumoto, S., & Sato, T. (2021). Technical Note: validation of a material assignment method for a retrospective study of carbon-ion radiotherapy using Monte Carlo simulation. *Journal of Radiation Research*, 62(5), 846-855.
- Cheraghian, M., Pourfallah, T., Sabouri-Dodaran, A. A., & Gholami, M. (2022). Calculation of photoneutron contamination of Varian linac with new target in tissue equivalent phantom using Monte Carlo simulation. *Journal of Basic Research in Medical Sciences*, 9(3), 31-41.
- Chetty, I. J., Curran, B., Cygler, J. E., DeMarco, J. J., Ezzell, G., Faddegon, B. A., . . . Siebers, J. V. (2007). Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical Physics*, 34(12).
- Evans, M. D. (2005). Computerized Treatment Planning Systems for External Photon Beam Radiotherapy. Dalam E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (hal. 387-406). Wina: IAEA.
- Fielding, A. L. (2023). Monte-Carlo techniques for radiotherapy applications I: introduction and overview of different Monte Carlo codes. *Journal of Radiotherapy in Practice*, 22, 1-6.
- Furuta, T., & Sato, T. (2021). Medical application of particle and heavy ion transport code system PHITS. *Radiological Physics and Technology*, 14(3), 215-225.
- Ivana, H. (2023). *Analisis Kurva Persentase Dosis Kedalaman dan Profil Dosis Berkas Elektron 8, 12, Dan 15 MEV Menggunakan Simulasi Monte Carlo*. Matana University, Program Studi Fisika. Tangerang: Matana University. Diambil kembali dari <http://repository.matanauniversity.ac.id:8080/xmlui/123456789/1176>
- Jang, K. W., Lee, M., Lim, H., Kang, S. K., Lee, S. J., Kim, S. H., . . . Jeong, D. H. (2020). Monte Carlo Simulation of an Electron Irradiation Device for Medical Application of an Electron Linear Accelerator. *Journal of the Korean Physical Society*, 76(7), 588-591.
- Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). *Khan's The Physics of Radiation Therapy* (5th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kholghi, N., Pouladian, M., & Monfared, A. S. (2022). Evaluating the accuracy of electron pencil beam dosimetry based on Monte Carlo simulations using homogeneous and heterogeneous phantoms. *Informatics in Medicine Unlocked*, 31.
- Manik, J. T., Okselia, A., Gaspersz, D. G., & Haryanto, F. (2023, Desember). Validation of Varian Clinac iX Model on 6 MV Photon Beam Using Fast Monte Carlo Simulation. *Jurnal Ilmiah Teknik Elektro Komputer dan Informatika*, 9(4), 951-958.
- Onizuka, R., Araki, F., Ohno, T., Nakaguchi, Y., Kai, Y., Tomiyama, Y., & Hioki, K. (2016). Accuracy of dose calculation algorithms for virtual heterogeneous phantoms and intensity-modulated radiation therapy in the head and neck. *Radiol Phys Technol.*, 9(1), 77-87.
- Podgorsak, E. B. (2005). Basic Radiation Physics. Dalam E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (hal. 1-44). Wina: IAEA.
- Podgorsak, E. B. (2005). Treatment Machines for External Beam Radiotherapy. Dalam E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (hal. 123-160). Wina: IAEA.
- Putha, S. K., Lobo, D., Raghavendra, H., Srinivas, C., Banerjee, S., Athiyamaan, M. S., . . . Krishna, A. (2022). Evaluation of Inhomogeneity Correction Performed by Radiotherapy Treatment Planning System. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*, 23(12), 4155-4162.

- Sato, T., Niita, K., Matsuda, N., Hashimoto, S., Iwamoto, Y., Furuta, T., & Sihver, L. (2014). Overview of particle and heavy ion transport code system PHITS. *Annals of Nuclear Energy*, 82, 110-111.
- Strydom, W., Parker, W., & Olivares, M. (2005). Electron Beams: Physical and Clinical Aspects. Dalam E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (hal. 273-299). Wina: IAEA.
- WHO. (2022, Februari 3). *Cancer*. Dipetik Januari 22, 2024, dari World Health Organization: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
- Zabihzadeh, M., Ghahremani, Z., Hoseini, S. M., Shahbazian, H., & Ghahfarokhi, M. H. (2020). Effect of lung inhomogeneity on dose distribution during radiotherapy of patient with lung cancer. *International Journal of Radiation Research*, 18(3), 579-586.