

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

Pada simulasi menggunakan 10^3 partikel, distribusi dosis terjadi sejak lapisan pertama hingga melewati *water phantom*, sementara pada bidang x, penyebaran dosis serap tidak terlalu banyak. Total dosis yang terserap oleh *water phantom* pada simulasi ini sebesar 5.53148×10^{-18} Gy. Pada simulasi menggunakan 10^5 partikel, distribusi dosis juga terjadi sejak lapisan pertama hingga melewati *water phantom*, sementara pada bidang x, penyebaran dosis serap mencapai lapisan paling tepi. Total dosis yang terserap oleh *water phantom* pada simulasi ini sebesar 1.4371×10^{-16} Gy. Pada simulasi menggunakan 10^6 partikel, distribusi dosis hampir terjadi di seluruh lapisan *water phantom*. Total dosis yang terserap oleh *water phantom* pada simulasi ini sebesar 1.4369×10^{-15} Gy.

Hasil simulasi radioterapi eksternal dengan sumber pancaran berupa sinar *gamma* dengan besar energi 1 MeV sampai 10 MeV dan variasi jumlah partikel sebesar 10^3 , 10^5 , dan 10^6 partikel menunjukkan posisi D_{max} yang hampir sama yaitu pada kedalaman 5 cm hingga 6 cm. Perbedaan yang terjadi terdapat pada besar absorpsi dosis dan distribusi penyebaran absorpsi dosis.

Variasi besar energi dilakukan untuk mengubah posisi dosis maksimal. Besar energi yang dimiliki oleh sinar *gamma* tidak hanya mempengaruhi jumlah dari dosis maksimal dan distribusi penyebaran absorpsi dosis saja, namun juga mempengaruhi posisi absorpsi dosis maksimal. Simulasi dilakukan dengan jumlah partikel sebanyak 10^5 partikel dilakukan dengan variasi besar energi sebesar 100 keV, 1 MeV, 10 MeV, dan 100 MeV. Hasil simulasi menyatakan bahwa posisi absorpsi dosis maksimal sebanding dengan besar energi partikel yang dipancarkan yaitu pada kedalaman 2 cm pada 100 keV, 2 cm pada 1 MeV, 7 cm pada 10 MeV, dan 32 cm pada 100 MeV. Selain itu, tingkat penurunan absorpsi dosis lebih kecil pada kasus dengan energi yang lebih besar.

Kenaikan jumlah partikel yang dipancarkan menyebabkan distribusi dosis serap berpusat pada titik absorpsi dosis maksimal, sementara kenaikan besar energi partikel yang dipancarkan menyebabkan perubahan posisi absorpsi dosis maksimal. Sehingga pada penanganan pasien dibutuhkan kalibrasi yang tepat agar daerah yang terkena kanker (GTV) mendapatkan dosis serap yang maksimal. Semakin dalam posisi GTV terhadap lapisan kulit, besar energi yang digunakan untuk radioterapi semakin besar, sementara jumlah dosis yang dibutuhkan untuk diserap oleh GTV berpengaruh terhadap jumlah partikel yang dipancarkan. Menurut hasil simulasi, diperlukan setidaknya sekitar 10^{21} partikel dengan rentang energi 1 MeV hingga 10 MeV agar *water phantom* menyerap dosis sebanyak 1 Gy.

Selain dari jumlah partikel dan besar energi, terdapat banyak faktor lain dalam perencanaan radioterapi eksternal seperti luas permukaan yang terkena pancaran, hingga tingkat absorpsi dosis yang dimiliki oleh setiap organ tubuh yang berbeda-beda. Oleh sebab itu, penulis memberikan beberapa saran yang dapat diperhatikan dalam perencanaan pengobatan radioterapi foton dengan bantuan simulasi agar lebih baik antara lain:

1. Menentukan kasus penyakit yang spesifik agar mempermudah penulis dalam menentukan variasi input yang akan dilakukan.

2. Mengetahui data pengobatan radioterapi foton yang dilakukan dalam pengobatan penyakit tersebut (besar energi, posisi, pancaran, dll.) yang dapat dijadikan acuan dalam memverifikasi hasil simulasi.
3. Menggunakan program visualisasi "OpenGL" yang dapat memvisualisasikan konstruksi simulasi secara langsung agar penulis mengetahui apakah penulisan input geometri pada simulasi sudah benar.
4. Subjek simulasi yang digunakan berupa geometri bagian tubuh yang sesuai dengan kasus yang ditentukan.
5. Segmentasi subjek simulasi hingga mencapai tingkat akurasi pada 1 nm.
6. Menggunakan variasi sumber pancaran yang lebih spesifik harus dilakukan sesuai dengan praktik nyata pengobatan kanker seperti besar celah kolimator, sudut pancaran terhadap tubuh pasien, dll.
7. Jumlah partikel yang dipancarkan berada pada 10^{18} hingga 10^{22} partikel untuk mengetahui hasil simulasi yang mendekati praktik pengobatan sebenarnya.
8. Selain dosis yang terserap, tingkat dosis ekuivalen harus diperhitungkan karena tingkat dosis ekuivalen menentukan tingkat bahaya radiasi terhadap kesehatan pasien.
9. Simulasi dilakukan tidak hanya 1 kali melainkan berkali-kali untuk memperkecil nilai error yang terjadi.

DAFTAR REFERENSI

- [1] Krane, K. S. (1988) *Introductory Nuclear Physics*. John Wiley and Sons, Canada.
- [2] Banica, F.-G. (2000) Kj 3055: X ray spectrometry and radiochemical methods. <http://folk.ntnu.no/floban/KJ%20%203055/X%20%20Ray/Compton%20effect.htm>. 5 November 2018.
- [3] Faiz M. Khan, P. (2003) *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd edition. Lippincott Williams and Wilkins, USA.
- [4] William C Scarfe, A. G. F. dan Sukovic, P. (2006) Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Canadian Dental Association*, **72**, 75–80.
- [5] Podgorsak, E. (2005) *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, Vienna.
- [6] Asai, M. dan Incerti, S. (2011) Geant4 geometry. *Geant4 Geometry*, Karlsruhe, Germany, 25-26 November 3. SLAC National Accelerator Laboratory.
- [7] KemKes (2015) Infodatin. Technical report. Pusat Data dan Informasi, Jakarta, Indonesia.
- [8] Bryan, J. C. (2013) *Introduction to Nuclear Science*, 2nd edition. CRC Press, New York.