

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Simpulan dari hasil pengamatan dan analisis simulasi-simulasi yang dilakukan adalah sebagai berikut:

1. Semakin banyak segmen *phantom* yang digunakan pada simulasi maka semakin akurat nilai PDD sumbu utama berkas simulasi. Hal ini dapat didekati sebagai resolusi data.
2. Kemampuan perangkat keras komputer yang digunakan mempengaruhi batas jumlah segmen simulasi.
3. Pada paparan sumber radiasi proton bentuk berkas *parallel beam* dapat menghantarkan dosis secara presisi sesuai dengan daerah yang dilalui oleh berkas, sedangkan bentuk berkas *cone beam* dapat menjangkau area *phantom* yang secara lebih luas namun dosis yang dihantarkan tidak presisi seperti pada *parallel beam*. Pada alat radioterapi bentuk paparan *cone beam* lebih sering digunakan dibanding paparan *parallel beam*. Hal ini disebabkan oleh bentuk sumber radiasi yang digunakan pada alat tersebut memancarkan berkas secara radial ke seluruh arah. Sedangkan *parallel beam* biasanya dihasilkan oleh alat yang memanfaatkan percepatan pada orbit melingkar untuk menghasilkan berkas radiasi. Konfigurasi dan teknis penggunaan alat tersebut jauh lebih kompleks dibandingkan sumber radiasi radial.
4. Pada simulasi paparan berkas *Parallel Beam* sumber energi proton 100 MeV dosis radiasi dapat tersampaikan secara presisi untuk bagian tulang pada kedalaman 75 mm. Bagian tubuh yang dilewati berkas foton pada simulasi tersebut tidak berkontribusi signifikan pada dosis efektif ekuivalen. Hal ini disebabkan oleh nilai *weighting factor* yang lebih rendah pada bagian tubuh tersebut.
5. Untuk mendekati bentuk simulasi yang diperlukan pada perencanaan radioterapi proton diperlukan nilai dosis ekuivalen diantara 55 Gy hingga 90 Gy (gambar 2.6) terhadap *Clinical Target Volume*. Berdasarkan hubungan dosis ekuivalen tulang terhadap jumlah berkas yang telah didapatkan sebelumnya, diperlukan sekitar 10^8 hingga 10^9 berkas proton pada simulasi untuk memprediksi sebuah perencanaan radioterapi proton.

5.2 Saran

Saran dari penulis untuk penelitian lebih lanjut untuk topik ini:

1. Dilakukan validasi simulasi terhadap eksperimen nyata dengan cara perbandingan distribusi nilai PDD pada *phantom* air homogen.
2. Simulasi dilakukan pada komputer yang memiliki perangkat keras terbaru. Performa CPU akan mempengaruhi durasi pembuatan data. Sedangkan kapasitas RAM mempengaruhi batas jumlah segmen pada simulasi.

3. Pada simulasi digunakan geometri *phantom* dan detektor energi terserap yang berbentuk lebih kompleks. Detektor energi terserap seharusnya dapat bekerja pada geometri yang memiliki material berbeda-beda.
4. Pada simulasi perhitungan distribusi dosis radiasi seharusnya digunakan jumlah berkas radiasi yang cukup mendekati perencanaan radioterapi ($> 10^8$ berkas).
5. Pada simulasi distribusi dan pengukuran dosis radiasi pada contoh sederhana bagian tubuh seharusnya bentuk sumber radiasi lebih menggunakan parameter sumber radiasi pada eksperimen nyata seperti interval energi berkas dan bentuk wujud sumber radiasi.

DAFTAR REFERENSI

- [1] Faiz M. Khan, P. (2003) *The Physics of Radiation Therapy*, 5th edition. Lippincott Williams and Wilkins, USA.
- [2] Podgorsak, E. (2005) *Radiation Oncologi Physics, A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, Vienna.
- [3] (2020) Application of very high energy electrons (50-250 mev) for radiotherapy. <https://indico.cern.ch/event/578818/contributions/2487012/attachments/1435583/2207629/strathclydeVHEE2.pdf>. 30 Juni 2020.
- [4] Leo, W. R. (2003) Statistics and the treatment of experimental data. <https://ned.ipac.caltech.edu/level15/Leo/paper.pdf>. 30 Juni 2020.
- [5] Lagzda, A., R.M.Jones, D.Angal-Kalinin, J.Jones, A.Aitkenhead, K.Kirkby, R.McKay, Herk, M., W.Faranolini, dan S.Zeeshan (2017) Relative insentivity to inhomogeneities on very high energy electron dose distributions. *Applications of Very High Energy Electrons (50-250 MeV) for radiotherapy*, Copenhagen, Denmark, 14-19 May, pp. 1-4. Institute of Physics Publishing (IOP).
- [6] Keith, S. dan MS, d., CHP (2013) Toxicological profile for uranium. *Human Health Science*, **1**, 3.
- [7] RI, K. K. (2016) Fakta kanker. Kemenkes.co.id.
- [8] (2020) International commission on radiological protection (icrp) guidance for occupational exposure. https://www.remm.nlm.gov/ICRP_guidelines.htm#ref1. 30 Juni 2020.
- [9] Sigman, K. (2007) Introduction to reducing variance in monte carlo simulations. <http://www.columbia.edu/~ks20/4703-Sigman/4703-07-Notes-ATV.pdf>. 30 Juni 2020.
- [10] (2020) Geant4 material database. <http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/Appendix/materialNames.html>. 30 Juni 2020.
- [11] Witek Pokorski, A. R. (2020) Detector simulation primary particles. <https://indico.cern.ch/event/294651/sessions/55918/attachments/552022/760639/PrimaryParticles.pdf>. 30 Juni 2020.
- [12] (2020) Geant4 general particle source. <http://www.sixiangguo.net/code/geant4/AppDevelop/ch02s07.html>. 30 Juni 2020.

