



Jenis Artikel: *original research*

Pengaruh Diameter Phantom Silinder terhadap Dosis Puncak pada Tabung Sinar-X Menggunakan Simulasi Monte Carlo-EGSnrc

Muhammad Nasir¹

¹ Pendidikan Fisika, Universitas Islam Negeri Ar-Raniry, Banda Aceh

*Corresponding e-mail: muh.nasir@ar-raniry.ac.id

KATA KUNCI

Phantom Silinder,
Dosis Puncak,
Tabung Sinar-X,
Monte Carlo

Diserahkan: 29 Mei 2021
Direvisi: 27 juni 2021
Diterbitkan: 30 Juli 2021
Terbitan daring: 18 Juli 2021

ABSTRAK. Telah dilakukan suatu penelitian untuk mengetahui pengaruh diameter phantom terhadap dosis puncak yang dihasilkan oleh tabung sinar-X Varian OBI CBCT v1.4 menggunakan simulasi Monte Carlo. Simulasi pemodelan tabung sinar-X Varian OBI v1.4 dilakukan menggunakan program BEAMnrc dan simulasi pemodelan phantom silinder dilakukan menggunakan program DOSRZnrc. Data *phase space file* yang dihasilkan melalui simulasi pemodelan tabung menjadi input untuk simulasi pemodelan phantom. Penelitian ini dilakukan dengan memvariasikan diameter phantom 10, 15, 20, 25 dan 30 cm. Kurva profil dosis dipilih sepanjang sumbu pusat aksis phantom pada kedalaman 0,5 cm dari permukaan phantom. Dari hasil analisis data diperoleh dosis puncak untuk setiap variasi diameter phantom adalah 2.24×10^{-18} Gy, 1.78×10^{-18} Gy, 1.50×10^{-18} Gy, 1.28×10^{-18} Gy dan 1.08×10^{-18} Gy. Dosis puncak semakin rendah seiring pertambahan diameter phantom. Diameter phantom silinder memberikan efek yang signifikan terhadap dosis yang diserap phantom. Dosis puncak pada phantom yang kecil lebih tinggi dibandingkan phantom yang besar. Hal ini disebabkan karena pada phantom yang lebih besar berkas radiasi akan menempuh jarak yang lebih jauh saat memasuki phantom sehingga dosis yang diserap menjadi lebih rendah.

1. Pendahuluan

Kanker merupakan salah satu penyakit penyebab kematian yang saat ini banyak diderita oleh masyarakat Indonesia. Jumlah penderita baru penyakit kanker tahun 2020 diperkirakan akan meningkat hingga 20 juta penderita (Nakagawa, 2016). Pengobatan kanker dapat dilakukan dengan cara kemoterapi, pembedahan dan radioterapi. Proses radioterapi menggunakan berkas radiasi berenergi tinggi untuk menghancurkan sel-sel kanker yang berada didalam tubuh.

Keakuratan di dalam proses radioterapi dipengaruhi oleh beberapa faktor, salah satunya adalah teknologi yang digunakan. Pada kasus radioterapi tumor, deformasi (pergerakan) tumor akan menjadi salah satu faktor yang harus dipertimbangkan. *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) merupakan modalitas citra yang dapat digunakan untuk merekam pergerakan tumor. CBCT terdiri atas sebuah tabung dan sebuah detektor yang dapat berputar (Suwarni, 2016). Sistem CBCT memungkinkan proyeksi citra radiografik dua dimensi yang diperoleh dari suatu sumber tegangan dan sistem citra flat panel detektor yang berotasi mengelilingi pasien. Sistem CBCT memungkinkan pengambilan gambar scan CT pasien secara penuh pada pengobatan radioterapi segera sebelum pemberian *treatment* radiasi (Nakagawa, 2016). CBCT memungkinkan penempatan yang lebih tepat dari pengobatan isosenter dengan menggeser citra yang muncul sebelum setiap sesi pada pencitraan dosimetri awal (Bretonniere, 2017). Dosimetri pada CBCT menjadi cukup penting karena penggunaan IGRT dan CT *scanner multislice* yang cukup sering. CBCT memiliki beberapa jenis modalitas salah satunya adalah varian *On Board Imager* (OBI) v1.4 yang dirilis pada tahun 2008 (Yani, 2019).

Dosis radiasi yang diterima oleh pasien akan menyebabkan perubahan dalam sistem biologis dan dapat meningkatkan risiko kanker pada organ sensitif. Oleh karena itu, dosis radiasi CBCT yang diterima oleh pasien harus diketahui dan diperhitungkan secara tepat (Anam, 2017). Dosis radiasi yang diterima oleh pasien selama proses pemindaian akan bervariasi dan tergantung pada beberapa faktor teknis dan klinis. Faktor teknis yang mempengaruhi dosis radiasi umumnya adalah kualitas sinar-X, geometri, pembatasan perangkat, serta akuisisi pengaturan tingkat dosis citra. Jumlah dosis radiasi yang diterima dari pemindaian juga tergantung pada geometri, bentuk, dan material bahan phantom, termasuk ukuran phantom (Bretonniere, 2017). Phantom merupakan alat peraga anatomi tubuh untuk mewakili tubuh pasien. Umumnya phantom yang digunakan dalam penelitian simulasi dosis radiasi ada dua jenis, yaitu phantom kubus dan phantom silinder. Phantom silinder dianggap lebih mewakili bentuk anatomi tubuh manusia dibandingkan phantom kubus.

Metode Monte Carlo (MC) adalah metode numerik untuk simulasi statistik yang menggunakan urutan bilangan acak dalam memodelkan proses eksperimen melalui proses simulasi. Simulasi MC telah banyak diterapkan dalam berbagai bidang, seperti fisika medis, khususnya dosimetri radiasi, serta untuk menganalisis reaktor nuklir (Anam, 2017). Metode ini telah banyak digunakan dalam detektor nuklir dan perhitungan dosis dalam radioterapi. MC adalah metode paling akurat untuk mensimulasikan distribusi dosis dalam jaringan homogen maupun tidak homogen ketika efek transpor elektron tidak dapat dihitung secara akurat dengan metode konvensional (Reedy, 2015). Simulasi MC terdiri dari beberapa jenis program, seperti MCNP, GEANT4, PENELOPE, ITS dan EGSnrc. Simulasi Monte Carlo pada tabung sinar-X OBI varian CBCT v.1.4 untuk menentukan dosis dalam phantom silinder dilakukan menggunakan paket program EGSnrc, yang terdiri dari BEAMnrc dan DOSRZnrc. karena akan lebih Hasil penelitian ini akan memberikan informasi tentang dosis yang dihasilkan oleh tabung sinar-X Varian OBI CBCT v.1.4 pada phantom silinder.

Penelitian terkait dosis radiasi menggunakan simulasi Monte Carlo telah banyak dilakukan. Anam (2017) melakukan suatu penelitian tentang pengaruh dosis efektif terhadap dosis yang diterima oleh pasien. Penelitian memperoleh hasil bahwa dosis radiasi dipengaruhi oleh diameter tubuh pasien. Hal ini senada dengan penelitian yang dilakukan oleh Patmawati (2018) terkait dengan pengaruh volume dan material phantom silinder terhadap nilai *Size Specific Dose Estimates* (SSDE) dan diperoleh hasil bahwa nilai dosis SSDE semakin berkurang seiring pertambahan volume phantom. Sementara itu Aprilyanti (2016) juga melakukan penelitian tentang pengaruh diameter phantom terhadap nilai dosis CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) dan diperoleh bahwa semakin besar ukuran diameter phantom maka semakin kecil nilai dosis CTDI yang

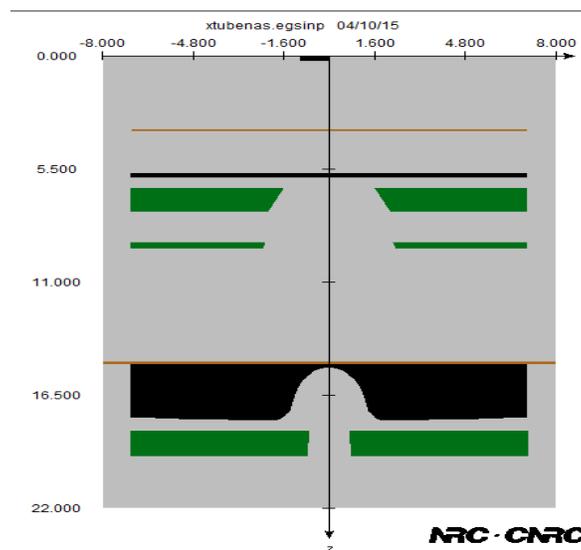
dihasilkan. Suwarni (2016) juga melakukan penelitian tentang perbandingan dosis radiasi pada beberapa model phantom dan diperoleh bahwa diameter phantom yang digunakan mempengaruhi besar dosis radiasi yang dihasilkan. Semakin besar diameter phantom yang digunakan maka semakin kecil dosis radiasi yang diterima permukaan phantom.

Adapun keterbaruan dari penelitian ini yaitu simulasi perhitungan dosis menggunakan phantom silinder dengan diameter yang lebih bervariasi (bukan phantom standar 16 cm atau 32 cm) yang lebih umum digunakan. Di samping itu, perhitungan dosis radiasi dalam penelitian ini melibatkan sisi lateral (LAT) dan anterior-posterior (AP).

2. Metoda

EGSnrc Monte Carlo adalah program yang digunakan untuk mensimulasikan foton dan elektron yang melalui suatu media (Kawrakow, 2015). Partikel yang disimulasikan memiliki rentang energi dari beberapa keV hingga ratusan GeV (Bretonniere, 2017). EGSnrc memiliki fleksibilitas sangat tinggi yang memungkinkan pengguna dapat menjalankan simulasi tanpa memiliki pemahaman yang mendalam tentang program. EGSnrc tidak hanya dapat digunakan di Linux/Unix, tetapi juga dapat digunakan pada Windows.

Dalam EGSnrc, transportasi foton dan elektron disimulasikan dalam beberapa langkah dengan setiap langkah memiliki jangkauan yang acak. Untuk mendapatkan hasil akhir dari simulasi, jumlah partikel yang banyak sangat direkomendasikan untuk digunakan. Semakin banyak jumlah partikel yang digunakan maka semakin akurat hasil simulasi yang diperoleh. Simulasi EGSnrc Monte Carlo yang digunakan dalam penelitian ini dibagi menjadi dua bagian. Bagian pertama adalah simulasi tabung sinar-X varian OBI CBCT v1.4 menggunakan BEAMnrc.

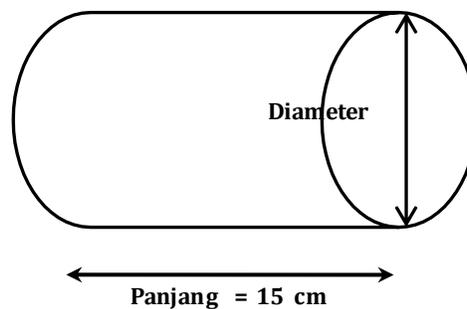


Gambar 1. Pengaturan Geometri Simulasi Tabung Sinar-X Varian OBI CBCT v1.4

Pemodelan tabung terdiri dari beberapa komponen yaitu *target*, *exit windows*, *pre-filter*, *pre collimator*, *upper blades*, *glass*, *bowtie filter* dan *collimator*. Gambar 1 menunjukkan pengaturan geometri simulasi tabung sinar-X Varian OBI CBCT v1.4 yang digunakan dalam simulasi ini. Partikel setelah disimulasikan dalam tabung sinar-X akan disimpan pada bidang skor yang disebut *phase space file* (phsp). Parameter berkas sinar untuk simulasi tabung sinar-X adalah sebagai berikut: ISOURC = 10 (*parallel circular beam incident from side*), energi elektron = 100 keV, radius berkas sinar = 0,5 cm dan ketebalan *slice* = 1 cm. Jumlah histori yang digunakan

adalah 250 juta partikel. Proses simulasi dijalankan di Linux Ubuntu dengan spesifikasi CPU intel core i5 3,4 GHz dan prosesor 2 GB RAM.

Bagian kedua adalah simulasi phantom air berbentuk silinder menggunakan DOSRZnrc. Dalam penelitian ini dipilih phantom air karena tubuh manusia sebagian besar terdiri dari air. Setelah simulasi BEAMnrc selesai, diperoleh file phsp yang akan digunakan sebagai input dalam simulasi DOSRZnrc untuk menentukan distribusi dosis dalam phantom air yang berbentuk silinder. Penelitian ini dilakukan dengan memvariasikan diameter phantom 10, 15, 20, 25, dan 30 cm, dan panjang phantom 15 cm. Sumber berkas sinar yang digunakan berarah tegak lurus dengan poros pusat. Jumlah histori yang digunakan adalah 500 juta partikel. Hasil dari simulasi ini yaitu berupa kurva profil dosis yang di-plot sepanjang pusat sumbu phantom pada kedalaman dosis maksimum. Untuk perhitungan dalam penelitian ini, energi *cut off* foton dan elektron yang digunakan masing-masing 0,512 MeV dan 0,01 MeV. Desain phantom silinder yang digunakan dalam simulasi ini ditampilkan pada Gambar 2 berikut.



Gambar 2. Desain Phantom Silinder

3. Hasil dan Pembahasan

Waktu simulasi dan ketidakpastian statistik untuk simulasi dengan variasi diameter phantom ditunjukkan pada Tabel 1.

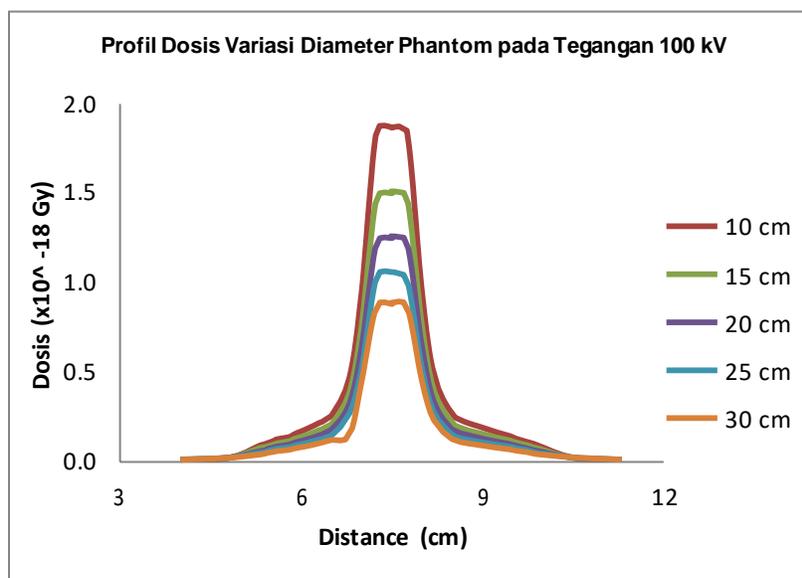
Tabel 1. Waktu simulasi dan ketidakpastian statistik untuk tiap simulasi variasi diameter phantom

Diameter Phantom (cm)	Waktu Simulasi (jam)	Ketidakpastian Statistik (%)
10	2,5	4,86
15	2,9	4,74
20	3,1	6,10
25	3,5	5,31
30	3,8	5,83

Dari tabel 1 di atas terlihat bahwa waktu simulasi meningkat sebanding dengan bertambahnya diameter phantom dan diperoleh rata-rata waktu simulasi 3,2 jam. Sementara itu ketidakpastian statistik untuk setiap variasi diameter phantom relatif kecil dengan nilai rata-rata 5,4%. Hal ini disebabkan karena jumlah partikel pada file phsp terdapat cukup banyak sehingga hasil output simulasi menjadi lebih akurat.

Profil dosis adalah distribusi dosis sepanjang sumbu pusat (z-axis) atau sejajar sumbu rotasi. Profil dosis dapat dipengaruhi oleh beberapa faktor, seperti kolimator primer, jarak antara kolimator dan tabung sinar-X, penumbra serta penyebaran radiasi. Profil dosis dapat diukur baik di air atau phantom. Profil dosis yang ideal memiliki bentuk blok persegi panjang dengan lebar tertentu (Ramdani, 2016).

Kurva profil dosis pada phantom silinder untuk variasi diameter phantom ditunjukkan pada gambar 3 berikut. Kurva profil dosis di-plot sepanjang sumbu pusat pada kedalaman 0,5 cm dari permukaan phantom.



Gambar 3. Kurva profil dosis untuk variasi diameter phantom

Pada gambar 3 di atas terlihat dosis radiasi menurun dengan meningkatnya diameter phantom silinder. Dosis puncak untuk setiap variasi diameter phantom 10, 15, 20, 25, dan 30 cm berturut-turut adalah 1.89×10^{-18} Gy, 1.51×10^{-18} Gy, 1.30×10^{-18} Gy, 1.11×10^{-18} Gy, dan 9.59×10^{-19} Gy. Hasil ini menunjukkan bahwa saat digunakan phantom silinder dengan ukuran diameter lebih besar menyebabkan jangkauan berkas radiasi akan menempuh jarak yang lebih jauh ketika memasuki phantom sehingga kalkulasi dosisnya akan lebih rendah. Hasil ini tidak jauh berbeda dengan penelitian yang diperoleh oleh Patmawati (2018) terkait dengan pengaruh volume dan material phantom silinder terhadap nilai *Size Specific Dose Estimates* (SSDE) dan diperoleh hasil bahwa nilai dosis SSDE semakin berkurang seiring pertambahan volume phantom. Suwarni (2016) juga melakukan penelitian tentang perbandingan dosis radiasi pada beberapa model phantom dan diperoleh hasil bahwa semakin besar diameter phantom yang digunakan maka semakin kecil dosis radiasi yang diterima permukaan phantom dan begitu juga sebaliknya. Hal ini terkait dengan jangkauan berkas radiasi yang lebih jauh sehingga memperkecil total dosis yang diserap phantom.

Daerah penumbra berkurang dengan meningkatnya diameter phantom dan juga menyebabkan penurunan dosis untuk ukuran diameter phantom yang lebih besar (Aprilyanti, 2016). Oleh sebab itu semakin gemuk seorang pasien yang berarti semakin besar ukuran diameter tubuh, maka dosis yang diterima akan lebih rendah dibandingkan pasien yang lebih kurus. Dosis yang diterima oleh orang dewasa akan lebih rendah daripada dosis yang diterima oleh anak-anak. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Anam (2017) bahwa dosis radiasi dipengaruhi oleh diameter tubuh pasien. Aprilyanti (2016) juga melakukan penelitian tentang pengaruh diameter phantom dengan variasi diameter 10 cm, 16 cm dan 32 cm terhadap nilai dosis CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) dan diperoleh bahwa semakin besar ukuran diameter phantom maka semakin kecil nilai dosis CTDI yang dihasilkan. Dosis CTDI terkecil diperoleh pada diameter phantom 32 cm yang merupakan ukuran standar diameter tubuh orang dewasa. Nilai dosis puncak ini memainkan peran penting dalam menentukan dosis pada kulit. Nilai dosis pada kulit dapat ditentukan dengan mengalikan nilai dosis puncak dengan jumlah pemindaian (Yani, 2020).

4. Kesimpulan

Dari hasil penelitian diperoleh bahwa diameter phantom silinder memberikan pengaruh yang signifikan terhadap dosis puncak yang diterima oleh phantom. Dosis puncak pada phantom yang berukuran lebih kecil jauh lebih tinggi dibandingkan phantom yang berukuran lebih besar. Sementara itu, waktu simulasi meningkat dengan meningkatnya diameter phantom silinder. Penelitian ini juga menunjukkan keakuratan metode Monte Carlo dalam proses simulasi dosis radiasi pada phantom silinder dengan ketidakpastian statistik 5,4%.

Ucapan Terimakasih

Peneliti mengucapkan terima kasih kepada Bapak Defrianto Pratama yang telah banyak memberikan saran kepada penulis sehingga dapat menyelesaikan penelitian ini.

Daftar Pustaka

- Anam, C. (2017). The Evaluation of the Effective Diameter (Deff) Calculation and its Impact on the SSDE. *Jurnal Atom Indonesia*, 55-60.
- Aprilyanti, D. D. (2016). Pengaruh Diameter Phantom dan Tebal Slice Terhadap Nilai CTDI Pada Pemeriksaan Menggunakan CT-Scan. *Jurnal Fisika Unand*, 6-10.
- Bretonniere, B. (2017). Integration of Geometric Data Recorded During Irradiation Sessions for Post-Treatment Dosimetry Calculation in External Radiotherapy. *Unite de Physique Medicale Journal*, 234-240.
- Kawrakow, E. (2015). *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Ottawa: Walters Publisher.
- Nakagawa, K. (2016). Effect of low-dose x-ray irradiation eggshells on radical production. *Free Radical Research Journal*, 679-683.
- Ramdani, R. (2016). Perbandingan Dosis Serap Berkas Foton 16 MV Pada berbagai Jenis Phantom Menggunakan Metode Monte Carlo-EGSnrc. *Jurnal Wahana Fisika*, 129-139.
- Reedy, G. M. (2015). *The Science Behind Radiation Therapy*. Georgia: American Cancer Society.
- Suwarni. (2016). Perbandingan Dosis Radiasi di Udara Terhadap Dosis Radiasi di Permukaan Phantom Pada Pesawat CT-Scan. *Jurnal Fisika Unand*, 16-21.
- Yani. (2020). Study of Efficiency in Five-Field and Field-by-Field Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Plan Using DOSXYZnrc Monte Carlo Code. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 482-435.
- Yani, S. (2019). Comparison Between EGSnrc and MCNPX for X-ray Target in 6 MV Photon Beam. *Journal of Physics*, 23-29.