

Pengaruh Perubahan Jumlah dan Ukuran Voxel terhadap *Percentage Depth Dose* (PDD) pada *Water Phantom* Menggunakan Metode Monte Carlo-EGSnrc

Nia Kurniasari^{1,a)}, Ridwan Ramdani^{1,b)}, Freddy Haryanto^{2,c)}, Yudha Satya Perkasa^{1,d)} dan M. Nurul Subkhi^{1,e)}

¹Laboratorium Fisika Modeling,
^{1,a)} Kelompok Keahlian Fisika Nuklir dan Medis,
Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri SGD Bandung,
Jl. A.H. Nasution no. 105 Cibiru, Bandung, Indonesia, 40614

²Laboratorium Fisika Nuklir,
Kelompok Keilmuan Fisika Nuklir dan Biofisika,
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Bandung,
Jl. Ganesha no. 10 Bandung, Indonesia, 40132

^{a)} niakurniasari36@yahoo.com (corresponding author)

^{b)} ridwan@fst.uinsgd.ac.id

^{c)} freddy[at]fi.itb.ac.id

^{d)} ysatyap99@gmail.com

^{e)} nsubkhi@gmail.com

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk mendesain dan menganalisis variasi jumlah dan ukuran voxel terhadap distribusi dosis pada *water phantom* menggunakan simulasi metode Monte Carlo. Simulasi metode Monte Carlo pada penelitian ini digunakan dengan program EGSnrc yang memiliki dua komponen utama yaitu BEAMnrc untuk mensimulasikan transport partikel pada geometri treatment head linac, dan DOSXYZnrc untuk pemodelan transport partikel pada elemen volume (voxel) phantom yang telah disiapkan dalam 3 dimensi. Nilai luas lapangan yang digunakan adalah $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dengan berkas foton energi 10 MV. Output dari BEAMnrc berupa phase space file (phsp) yang dianalisis menggunakan BEAMdp untuk menghasilkan karakteristik dosimetri seperti fluence terhadap posisi, energi fluence terhadap posisi, distribusi spektral dan distribusi energi fluence. Untuk pemodelan phantom digunakan DOSXYZnrc yang menggunakan ukuran phantom $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ dengan memvariasikan jumlah dan ukuran voxel. Dikarenakan hasil yang dianalisis dalam penelitian ini adalah distribusi dosis phantom Percentage Depth Dose (PDD), maka sumbu yang di variasikan adalah sumbu Z. Jumlah voxel yang digunakan adalah 18, 25 dan 100 voxel. Berdasarkan hasil penelitian, jumlah dan ukuran voxel mempengaruhi distribusi kurva PDD, yaitu pada daerah build up. Dimana sedikitnya voxel menyebabkan tidak adanya daerah build up yang dihasilkan. Daerah build up adalah daerah antara titik permukaan sampai dengan titik maksimum. Semakin banyak voxel yang digunakan, semakin banyak interaksi yang terdeteksi yang menyebabkan banyaknya dosis yang terserap oleh phantom tersebut.

Kata-kata kunci: Monte Carlo, EGSnrc, BEAMnrc, DOSXYZnrc, Percentage Depth Dose (PDD).

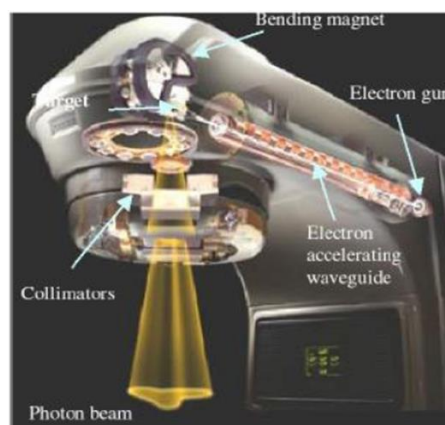
PENDAHULUAN

Menurut bidang kesehatan dunia (WHO) menyatakan bahwa kanker merupakan salah satu penyakit yang mematikan di dunia, tercatat pada tahun 2012 sebanyak 8,2 juta jiwa penduduk dunia meninggal karena penyakit kanker, maka dari itu harus secepatnya ditangani. Dalam penanganan penyakit kanker, ada tiga modalitas utama yang sering digunakan, yaitu operasi yang merupakan penanganan penyakit kanker dengan pembedahan, kedua kemoterapi yaitu penanganan penyakit kanker dengan memberikan zat kimia kedalam tubuh pasien, dan ketiga radioterapi yaitu penanganan penyakit kanker menggunakan sumber radiasi. Sumber radiasi yang digunakan dapat diletakkan didalam tubuh pasien (brachiterapi) dan dapat diletakkan diluar tubuh pasien (teleterapi). Salah satu alat dalam teknik teleterapi adalah pesawat *linear accelerator* (linac) yang dapat menghasilkan dua sumber yaitu elektron untuk kanker yang berada di luar permukaan kulit dan foton untuk kanker yang berada di suatu kedalaman tertentu. Dari sumber yang dihasilkan dapat ketahui distribusi dosis yang berfungsi untuk mengetahui seberapa banyak jumlah dosis yang akan diterima oleh pasien (materi) tersebut. Untuk mengetahuinya banyak para ilmuwan yang menggunakan kemajuan teknologi komputer untuk mensimulasikannya terlebih dahulu sebelum diberikan pada pasien. Salah satu metode yang sering digunakannya adalah metode Monte Carlo dengan software EGSnrc [8]. Dalam pendesainannya, ada dua komponen utama yang harus di desain yaitu *head* linac sebagai tempat untuk mengeluarkan sumber dan *phantom* sebagai objek yang akan diradiasi. Didalam *phantom* ada yang disebut dengan *volume element* (voxel) yang merupakan lapisan-lapisan kecil didalam *phantom*, yang berfungsi sebagai tempat untuk menyerap dosis dari radiasi yang diberikan. Terkait dari hal tersebut, maka dilakukan analisis terhadap voxel yang berada pada *phantom* dengan tujuan untuk mengetahui ada atau tidaknya pengaruh dari jumlah dan ukuran voxel pada *phantom* terhadap distribusi dosis *Percentage Depth Dose* (PDD).

TEORI

Linear Accelerator

Linear Accelerator (linac) merupakan alat pemercepat elektron dengan menggunakan gelombang elektromagnetik dan frekuensi tinggi untuk mempercepat elektronnya. Prinsip kerja dari linac ini diawali dengan dibentuknya gelombang mikro oleh magnetron 5 KV dan frekuensi resonansi tabung sebesar 3000 MHz. Gelombang tersebut disalurkan melalui silkulator dan tabung pemandu gelombang menuju elektron gan yang berupa tabung trioda dengan fungsi untuk merubah gelombang mikro menjadi elektron bebas dengan pemanas filamen. Lalu elektron tersebut ditembakkan dengan energi awal sebesar 15 KeV secara sinkron dengan perubahan amplitudo gelombang mikro menuju *accelerator/ wave guide*. Kecepatan elektron tersebut secara berantai dipacu lintasannya dari satu sel ke sel berikutnya sehingga energi elektron tersebut sesuai dengan energi yang di kehendaki. Semakin banyak sel pada *wave guide* semakin besar energi yang dihasilkan. Berkas elektron yang telah dipercepat didepleksikan menuju *isocenter* lapangan penyinaran dengan menggunakan magnet sistem pembelok berkas akromatik. Setelah mengalami pembelokan, elektron-elektron energi tinggi dapat digunakan secara langsung apabila yang digunakannya adalah elektron, sedangkan apabila yang digunakannya adalah foton maka elektron yang dipercepat ditumbukkan terlebih dahulu pada target yang berada pada *head* linac.



Gambar 1. Ilustrasi umum dari pesawat *Linear Accelerator* [1].

Metode Monte Carlo

Metode monte carlo merupakan teknik pengambilan data secara acak dari sejumlah distribusi probabilitas dimana setiap kejadian dalam metode ini dipandang sebagai keadaan stokastik yaitu keadaan yang berdiri sendiri dan berbeda dengan keadaan sebelumnya. Dalam simulasi metode monte carlo ini menggambarkan perjalanan partikel dari mulai partikel lahir hingga mati, seberapa jauh jarak yang ditempuh partikel, dan interaksi apa saja yang terjadi sepanjang perjalanan sampai pada batas yang diinginkan. Partikel yang di transpor dalam monte carlo adalah partikel yang riil yaitu partikel yang masih diketahui keberadaannya dan memiliki energi diatas energi *cut-off* [2]. Jalannya partikel dalam medium terdiri dari beberapa cara, antara lain partikel yang melewati batas geometri, partikel diserap, hingga partikel dihilangkan ketika energi partikel dibawah energi *cut-off*.

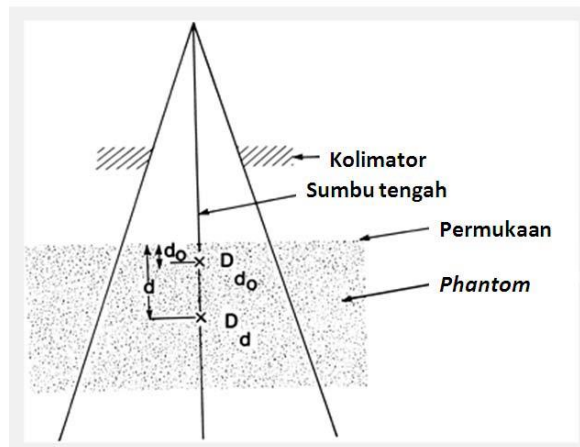
Salah satu software yang sering digunakan didalam monte carlo adalah *Elektron Gamma Shower (EGS)*, yang memiliki dua program utama yaitu *BEAMnrc* yang berfungsi untuk mendesain kepala linac agar dapat menghasilkan sumber radiasi yang di inginkan dan *DOSXYZnrc* yang merupakan program untuk mendesain *phantom* agar dapat menentukan dosis yang dideposisikan pada medium voxel (*volume element*) berbentuk rectilinier.

Percentage Depth Dose (PDD)

PDD merupakan kurva yang menggambarkan arah kedalaman (vertikal). PDD dipengaruhi oleh energi, luas lapangan, jarak antara sumber dan kulit (SSD) dan komposisi dari medium yang akan diradiasi. Nilai persentase kedalaman dosis dapat didefinisikan sebagai hasil bagi berupa persentase dosis yang terserap di kedalaman tertentu (*d*) terhadap dosis acuan (*d₀*) sepanjang sumbu berkas.

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (1)$$

Dengan *D_d* adalah dosis pada kedalaman *d* (cm) dan *D_{d₀}*

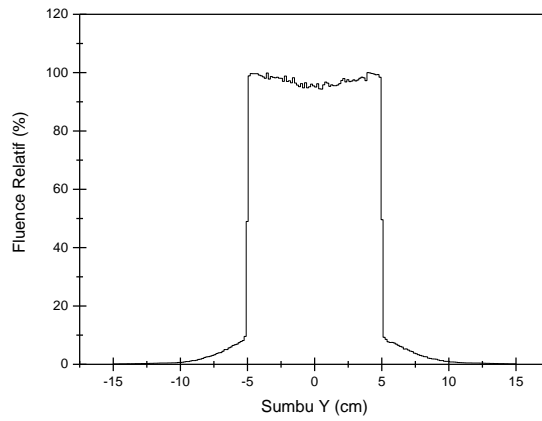


Gambar 2. Persentase kedalaman dosis dengan *d* adalah kedalaman tertentu dan *d₀* adalah kedalaman acuan pada dosis maksimum [3].

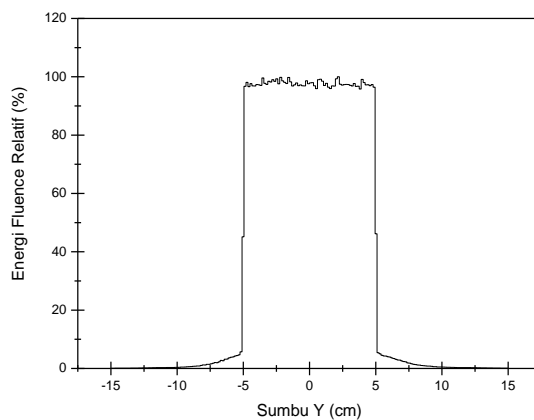
Kurva PDD terbagi terdiri dari daerah *build up* yaitu jarak antara permukaan sampai dengan titik dosis maksimum, dan daerah *fall off* yaitu daerah ketika dosis mengalami penurunan ketika bertambahnya kedalaman.

HASIL DAN DISKUSI

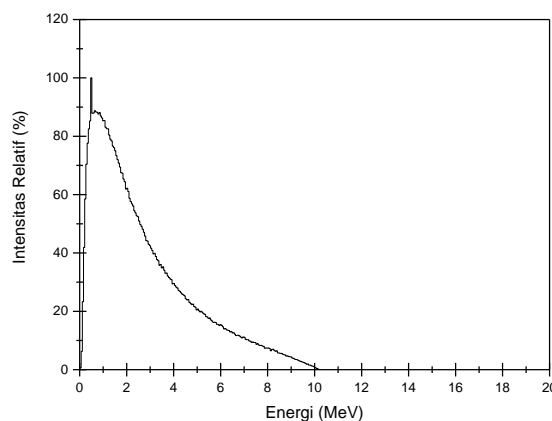
Output dari simulasi *head* linac dapat menggambarkan karakteristik foton yang digunakan didalam simulasi berupa *fluence*, energi *fluence*, distribusi spektral dan distribusi energi *fluence*. Hal ini sangatlah penting untuk diketahui karena distribusi dosis bergantung pada karakteristik ini. Berikut adalah karakteristik foton beam 10 MV pada pesawat Linac varian Clinac iX .



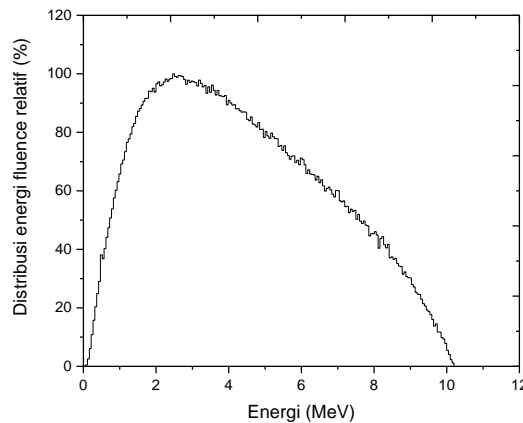
Gambar 2 Grafik fluence terhadap posisi Y dengan *field size* 10x10cm².



Gambar 3. Grafik energi fluence terhadap posisi Y dengan *field size* 10x10cm².

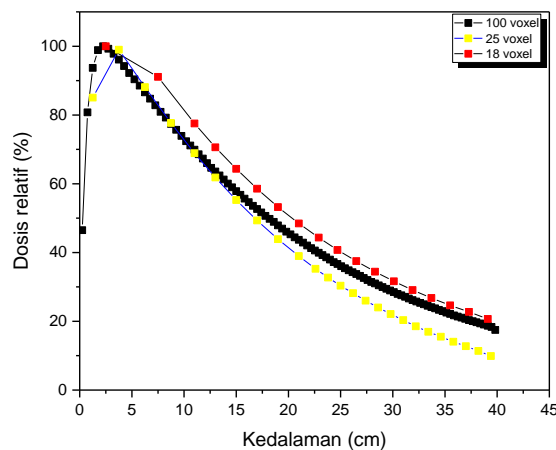


Gambar 4. Grafik distribusi spektral terhadap energi dengan *field size* 10x10cm².



Gambar 5. Grafik distribusi energi fluence terhadap energi dengan *field size* 10x10cm².

Untuk kurva PDD yang dihasilkan dari simulasi monte carlo variasi jumlah dan ukuran voxel pada energi 10 MV dan *field size* 10x10 cm² dapat dilihat pada Gambar 6.



Gambar 6. Grafik PDD hasil simulasi dengan variasi sumbu Z.

PDD merupakan sebuah kurva yang menggambarkan distribusi dosis pada arah kedalaman (vertikal) yaitu sumbu Z pada *phantom*. Berdasarkan Gambar 6 jumlah dan ukuran voxel berpengaruh pada distribusi dosis PDD, dimana sedikitnya voxel menyebabkan tidak adanya daerah *build up* yang dihasilkan.

Secara fisis dosis *build up* dapat dijelaskan sebagai berkas energi tinggi, dimana foton masuk dalam tubuh pasien atau *phantom* dan mengeluarkan elektron dengan kecepatan tinggi melewati permukaan lapisan berikutnya. Elektron ini menyimpan energi pada suatu jarak tertentu dari posisi awalnya sehingga *fluence* elektron dan dosis meningkat hingga nilai maksimum dosis tercapai. Dalam hal ini *fluence* foton terus menerus menurun dengan bertambahnya kedalaman, maka produksi elektron pun juga ikut menurun. *Fluence* merupakan jumlah foton atau eletron dibagi luas penampang yang dilewatinya. Efek setelah melampaui dosis maksimum pada kedalaman tertentu, dosis akan menurun dengan bertambahnya kedalaman yang disebut dengan daerah *fall off* [3].

Selain berpengaruh pada daerah *build up*, jumlah dan ukuran voxel pun berpengaruh pada resolusi interaksi partikel yang terjadi, dimana semakin banyak voxel menyebabkan semakin banyak pula interaksi partikel yang terdeteksi, sehingga menyebabkan banyaknya dosis yang terserap oleh tubuh (*phantom*).

KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, dapat ditarik kesimpulan bahwa jumlah dan ukuran voxel berpengaruh pada distribusi dosis *Percentage Depth Dose* (PDD) yaitu di daerah *build up*. Dalam hal ini sedikitnya voxel menyebabkan tidak adanya dosis yang terserap di daerah *build up*. Disamping itu, semakin banyak voxel semakin banyak interaksi yang terdeteksi.

Didalam perjalanannya, foton berinteraksi dengan materi sehingga foton tersebut mengeluarkan elektron dengan kecepatan tinggi. Energi elektron yang dihasilkan akan berpengaruh pada dosis yang diserap oleh materi dari satu lapisan ke lapisan berikutnya yang disesuaikan dengan seberapa jauh jarak antara satu voxel dengan voxel lainnya pada *phantom*.

Apabila digunakan didalam klinis, hasil dari simulasi ini dapat dinyatakan bahwa dengan banyaknya voxel maka ketika radiasi di *treatment* ke pasien, sel kanker didalam tubuh pasien akan menerima dosis radiasi semaksimal mungkin sehingga menyebabkan sel kanker tersebut cepat mati.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih pada jurusan Fisika Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Sunan Gunung Djati Bandung atas dana untuk penelitian ini dan Mr Roger Soh dari School of Physics and Mathematical Science, Nanyang Technological University Singapore atas data sheet linac Varian Clinac iX.

REFERENSI

1. Song Haijun, *Medical Linear Accelerator in Radiation Therapy*. Departemen of Radiation Oncology, Duke University Medical Centre.
2. Roger, D.W.O, *Review: Fifty tears of Monte Carlo Simulation for Medical Physics*.: Physics in Medicine and Biology, 51 (2006), 2006.
3. Faiz M Khan, *Physics of Radiation Therapy*.: The, 2 rd Edition, Copyright A (c) 2003 Lippincott Williams & Wilkins (Bab 9), 2013.
4. Choirul Anam, *Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron pada Berkas Sinar-x 6 MV Produksi Pesawat Linac Elekta SL15*. Depok : FMIPA, Universitas Indonesia, 2010.
5. Abdi Wadud Syafi'i, *Studi Monte Carlo untuk Perhitungan Besaran Dosimetri pada Sinar-x 6 MV Tanpa Filter Perata yang Dihasilkan Pesawat LINAC Elekta SL-15*. Depok: FMIPA, Universitas Indonesia, 2011.
6. Ridwan Ramdani, *Perbandingan Distribusi Dosis VMAT Foton Beam 10 MV pada Kanker Esofagus Menggunakan Metode Monte Carlo (MC) dan Analytical anisotropic Algorithm (AAA)*. Bandung : Institut Teknologi Bandung, 2015.
7. J.V Siebers, *Monte Carlo for Radiation Therapy Dose Calculation Course*. Canada: Course Presented at 44 th Annual AAPM Meeting, Montreal, 2002.
8. Kawrakow, I. et. al., *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photo Transport*. National Research Council of Canada, 2013.