

## Penentuan Faktor Koreksi Dosis Radiasi Sinar-X Linac 6 MV Pada Ketidakhomogenan Jaringan Tubuh dengan MCNPX

### *Determination of Linac 6 MV X-Ray Radiation Dose Correction Factor on Inhomogeneity of Body Tissue with MCNPX*

R.E. Susanto<sup>1</sup>, E. Setiawati<sup>1</sup>, F. Arianto<sup>1</sup>, P. Basuki<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Laboratorium Fisika Radiasi dan Medis, Departemen Fisika, Universitas Diponegoro  
Jl. Prof. Sudarto No. 13, Tembalang, Kota Semarang 50275, Indonesia

<sup>2</sup>Organisasi Riset Tenaga Nuklir (ORTN), Badan Riset dan Inovasi Negara (BRIN)

Jl. M. H. Thamrin No. 8, Jakarta Pusat 10340, Indonesia

E-mail: evi\_setiawati\_msi@yahoo.com

#### ABSTRAK

Salah satu metode untuk menghitung dosis radiasi yang dihasilkan oleh linac adalah dengan menggunakan program simulasi MCNPX. Tujuan penelitian ini adalah untuk menentukan karakteristik kurva *Percentage Depth Dose* (PDD) untuk berkas sinar-x 6 MV dan faktor koreksi dari distribusi dosis akibat adanya ketidakhomogenan jaringan tubuh. Penelitian ini menggunakan fantom jenis ORNL-MIRD *phantom* (1996 version) yang telah dimodifikasi. Fantom dibedakan menjadi fantom homogen yaitu dengan komposisi air dan jaringan lunak dan fantom nonhomogen dengan komposisi jaringan lunak yang didalamnya terdapat organ paru-paru pada kedalaman 5–14 cm dan jaringan lunak yang didalamnya terdapat organ tulang belakang pada kedalaman 5–10 cm. Luas lapangan penyinaran radiasi 10 x 10 cm<sup>2</sup> dengan arah penyinaran radiasi *Anterior-Posterior* (AP) serta *Posterior-Anterior* (PA) dengan SSD 100 cm. Dalam penelitian ini didapatkan karakteristik kurva PDD yang sama antara fantom dengan komposisi air dan fantom dengan komposisi jaringan lunak yaitu dosis maksimum berada pada kedalaman 1,6 cm. Pada fantom nonhomogen jaringan lunak yang terdapat organ paru-paru dibandingkan dengan fantom jaringan lunak homogen mengalami peningkatan dosis dengan perubahan tertinggi sebesar 49,748 % dan fantom nonhomogen jaringan lunak yang terdapat organ tulang belakang juga dibandingkan dengan fantom jaringan lunak homogen mengalami penurunan dosis dengan perubahan tertinggi sebesar 31,044 %. Rentang faktor koreksi akibat adanya organ paru-paru adalah 0,701–1,663 sedangkan akibat adanya organ tulang belakang adalah 0,586–0,983.

**Kata kunci:** MCNPX, *percentage depth dose* (PDD), ketidakhomogenan, paru-paru, tulang belakang

#### ABSTRACT

One method to calculate the radiation dose generated by the linac is to use the MCNPX simulation program. The purpose of this study was to determine the characteristics of the Percentage Depth Dose (PDD) curve for the 6 MV x-ray beam and the correction factor of the dose distribution due to the inhomogeneity of body tissues. This study uses a modified ORNL-MIRD phantom (1996 version). Phantom phantoms are divided into homogeneous phantoms with the composition of water and soft tissue and nonhomogeneous phantoms with soft tissue compositions in which there are lung organs at a depth of 5–14 cm and soft tissues in which there are spinal organs at a depth of 5–10 cm. The radiation irradiation field area is 10 x 10 cm<sup>2</sup> with the direction of radiation irradiation is *Anterior-Posterior* (AP) and *Posterior-Anterior* (PA) with SSD 100 cm. In this study, the characteristics of the PDD curve were the same between phantom with water composition and phantom with soft tissue composition, namely the maximum dose was at a depth of 1.6 cm. In the nonhomogeneous soft tissue phantom in the lungs compared to the homogeneous soft tissue phantom, the dose increased with the highest change of 49.748 % and the soft tissue nonhomogeneous phantom in the spinal organ was also compared with the homogeneous soft tissue phantom, the dose decreased with the highest change of 31.044 %. The range of the correction factor due to the presence of a lung organ is 0.701–1.663 while the result of a spinal organ is 0.586–0.983.

**Keywords:** MCNPX, percentage depth dose (PDD), inhomogeneity, lung, spine

## PENDAHULUAN

Penggunaan radiasi sebagai salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker telah berkembang dengan sangat pesat. Dalam perspektif dosimetri radiasi, keberadaan medium tidak homogen seperti paru-paru dan tulang harus dipertimbangkan keberadaannya, sebab pada awalnya dosimetri dilakukan dengan medium homogen yaitu air yang identik dengan jaringan lunak [1]. *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) merekomendasikan bahwa dosis yang diberikan dalam terapi dengan menggunakan radiasi terhadap pasien mempunyai ketidakakuratan yang diperbolehkan hanya berada pada rentang  $\pm 5\%$  [2].

Tubuh manusia terdiri dari berbagai jaringan dengan perbedaan bentuk fisik dan sifat radiologi. Oleh karena itu, untuk memaksimalkan efisiensi dan manfaat dari terapi radiasi penting bahwa dosis serap yang dikirimkan ke semua jaringan yang diradiasi pada semua aspek harus diprediksi secara tepat dan akurat. Ketidakakuratan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan akurasi 10%-20% pada kemungkinan kontrol tumor. Demikian juga ketidakakuratan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan akurasi 20% sampai 30% pada tingkat komplikasi jaringan normal [3].

*International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU) report 50* dan 62 merekomendasikan bahwa dosis yang diberikan dalam terapi radiasi terhadap pasien mempunyai ketidakakuratan yang diperbolehkan berada pada jangkauan  $-5\%$  sampai  $+7\%$  [17][18]. Untuk mengikuti rekomendasi ini, setiap langkah yang terlibat dalam radioterapi seperti perhitungan dosis radiasi, peletakan pasien, kalibrasi pesawat, dan kalibrasi keluaran radiasi harus memiliki akurasi yang kurang lebih 5%, sehingga dalam perhitungan dosis sedapat mungkin memiliki keakuratan 2-3% [1].

Radioterapi atau terapi radiasi merupakan metode pengobatan menggunakan radiasi pengion (sinar-x). Proses ionisasi ini merupakan hasil interaksi antara radiasi pengion dengan sel kanker yang membuat rantai *Deoxyribose Nucleic Acid* (DNA) kanker terputus dan menyebabkan kematian sel [4]. Sehingga perlu metode agar dosis radiasi yang diberikan kepada sel kanker harus terdistribusi secara merata dan untuk meminimalisir paparan dosis radiasi yang jatuh di luar area penyinaran. Rentang energi yang

dihasilkan oleh linac berupa foton untuk keperluan dalam radioterapi adalah sebesar 6 dan 10 MV sedangkan untuk elektron sebesar 6 hingga 29 MeV [5] [6].

Salah satu metode yang dapat digunakan untuk menghitung dosis radiasi yang dihasilkan oleh linac adalah dengan menggunakan metode simulasi Monte Carlo. Metode Monte Carlo merupakan metode yang menggunakan *random sampling* dari distribusi probabilitas yang diketahui untuk menyelesaikan permasalahan dalam fisika atau matematika. *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) adalah salah satu aplikasi dari kode transpor radiasi Monte Carlo yang dapat melacak hampir semua partikel pada hampir semua energi. Partikel-partikel yang dapat disimulasikan di MCNPX yaitu proton, neutron, elektron maupun gabungan neutron atau foton dan partikel-partikel lainnya [7].

Perhitungan penentuan dosis radiasi pada linac khususnya pada ketidakhomogenan jaringan tubuh dengan menggunakan simulasi Monte Carlo telah dilakukan pada penelitian sebelumnya, yakni pada penelitian Rizani dkk. (2012). Akan tetapi penelitian tersebut dilakukan dengan menggunakan program aplikasi EGSnrc dan dilakukan pada phantom dengan geometri yang simetris (berbentuk kubus). Pada penelitian ini dilakukan menggunakan program aplikasi MCNPX dan dilakukan pada phantom dengan geometri yang menyerupai bentuk manusia asli secara anatomi. Hal tersebut dimaksudkan agar simulasi yang dilakukan lebih realistis terhadap keadaan yang sebenarnya.

Pada penelitian ini dilakukan perhitungan dosis radiasi pada berkas foton 6 MV dengan adanya organ paru-paru dengan ketebalan 10 cm dan organ tulang belakang dengan ketebalan 6 cm pada SSD 100 cm. Organ paru-paru dan tulang masing-masing terdapat pada kedalaman 5 cm. Pada penelitian ini menggunakan fantom berupa ORNL-MIRD *phantom* (1996 *version*) yang telah dimodifikasi menjadi fantom homogen dan nonhomogen. Penelitian ini dilakukan untuk penentuan nilai faktor koreksi dosis radiasi akibat adanya ketidakhomogenan pada medium jaringan tubuh manusia. Faktor koreksi dosis pada penelitian ini di dasarkan pada linac jenis Siemens/Primus terhadap fantom jenis ORNL-MIRD *phantom* (1996 *version*) yang telah terstandar oleh *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL).

## TEORI/PERHITUNGAN

### Dosis serap

Berkas radiasi untuk terapi digambarkan oleh sumbu tengah persentase kedalaman kurva dosis yang terserap atau kurva PDD, distribusi isodosis dan profil dosis. Dosis yang terserap dari segala bentuk radiasi pengion didefinisikan sebagai energi yang diberikan pada suatu bahan oleh radiasi pengion per satuan massa material yang teriradiasi pada suatu titik atau disebut dengan dosis serap. Satuan dosis serap dalam SI adalah gray (Gy), atau dalam satuan non-SI adalah rad. Nilai 1 Gy sama dengan 1 J/kg dan 1 Gy sama dengan 100 rad sehingga didapatkan nilai 1 rad sama dengan 1 cGy [8].

Dapat dijelaskan pula bahwa dosis serap ( $D$ ) adalah energi rata-rata yang diberikan oleh radiasi pengion sebesar  $dE$  yang mengenai bahan dengan massa  $dm$  [6][9]. Secara matematis dosis serap dapat dituliskan sebagai berikut:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

Dengan  $dE$  adalah energi yang diserap oleh bahan yang mempunyai massa  $dm$ .

Dosis yang dimaksud dalam perhitungan ini adalah dosis serap serta kedalaman dosis yang dimaksud adalah kedalaman dosis serap. Kurva kedalaman dosis menggambarkan deposisi energi relatif sebagai fungsi kedalaman pada sumbu normal berkas masuk dalam suatu medium standar seperti air. Distribusi isodosis biasanya dalam bentuk kurva dua dimensi dari dosis konstan dalam air yang dinormalisasi ke 100% pada titik dosis maksimum di sumbu [8].

### Percentage Depth Dose (PDD)

*Percentage depth dose* (PDD) merupakan distribusi dosis yang berada pada titik di sumbu utama berkas biasanya dinormalisasi ke  $D_{maks} = 100\%$  pada kedalaman dosis maksimum  $D_{maks}$  [10]. Dengan persamaan yang digunakan untuk mencari PDD yaitu:

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d0}} \times 100\% \quad (2)$$

Dengan  $D_d$  adalah dosis pada sembarang titik (Gy),  $D_{d0}$  adalah dosis maksimal (Gy).

Kurva *percentage depth dose* (PDD) dipengaruhi oleh energi, luas lapangan, jarak sumber ke kulit (*Source Skin Distance*; SSD) dan

komposisi medium yang diradiasi. Puncak dosis yang terserap pada sumbu tengah biasa disebut juga dengan dosis maksimum ( $D_{maks}$ ). PDD berubah-ubah untuk rentang kedalaman yang berbeda. Parameter-parameter di atas mempengaruhi perhitungan dosis pada pasien terhadap distribusi dosis kedalaman [11].

### Ketidakhomogenan jaringan

Tubuh manusia terdiri dari berbagai jaringan dengan perbedaan bentuk fisik dan sifat radiologi. Oleh karena itu, untuk memaksimalkan efisiensi dan manfaat dari terapi radiasi penting bahwa dosis serap yang dikirimkan ke semua jaringan yang diradiasi dengan sifat yang sama, harus diprediksi secara tepat dan akurat. Ketidakkuratan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan akurasi 10% sampai 20% pada kemungkinan kontrol tumor. Demikian juga ketidakkuratan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan akurasi 20-30% pada tingkat komplikasi jaringan normal [3].

Dalam perhitungan dosis konvensional, diasumsikan bahwa pasien terdiri dari jaringan homogen dengan kerapatan seperti air, kemudian dilakukan koreksi adanya ketidakhomogenan jaringan. Faktor koreksi ketidakhomogenan (ICF) digunakan sebagai perbaikan dalam perhitungan distribusi dosis pada berbagai kerapatan jaringan [3]. Persamaan faktor koreksi ketidakhomogenan dituliskan:

$$ICF = \frac{D_{nh}}{D_h} \quad (3)$$

Dengan  $D_{nh}$  adalah dosis dalam medium nonhomogen (Gy) dan  $D_h$  adalah dosis dalam medium homogen (Gy).

Penerapan koreksi ketidakhomogenan jaringan dapat mengurangi ketidakpastian pemberian dosis. Koreksi ketidakhomogenan ini diklasifikasikan menjadi 4 kategori, yaitu deposisi energi lokal untuk 1D, deposisi energi lokal untuk 3D, deposisi energi non lokal 1D, dan deposisi energi non lokal 3D. Metode yang masuk pada kategori deposisi energi non lokal 3D adalah metode superposisi-konvolusi dan Monte Carlo [3].

## BAHAN DAN METODE

### Alat dan bahan penelitian

Penelitian ini menggunakan alat dan bahan berupa perangkat keras laptop dengan spesifikasi *processor* Intel Core i5 9<sup>th</sup> Gen @2.40 GHz, *Operating System* Windows 10 64-bit, RAM 8 GB dan penyimpanan SSHD 1 TB. Menggunakan perangkat lunak berupa program MCNPX beserta pendukungnya seperti Total Commander, Visual Editor (Vised), NotePad++, Ms. Excel versi 2019 dan Originpro versi 2021. Bahan simulasi yang digunakan dalam penelitian ini berupa linac dengan tipe Siemens/Primus dengan keluaran berkas foton 6 MV dan fantom jenis ORNL-MIRD *phantom* (1996 *Version*).

### Prosedur penelitian

#### Pembuatan file input (coding) MCNPX

Tahap pertama penelitian ini adalah dengan mengunduh dan menginstal program aplikasi MCNPX yang merupakan program berbasis kalkulasi Monte Carlo serta program pendukung lainnya. Tahap berikutnya adalah pembuatan *file input* MCNPX. Pembuatan *file input* MCNPX dilakukan dengan menggunakan NotePad++ yang terdiri atas bagian-bagian, yaitu *title card* dan tiga bagian penting yaitu kartu sel (*cell card*), kartu permukaan (*surface card*) dan kartu data (*data card*).

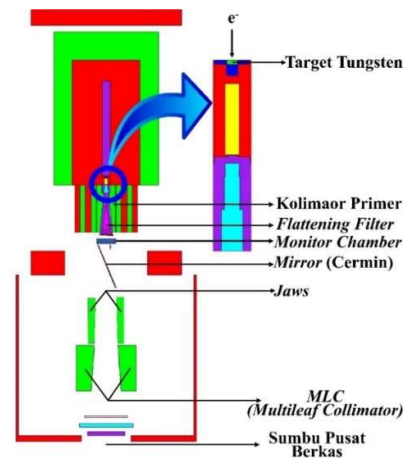
*Title card* merupakan bagian awal dari penulisan *file input* MCNPX, bagian ini berisi informasi judul utama *file input* MCNPX. Kartu sel merupakan bagian yang memuat parameter nomor sel, nomor material, densitas massa/atom, geom (spesifikasi geometri sel, berisi nomor permukaan dari kartu permukaan) dan parameter keterangan (opsional). Kartu permukaan merupakan bagian dari bidang dan koordinat lokasi suatu geometri secara spesifik, secara umum terdiri atas dua tipe bidang yaitu tipe *mnemonic* dan *macrobodies*. Tipe *mnemonic* terdiri dari bidang *plane*, *sphere*, *cylinder*, *cone*, *ellipsoid*, *hyperboloid*, *parabploid*, *elliptical* atau *circular torus*. Sedangkan tipe *macrobodies* terdiri dari bidang *BOX*, *RPP*, *SPH*, *RCC*, *RHP* ATAU *HEX*, *REC*, *TRC*, *ELL*, *WED* DAN *ARB*. Penelitian ini menggunakan bidang tipe *mnemonic*. Kartu data merupakan bagian yang memuat informasi tujuan simulasi yang akan dilakukan, terdiri atas mode (n, p, e dan seterusnya), parameter sel dan bidang (IMP:N atau IMP:P dan lain-lain), spesifikasi sumber partikel (KSCD atau SDEF), spesifikasi perhitungan/*tally*

(Fn, En), spesifikasi material (Mn), *problem cutoffs* (NPS) dan lain sebagainya. Penelitian ini menggunakan mode partikel berupa elektron (e) untuk menghasilkan berkas foton (p), menggunakan spesifikasi sumber partikel berupa SDEF dan menggunakan jumlah partikel (NPS) sebesar  $1 \times 10^6$ . *Tally* merupakan besaran fisis yang diinginkan dari hasil simulasi, pada program MCNPX dinormalisasikan per partikel awal tetapi pada beberapa kasus khusus memiliki pengecualian untuk yang memiliki sumber kekritisitas. Pada penelitian ini menggunakan *tally* 6 (F6) untuk menentukan energi rata-rata pada sebuah sel.

Secara umum, penelitian ini menggunakan lima *file input (coding)* yang berbeda. *File input* tersebut dibedakan menjadi dua bagian, yaitu untuk jaringan homogen yang berupa *file input* pada air, *file input* jaringan lunak dengan arah penyinaran Anterior-Posterior (AP) dan *file input* jaringan lunak Posterior-Anterior (PA) kemudian untuk jaringan nonhomogen yaitu berupa *file input* jaringan lunak dengan adanya organ paru-paru dan *file input* jaringan lunak dengan adanya organ tulang belakang.

#### Pembuatan input geometri dan material penyusun linac

*Input* model geometri dan material penyusun merupakan faktor yang paling penting dalam keberhasilan simulasi, dalam penelitian ini penyusunan pesawat radioterapi linac dilakukan dengan program MCNPX. Penelitian ini menggunakan linac tipe Siemens/Primus dengan target tungsten seperti ditunjukkan pada Gambar 1 [22].



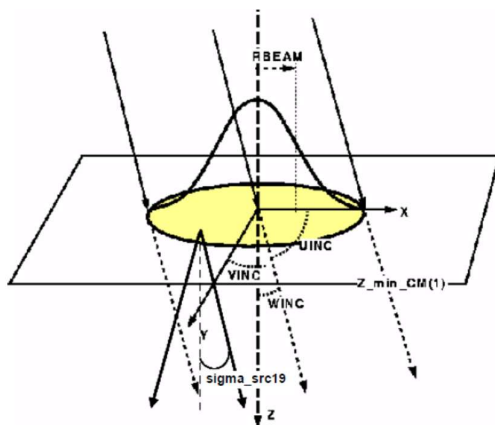
Gambar 1. Parameter pemodelan kepala linac dalam 2D

Secara umum, kepala linac untuk mode sinar-X terdiri atas komponen berupa target, kolimator primer, *flattering filter*, *monitor chamber*, cermin dan kolimator sekunder (*jaws*). Parameter ini didasarkan pada penelitian yang telah dilakukan sebelumnya [22].

### Penentuan parameter sumber

Parameter penting untuk simulasi adalah energi dan intensitas elektron awal yang digunakan. Pada penelitian ini sumber awal elektron yang digunakan untuk menumbuk target sebesar 6,3 MeV untuk menghasilkan berkas foton 6 MV. Parameter ini telah dilakukan pada studi sebelumnya, pada penelitian yang dilakukan oleh Anam (2010) dan Anam (2011) telah melakukan penelitian terkait sumber elektron untuk menentukan berkas sinar-x 6 MV. Dalam penelitian tersebut energi elektron yang paling mendekati pengukuran berkas sinar-x 6 MV adalah 6,3 MeV [12][13].

Penelitian ini menggunakan jenis sumber berupa spektrum gaussian atau *parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution* seperti ditunjukkan pada Gambar 2 dan dipilih sudut datang tegak lurus permukaan fantom.



**Gambar 2.** Sumber partikel menggunakan *Parallel Circular Beamwith 2-D Gaussian X-Y Distribution* [12]

Sementara untuk intensitas radial, nilai FWHM (*Full-Width at Half-Maximum*) yaitu 1 mm. Pemilihan parameter ini didasarkan pada penelitian sebelumnya, berdasarkan penelitian Anam (2010) yang memiliki rentang persentase

perbedaan paling kecil dan sesuai untuk PDD adalah FWHM 1 mm [12].

### Variasi geometri fantom

Penelitian ini menggunakan fantom jenis ORNL-MIRD *phantom* (1996 *version*), fantom ini merupakan fantom pertama yang dikembangkan oleh *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) pada tahun 1960-an. Jenis fantom ini digunakan oleh *Medical Internal Radiation Dose* (MIRD) untuk aplikasi dalam kedokteran nuklir dan kemudian oleh *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) digunakan untuk serangkaian laporan yang memberikan panduan tentang radionuklida.

Jenis fantom tersebut dapat digunakan untuk perhitungan dosis pada organ pria dan wanita untuk kebutuhan komputasi seperti perhitungan Monte Carlo. Dalam penelitian menggunakan jenis fantom wanita ditandai dengan adanya objek didepan dada. Secara umum, fantom yang digunakan terdiri atas tiga bagian penyusun utama yaitu jaringan lunak (*soft tissue*), tulang dan paru-paru. Tiga bagian penyusun utama tersebut terdiri atas perbedaan pada nilai densitas massa dan atom penyusunnya tiap organ masing-masing. Parameter perbedaan inilah yang kemudian akan dimasukkan ke dalam *file input* sehingga dapat membedakan jenis fantom homogen maupun jenis fantom yang nonhomogen untuk kebutuhan analisis selanjutnya.

**Tabel 1.** Densitas dan fraksi atom penyusun fantom

Atom	Fraksi (%)		
	Jaringan Lunak	Tulang	Paru-paru
H	10,454	7,337	10,134
C	22,663	25,475	10,238
N	2,490	3,057	2,866
O	63,525	47,893	75,752
F	0	0,025	0
Na	0,112	0,236	0,184
Mg	0,013	0,112	0,007
Si	0,030	0,002	0,006
P	0,134	5,095	0,080
S	0,204	0,173	0,225
Cl	0,133	0,143	0,266
K	0,208	0,153	0,194
Ca	0,024	10,190	0,009
Fe	0,005	0,008	0,037
Zn	0,003	0,005	0,001
Rb	0,001	0,002	0,001
Sr	0	0,003	0
Zr	0,001	0	0
Pb	0	0,001	0
Densitas Massa	1,04 g/cm <sup>3</sup>	1,4 g/cm <sup>3</sup>	0,296 g/cm <sup>3</sup>

Nilai densitas dan fraksi atom penyusun bagian fantom merupakan standar yang telah dibuat oleh ORNL seperti ditunjukkan pada Tabel 1.

- a) Modifikasi ORNL-MIRD *phantom* (1996 *Version*) dengan komposisi air (H<sub>2</sub>O)

Fantom telah dimodifikasi dengan komposisi utama berupa air (H<sub>2</sub>O), hal ini dilakukan untuk memvalidasi bahwa pada awalnya pengukuran dosis radiasi dilakukan pada fantom air (*water phantom*). Sehingga perlu adanya kesesuaian antara *water phantom* dan fantom yang digunakan dalam penelitian ini yang membuat bagian fantom merupakan bagian fantom homogen seperti ditunjukkan pada Gambar 3.

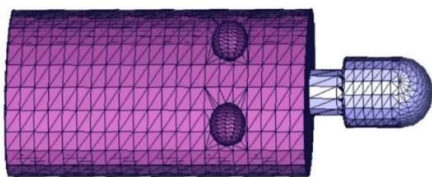


**Gambar 3.** Geometri fantom dengan komposisi air pada sumbu XZ (*sagittal*)

Pada fantom dilakukan potongan-potongan (*slice*) terhadap kedalaman, hal ini dilakukan untuk menentukan dosis pada setiap kedalaman. Perhitungan dosis dilakukan pada setiap sel (potongan-potongan) yang telah dibuat dengan jarak tiap sel adalah 0,1 cm seperti ditunjukkan pada Gambar 4. Geometri fantom juga dapat dilihat secara tiga dimensi menggunakan *vised* seperti ditunjukkan pada Gambar 5.



**Gambar 4.** Geometri fantom dengan komposisi air pada sumbu YZ (*axial*)



**Gambar 5.** Geometri ORNL-MIRD phantom (1996 version) dalam 3D

Komposisi fantom ini didasarkan pada *water phantom*, oleh karena itu dilakukan perubahan terhadap densitas massa dan fraksi atom penyusun pada setiap organ fantom. Pada penelitian ini digunakan densitas massa air (H<sub>2</sub>O) pada temperatur kamar yaitu 0,99823 g/cm<sup>3</sup>. Kemudian memasukkan nilai fraksi atom penyusun air (H<sub>2</sub>O) dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\% \text{ Unsur} = \frac{\text{Jumlah Unsur} \times \text{Ar}}{\text{Mr}} \times 100\% \quad (4)$$

Ar H=1; Ar O=16; jumlah unsur H=2; jumlah unsur O=1; Mr H<sub>2</sub>O=18

-Atom H

$$\begin{aligned} H &= \frac{\text{Jumlah Unsur H} \times \text{Ar H}}{\text{Mr H}_2\text{O}} \times 100\% \\ &= \frac{2 \times 1}{18} \times 100\% \\ &= 11,111\% \end{aligned}$$

-Atom O

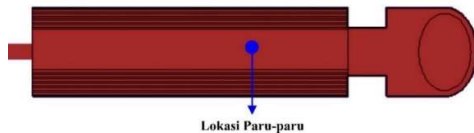
$$\begin{aligned} O &= \frac{\text{Jumlah Unsur O} \times \text{Ar O}}{\text{Mr H}_2\text{O}} \times 100\% \\ &= \frac{1 \times 16}{18} \times 100\% \\ &= 88,889\% \end{aligned}$$

- b) Modifikasi ORNL-MIRD *Phantom* (1996 *Version*) dengan komposisi jaringan lunak (*soft tissue*)

Fantom dimodifikasi sehingga menyisakan bagian organ berupa jaringan lunak (*soft tissue*) sehingga komposisi fantom menjadi homogen. Geometri fantom sama dengan modifikasi fantom air yang dapat dilihat pada Gambar 3, Gambar 4 dan Gambar 5. Pada modifikasi ini juga dilakukan potongan-potongan menjadi beberapa sel seperti pada fantom komposisi air. Nilai densitas dan fraksi atom penyusun jaringan ditunjukkan pada Tabel 1. Modifikasi ini bertujuan untuk menentukan perbandingan hasil dari komposisi air terhadap jaringan lunak, sebab pada awalnya perhitungan dosis radiasi pada manusia dilakukan pada fantom air. Hal ini didasarkan bahwa sebagian besar tubuh manusia terdiri atas air.

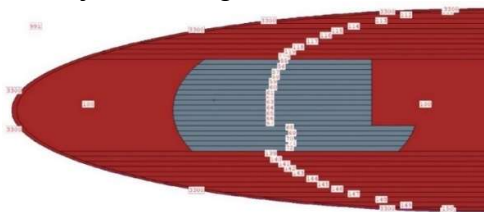
- c) Modifikasi ORNL-MIRD *Phantom* (1996 *Version*) dengan komposisi jaringan lunak dan paru-paru

Komposisi fantom terdiri atas jaringan lunak dan organ paru-paru bagian kanan sehingga membuat jenis fantom ini menjadi nonhomogen karena adanya perbedaan densitas dan fraksi atom penyusun seperti ditunjukkan pada Gambar 6 dan Gambar 7.



Gambar 6. Geometri fantom jaringan lunak dan paru-paru pada sumbu XZ (*sagittal*)

Pada Gambar 6 merupakan geometri jaringan lunak dengan adanya organ paru-paru. Pada gambar tersebut geometri paru-paru tidak terlihat sebab pada lokasi yang sama juga terdapat geometri jaringan lunak. Dalam visual *vised* pada kasus ini geometri paru-paru tertutup oleh geometri jaringan lunak penyusun sel badan sehingga visual dari geometri paru-paru yang berada pada dalam tubuh menjadi terhalang.



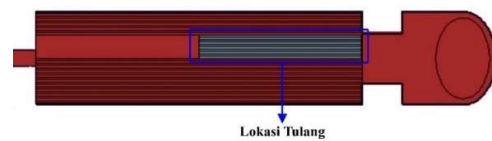
Gambar 7. Lokasi organ paru-paru pada kedalaman 5 hingga 14 cm pada jaringan lunak (*axial*)

Lokasi organ paru-paru terletak pada kedalaman 5 hingga 14 cm (ketebalan 10 cm) seperti ditunjukkan pada Gambar 7, pada bagian ini organ yang disimulasikan berupa organ paru-paru bagian kanan (*right lung*). Hal ini dilakukan guna menentukan perbedaan ketidakhomogenan jaringan tubuh dengan adanya perbedaan densitas tiap organ masing-masing. Sama seperti modifikasi fantom yang lainnya, pada modifikasi ini fantom juga dibuat potongan-potongan sel. Sel paru-paru terlihat pada bagian nomor sel 55 hingga 72, selain sel tersebut merupakan sel jaringan lunak. Nilai densitas dan fraksi atom penyusun jaringan pada fantom nonhomogen ini terlihat pada tabel 1. Berkas penyinaran fantom

terletak pada sumbu *axis* (sumbu z) pada paru-paru kanan (*cell right lung*).

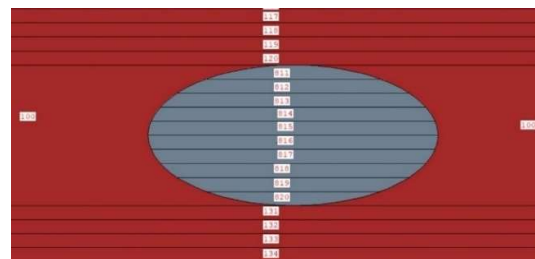
- d) Modifikasi ORNL-MIRD *Phantom* (1996 *Version*) dengan komposisi jaringan lunak dan tulang

Pada bagian modifikasi ini, komposisi fantom terdiri atas jaringan lunak dan organ tulang belakang sehingga membuat fantom ini menjadi nonhomogen seperti ditunjukkan pada Gambar 8. Hal ini bertujuan untuk membandingkan antara jaringan homogen dan nonhomogen, sebab pada dasarnya tubuh manusia terdiri atas ketidakhomogenan jaringan. Sehingga perlu adanya faktor koreksi untuk memaksimalkan dosis radiasi yang akan diterima oleh tubuh.



Gambar 8. Geometri fantom jaringan lunak dan tulang pada sumbu XZ (*sagittal*)

Lokasi tulang terletak pada kedalaman 5 hingga 10 cm (ketebalan 6 cm), pada bagian ini organ yang disimulasikan berupa tulang belakang bagian tengah (*spine, mid part*), dan dibuat potongan-potongan seperti ditunjukkan pada Gambar 9.

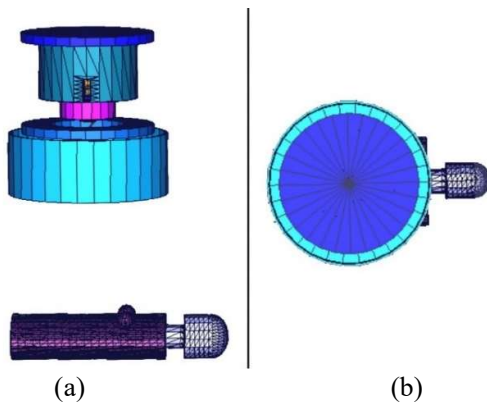


Gambar 9. Lokasi tulang pada kedalaman 5 hingga 10 cm pada jaringan lunak (*axial*)

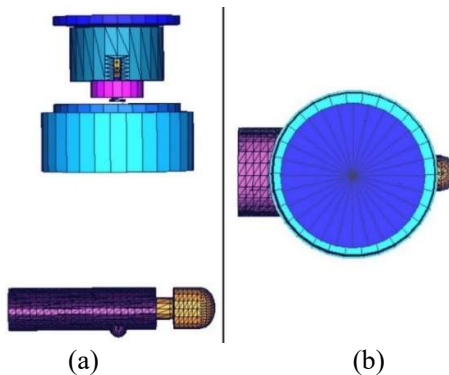
Pada gambar di atas terlihat bahwa geometri jaringan nonhomogen dibuat potongan-potongan (*slice*) menjadi beberapa bagian sel. Organ tulang terdapat pada sel nomor 811 hingga 820, selain sel tersebut merupakan jaringan lunak. Nilai densitas dan fraksi atom penyusun jaringan pada fantom non-homogen ini terdapat pada Tabel 1. Berkas penyinaran fantom terletak pada sumbu *axis* (sumbu z) pada badan (*cell trunk*).

### Penentuan arah penyinaran berkas

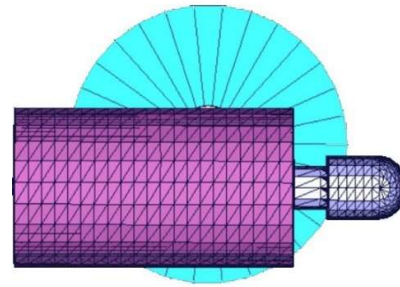
Pada penelitian ini menggunakan beberapa arah penyinaran berkas radiasi. Hal ini dikarenakan untuk menyesuaikan lokasi geometri organ yang akan disimulasikan. Pada fantom air, jaringan lunak untuk paru-paru dan jaringan lunak yang terdapat organ paru-paru menggunakan arah berkas penyinaran dari arah depan ke belakang fantom atau *Anterior-Posterior (AP)* seperti ditunjukkan pada Gambar 10, sedangkan untuk fantom jaringan lunak untuk tulang dan jaringan lunak yang terdapat organ tulang arah penyinaran berkas dari bagian belakang ke depan atau *Posterior-Anterior (PA)* seperti ditunjukkan pada Gambar 11. Pada jaringan lunak yang terdapat organ tulang posisi *isocenter* berkas radiasi terletak pada organ tulang belakang (*spine, mid part*) ditunjukkan pada Gambar 11 (a). Sedangkan untuk jaringan lunak yang terdapat organ paru-paru posisi *isocenter* terletak pada paru-paru sebelah kanan (*right lung*) ditunjukkan pada Gambar 12.



**Gambar 10.** Arah penyinaran *Anterior-Posterior (AP)*,  
(a) tampak samping; (b) tampak atas



**Gambar 11.** Arah penyinaran *Posterior-Anterior (PA)*,  
(a) tampak samping; (b) tampak atas



**Gambar 12.** Posisi *isocenter* terletak pada paru-paru sebelah kanan (*right lung*) tampak bawah

### Penentuan volume fantom

Secara umum penelitian ini menggunakan *file input (coding)* yang berbeda, yaitu untuk jaringan homogen dan nonhomogen. *File input* pada bagian tiap masing-masing volume organ juga berbeda. Perbedaan tersebut juga mempengaruhi perhitungan dosis tiap fantom.

Pada penelitian ini setiap organ dipotong-potong (*slice*) terhadap sumbu z tiap kedalaman 0,1 cm. Pada *file input* homogen, organ badan (*cell trunk*) dipotong-potong dari jarak 0 hingga 20 cm, hal yang sama dilakukan untuk *file input* nonhomogen. Pada organ paru-paru pada jarak 5 hingga 14 cm (kedalaman 10 cm) dan untuk organ tulang belakang dimulai pada jarak 5 hingga 10 cm (kedalaman 6 cm). Kemudian tiap potongan tersebut dihitung volumenya menggunakan persamaan *ellipsoid* dan *paraboloid* sesuai bentuk geometri organ yang disimulasikan.

### Menjalankan (*running*) program MCNPX

Proses menjalankan (*running*) program MCNPX dapat dilakukan dengan dua cara, yaitu dapat menggunakan *vised* dan *total commander*. Sebelum melakukan *running* program telah ditentukan *file input* yang akan dijalankan. *File input* yang telah dibuat terdiri dari dua bagian penting, yaitu *file input* untuk jaringan homogen (air dan jaringan lunak AP serta PA) kemudian *file input* untuk jaringan nonhomogen (jaringan lunak+paru-paru dan jaringan lunak+tulang).

Dalam penelitian ini proses *running* dilakukan menggunakan *total commander*. Salah satu keunggulan menggunakan *total commander* adalah dapat mengetahui kesalahan (*fatal error*) pada hasil *running* yang telah dijalankan sehingga dapat meminimalisir kesalahan pada proses selanjutnya. Hasil *running (output)* berupa *file* yang secara langsung tersimpan di dalam folder yang sama dengan lokasi *file input*.



*Tally* merupakan besaran fisis yang diinginkan dari hasil simulasi. Dalam penelitian ini besaran fisis yang dihasilkan berupa dosis serap dengan satuan MeV/g, kemudian diperlukan faktor konversi untuk mendapatkan nilai dosis tersebut.

Pada penelitian ini, setiap *file input* dilakukan simulasi pada 1.000.000 (satu juta) partikel dengan waktu yang dibutuhkan selama 4,49 menit. Penelitian ini menggunakan laptop dengan spesifikasi *processor* Intel Core i5 9<sup>th</sup> Gen @2.40 GHz, *Operating System* Windows 10, 64 bit, RAM 8 GB dan penyimpanan SSHD 1 TB. Histori *running* MCNPX ditunjukkan pada Gambar 13.

```

tally fluctuation charts
      tally 6
      nps    mean    error  uou slope  fom
    64000 5.3279E-08 0.0967 0.0250 0.0 374
    128000 5.4305E-08 0.0668 0.0098 0.0 390
    192000 5.7078E-08 0.0530 0.0057 6.7 413
    256000 5.9459E-08 0.0450 0.0040 10.0 430
    320000 5.7489E-08 0.0404 0.0032 10.0 425
    384000 5.6608E-08 0.0370 0.0027 10.0 424
    448000 5.6083E-08 0.0356 0.0084 4.2 392
    512000 5.6712E-08 0.0330 0.0066 4.6 399
    576000 5.7129E-08 0.0311 0.0053 4.9 399
    640000 5.6452E-08 0.0298 0.0047 4.2 392
    704000 5.7294E-08 0.0282 0.0039 3.9 398
    768000 5.7420E-08 0.0269 0.0034 4.2 401
    832000 5.6700E-08 0.0259 0.0031 4.6 401
    896000 5.6143E-08 0.0250 0.0028 4.8 397
    960000 5.6717E-08 0.0240 0.0025 4.9 403
    1000000 5.6715E-08 0.0235 0.0023 5.1 405

*****
*****
*****
dump no. 2 on file runtpe  nps = 1000000  coll = 353407127
ctm = 4.48  nrn = 2552492452

78 warning messages so far.

run terminated when 1000000 particle histories were done.
computer time = 4.49 minutes

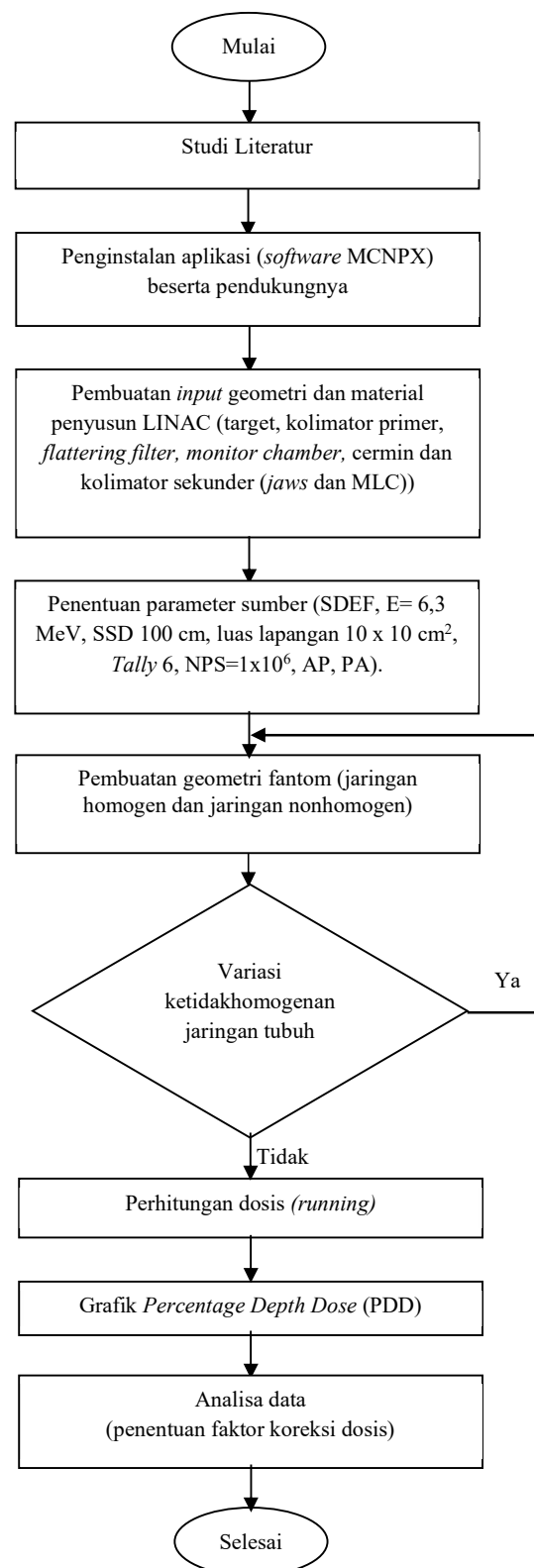
mcnpX version 2.6.0 Wed Apr 09 08:00:00 MST 2008 08/09/22
18:20:00 probid = 08/09/22 18:15:31
    
```

Gambar 13. Histori *running* program MCNPX

### Perhitungan dosis serap dan relatif

Hasil dari perhitungan MCNPX adalah dalam satuan MeV/g sehingga diperlukan faktor konversi untuk mendapatkan satuan dari dosis serap. Dalam Satuan Internasional (SI), satuan dosis serap adalah Gy dimana nilai 1 Gy sama dengan nilai 1 J/kg sehingga diperoleh konversi sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 \frac{J}{kg} &= \frac{MeV}{g} \quad (5) \\
 &= \frac{1 \times 10^6 \cdot 1,6 \times 10^{-19}}{1 \times 10^{-3}} \\
 &= \frac{1,6 \times 10^{-13}}{1 \times 10^{-3}} \\
 &= 1,6 \times 10^{-1}
 \end{aligned}$$



Gambar 14. Diagram alir penelitian

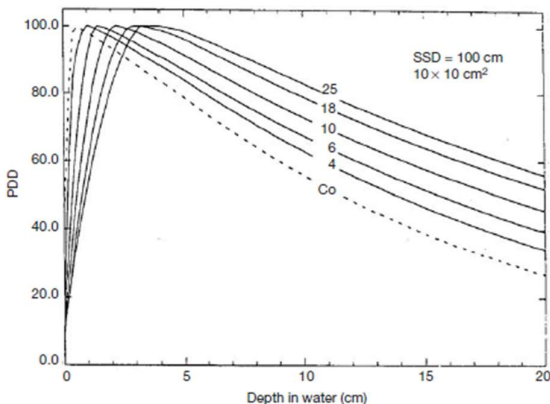
Nilai  $1,6 \times 10^{-10}$  digunakan sebagai faktor konversi untuk perhitungan dosis sesuai dengan sistem satuan SI. Dosis serap yang dihitung oleh MCNPX adalah per elektron yang datang (dalam satuan Gy/e). Dalam penelitian ini dosis serap yang terukur adalah dalam satuan Gy/e, dikarenakan penelitian ini bertujuan untuk menentukan PDD yang merupakan dosis relatif sehingga cukup dengan mengalikan dengan faktor konversi sebesar  $1,6 \times 10^{-10}$ . Apabila dibutuhkan satuan dosis dalam Gy maka perlu mengalikan dengan faktor pengali (*multiplier*). Pada berkas foton 6 MV nilai faktor pengali sebesar  $8,93 \times 10^{15}$  untuk mendapatkan dosis yang diterima per 1 Gy (dalam satuan Gy) [15]. Diagram alir dalam penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 14.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### Penentuan parameter standar model parameter fantom dengan komposisi air

Pertama kali dilakukan penentuan dosis relatif pada tubuh menggunakan fantom homogen dengan komposisi air ( $H_2O$ ), sebab pada awalnya pengukuran dosis dilakukan pada *water phantom*. Sehingga perlu adanya kesesuaian antara *water phantom* referensi terhadap hasil simulasi.

Pada penelitian ini, untuk menguji keakuratan hasil data simulasi MCNPX perlu adanya standar referensi. Pengukuran dosis relatif pada berkas sinar-x 6 MV dengan luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD 100 cm nilai dosis maksimal terdapat pada kedalaman 1,5 cm [6]. Nilai referensi ditunjukkan pada Gambar 15 dan Tabel 2.



**Gambar 15.** Grafik PDD untuk berbagai berkas foton [6]

**Tabel 2.** Dosis pada kedalaman maksimum untuk berbagai berkas foton pada *water phantom* dengan luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD 100 cm (referensi) [6]

	Berkas Foton hv					
	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
$D_{maks}$ (cm)	0,5	1,0	1,5	2,5	3,5	5,0

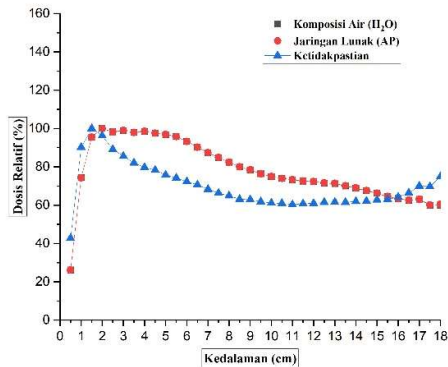
Dari nilai referensi yang ada, seperti ditunjukkan pada Gambar 15 dan Tabel 2 diketahui bahwa untuk berkas sinar-x 6 MV dengan luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  dan SSD 100 cm nilai dosis maksimum terdapat pada kedalaman 1,5 cm. Hasil penelitian Panular (2012) persentase dosis maksimum ( $D_{maks}$ ) terdapat pada kedalaman 1,7 cm [16]. Pada penelitian lainnya dengan menggunakan parameter yang sama, yakni pada penelitian yang dilakukan oleh Anam (2010) juga mendapatkan persentase dosis maksimum ( $D_{maks}$ ) terdapat pada kedalaman 1,5 hingga 1,7 cm [12]. Pada penelitian ini dosis maksimum ( $D_{maks}$ ) terdapat pada kedalaman 1,6 cm. Dengan demikian, dengan adanya data-data tersebut maka hasil simulasi MCNPX terhadap referensi pada fantom air memperoleh data yang sesuai.

### Parameter fantom dengan komposisi jaringan lunak

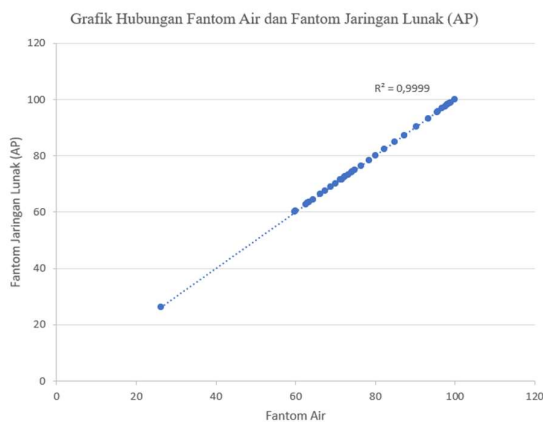
Parameter ini untuk menentukan karakteristik dosis pada jaringan lunak homogen. Hal ini mendasari bahwa selama ini pengukuran dosis pada jaringan lunak diasumsikan memiliki karakteristik seperti air. Pada penelitian ini, struktur material penyusun fantom telah disesuaikan dengan komposisi jaringan lunak.

Pada fantom jaringan lunak ini dilakukan variasi dua arah penyinaran berkas radiasi yaitu arah penyinaran AP dan PA. Perbedaan arah penyinaran ini disebabkan geometri antara fantom nonhomogen, yaitu adanya organ paru-paru dan organ tulang yang berbeda lokasi. Pada simulasi ini menggunakan organ tulang yaitu berupa tulang belakang bagian tengah (*spine, mid part*), lokasi dari tulang tersebut berada pada kedalaman 5 cm dari posisi belakang tubuh (*posterior*). Sehingga diperlukan penyesuaian antara variasi arah penyinaran berkas radiasi. Pada fantom homogen dan organ paru-paru arah penyinaran berkas berupa AP. Hasil simulasi dosis relatif pada jaringan lunak dengan arah penyinaran AP kemudian akan

dibandingkan dengan hasil dosis pada fantom air seperti ditunjukkan pada Gambar 16 dan 17.



**Gambar 16.** Grafik perbandingan komposisi air dan jaringan lunak *Anterior-Posterior* (AP)

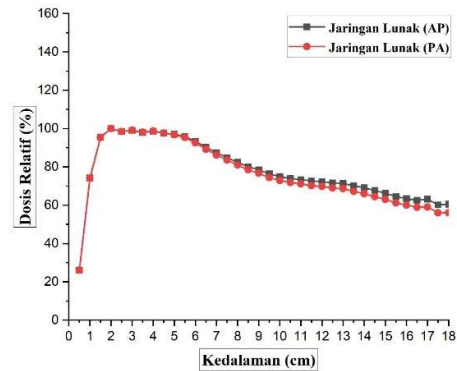


**Gambar 17.** Kurva tingkat akurasi pada fantom air dan jaringan lunak (AP)

Pada Gambar 16 terlihat bahwa kurva PDD jaringan lunak dengan arah penyinaran AP memiliki pola yang sama dengan PDD pada medium air dengan perbedaan persentase di bawah 1% sehingga kedua *series* terlihat saling berhimpit. Pada awalnya dosis rendah kemudian mengalami kenaikan hingga puncak yaitu pada kedalaman maksimum dan selanjutnya mengalami penurunan secara eksponensial [3]. Gambar 17 menunjukkan kurva tingkat akurasi simulasi dengan nilai kuadrat R sebesar 0,9999. Hasil simulasi jaringan lunak (AP) juga memperoleh nilai dosis maksimum pada kedalaman 1,6 cm sama seperti pada fantom air.

Selanjutnya membandingkan hasil simulasi jaringan lunak dengan arah penyinaran AP dengan

jaringan lunak dengan arah penyinaran PA. Hasil perbandingan ditunjukkan pada Gambar 18.



**Gambar 18.** Grafik perbandingan jaringan lunak *Anterior-Posterior* (AP) dan jaringan lunak *Posterior-Anterior* (PA)

Pada grafik tersebut terlihat bahwa pada bagian awal jaringan lunak PA memiliki pola yang sama dengan jaringan lunak AP, namun pada bagian akhir dosis relatif pada jaringan lunak PA mengalami penurunan.

Nilai dosis maksimum pada kedua arah penyinaran jaringan lunak berada pada kedalaman 1,6 cm. Pada jaringan lunak dengan arah penyinaran PA juga memperoleh karakteristik kurva PDD yang sama dengan arah penyinaran AP.

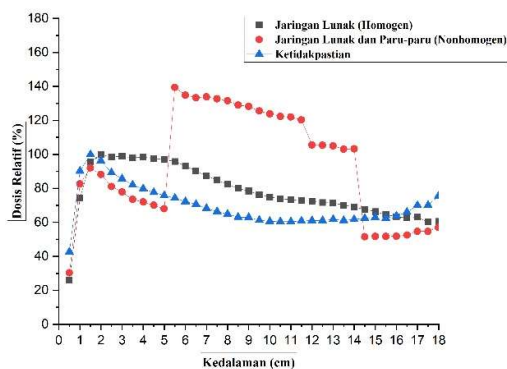
Nilai dosis maksimum pada fantom air, jaringan lunak AP dan jaringan lunak PA terdapat pada kedalaman 1,6 cm, sehingga masih dalam toleransi yaitu sebesar  $1,5 \pm 0,1$  cm. Oleh karena itu hasil simulasi ini masih dalam rentang yang diperbolehkan [3][6][12][16].

### Penentuan dosis relatif dan faktor koreksi pada ketidakhomogenan jaringan tubuh

#### Jaringan lunak dan paru-paru Penentuan dosis relatif

Pada bagian ini, telah ditentukan dosis relatif pada jaringan nonhomogen yaitu jaringan lunak dengan adanya organ paru-paru pada kedalaman 5 hingga 14 cm (ketebalan 10 cm). Pada penelitian ini arah penyinaran berkas radiasi terletak *isocenter* terhadap paru-paru kanan yang merupakan organ yang akan disimulasikan dengan arah penyinaran AP.

Kemudian hasil simulasi jaringan lunak dengan adanya organ paru-paru kemudian dibandingkan dengan hasil simulasi pada jaringan lunak homogen. Perbandingan ini dilakukan guna menentukan faktor koreksi dosis dengan adanya ketidakhomogenan jaringan tubuh pada manusia. Faktanya penyusun tubuh manusia terdiri dari berbagai jenis organ yang terdiri dari berbagai macam jenis atom penyusun tubuh dan densitas yang berbeda-beda pula. Perbedaan densitas dan fraksi atom penyusun bagian fantom merupakan standar yang telah dibuat oleh ORNL, nilai standar model dapat dilihat pada Tabel 1. Kemudian hasil perbandingan dosis relatif antara jaringan lunak dengan adanya organ paru-paru dengan ketebalan 10 cm terhadap jaringan lunak homogen ditunjukkan pada Gambar 19.



**Gambar 19.** Grafik perbandingan jaringan lunak homogen dan jaringan lunak dengan adanya paru-paru

Pada grafik tersebut menunjukkan bahwa daerah sebelum dan sesudah organ paru-paru mengalami penurunan dosis. Perubahan dosis pada daerah sebelum paru-paru juga dikarenakan adanya faktor hamburan balik [3]. Pada daerah paru-paru dosis mengalami peningkatan yang lebih tinggi, hal ini terjadi karena elektron yang terbentuk pada daerah jaringan lunak sebelum paru-paru lebih sedikit mengalami interaksi dan komposisi paru-paru banyak berisi udara sehingga menyebabkan banyaknya elektron yang sampai dan berinteraksi pada daerah paru-paru tersebut [3].

Penelitian Zabihzadeh dkk. (2020) membahas bahwa pada luas lapangan 10 x 10 cm<sup>2</sup> dosis radiasi pada paru-paru mengalami peningkatan yang signifikan [23]. Hal tersebut sesuai dengan hasil pada penelitian ini, nilai dosis

pada daerah paru-paru mengalami peningkatan dosis dengan perubahan tertinggi berada pada kedalaman 9,0 cm yaitu dengan persentase peningkatan hingga 49,748 %. Sedangkan peningkatan dosis dengan perubahan terendah terdapat pada kedalaman 13,5 cm dengan persentase peningkatan 32,936 %.

### Penentuan faktor koreksi (CF)

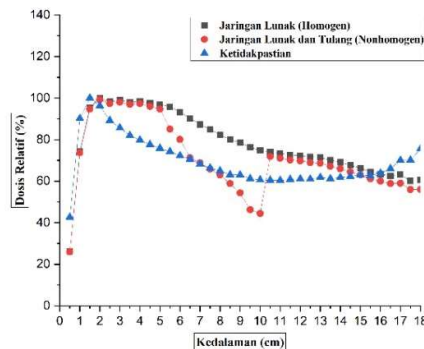
Penentuan faktor koreksi dengan adanya organ paru-paru diperlukan perbandingan antara nilai dosis relatif pada jaringan lunak dengan adanya organ paru-paru (nonhomogen) terhadap jaringan lunak (homogen). Penentuan faktor koreksi dilakukan untuk tiap kedalaman 0,5 cm. Hasil perbandingan ditunjukkan pada Tabel 3.

Tabel 3 menunjukkan bahwa adanya organ paru-paru pada kedalaman 5,0 hingga 14,0 cm pada jaringan lunak mengakibatkan peningkatan dosis, pada kedalaman 5,5 cm mengalami peningkatan dosis sebesar 43,602 % sampai pada kedalaman 14,0 cm sebesar 34,148 %. Nilai rentang faktor koreksi dengan adanya organ paru-paru setebal 10 cm di dalam jaringan lunak dimulai dari 0,701–1,663.

### Jaringan lunak dan tulang

#### Penentuan dosis relatif

Penentuan dosis relatif pada jaringan nonhomogen yaitu jaringan lunak dengan adanya organ tulang belakang pada kedalaman 5,0 hingga 10 cm (ketebalan 6 cm). Arah penyinaran berkas radiasi terletak *isocenter* terhadap tulang belakang yang merupakan organ yang akan disimulasikan dengan arah penyinaran PA. Hasil perbandingan ditunjukkan pada Gambar 20.



**Gambar 20.** Grafik perbandingan jaringan lunak homogen dan jaringan lunak dengan adanya organ tulang

Dari grafik tersebut terlihat bahwa dengan adanya tulang pada kedalaman 5,0 hingga 10,0 cm mengakibatkan penurunan dosis relatif. Penurunan dosis dengan perubahan tertinggi berada pada kedalaman 10,0 cm yaitu dengan persentase penurunan hingga 31,044 %. Sedangkan penurunan dosis dengan perubahan terendah terdapat pada

kedalaman 5,5 cm dengan persentase penurunan hingga 11,832 %.

Pada penelitian ini didapatkan nilai perubahan yang cukup tinggi, hal tersebut disebabkan kontur fantom yang digunakan berbentuk tubuh manusia yang menyerupai organ-organ aslinya (tidak simetris). Berdasarkan ICRU report 50 dan 62 perbedaan ketidakakuratan dosis

**Tabel 3.** Faktor koreksi (CF) dengan adanya ketidakhomogenan paru-paru

Sel	h (cm)	Dosis Relatif (%)		Perubahan (%)	CF
		Homogen	Nonhomogen		
111	0,5	26,113	30,325	-4,212	1,161
112	1,0	74,267	82,544	-8,278	1,111
113	1,5	95,502	92,029	3,473	0,964
114	2,0	100,000	88,155	11,845	0,882
115	2,5	98,349	81,090	17,260	0,825
116	3,0	98,994	77,902	21,092	0,787
117	3,5	97,917	73,472	24,445	0,750
118	4,0	98,542	71,973	26,569	0,730
119	4,5	97,555	70,047	27,508	0,718
120	5,0	97,000	67,994	29,006	0,701
55	5,5	95,820	139,422	-43,602	1,455
56	6,0	93,276	134,897	-41,621	1,446
57	6,5	90,281	133,362	-43,081	1,477
58	7,0	87,322	133,863	-46,541	1,533
59	7,5	84,887	132,681	-47,795	1,563
60	8,0	82,357	131,553	-49,196	1,597
61	8,5	80,027	129,074	-49,047	1,613
62	9,0	78,463	128,211	-49,748	1,634
63	9,5	76,336	125,609	-49,273	1,645
64	10,0	74,922	123,829	-48,907	1,653
65	10,5	73,994	122,343	-48,349	1,653
66	11,0	73,363	122,008	-48,645	1,663
67	11,5	72,674	120,312	-47,638	1,656
68	12,0	72,302	105,469	-33,167	1,459
69	12,5	71,657	105,403	-33,746	1,471
70	13,0	71,398	105,027	-33,629	1,471
71	13,5	70,123	103,060	-32,936	1,470
72	14,0	69,074	103,222	-34,148	1,494
139	14,5	67,662	51,489	16,173	0,761
140	15,0	66,299	51,760	14,540	0,781
141	15,5	64,520	51,699	12,821	0,801
142	16,0	63,431	51,827	11,605	0,817
143	16,5	62,608	52,589	10,018	0,840
144	17,0	63,117	54,708	8,409	0,867
145	17,5	60,148	54,700	5,448	0,909
146	18,0	60,488	57,063	3,424	0,943

**Tabel 4.** Faktor koreksi (CF) dengan adanya ketidakhomogenan tulang

Sel	h (cm)	Dosis Relatif (%)		Perubahan (%)	CF
		Homogen	Nonhomogen		
111	0,5	26,113	25,658	0,455	0,983
112	1,0	74,267	72,736	1,531	0,979
113	1,5	95,502	93,431	2,071	0,978
114	2,0	100,000	97,854	2,146	0,979
115	2,5	98,349	96,096	2,254	0,977
116	3,0	98,994	96,730	2,264	0,977
117	3,5	97,917	95,663	2,254	0,977
118	4,0	98,542	96,089	2,453	0,975
119	4,5	97,555	94,777	2,778	0,972
120	5,0	97,000	93,468	3,532	0,964
811	5,5	95,820	83,988	11,832	0,877
812	6,0	93,276	79,071	14,205	0,848
813	6,5	90,281	70,398	19,882	0,780
814	7,0	87,322	67,909	19,413	0,778
815	7,5	84,887	64,964	19,923	0,765
816	8,0	82,357	62,161	20,196	0,755
817	8,5	80,027	58,059	21,968	0,725
818	9,0	78,463	53,628	24,835	0,683
819	9,5	76,336	45,651	30,685	0,598
820	10,0	74,922	43,879	31,044	0,586
131	10,5	73,994	71,809	2,184	0,970
132	11,0	73,363	71,084	2,279	0,969
133	11,5	72,674	70,153	2,521	0,965
134	12,0	72,302	69,779	2,523	0,965
135	12,5	71,657	68,941	2,716	0,962
136	13,0	71,398	68,601	2,797	0,961
137	13,5	70,123	67,169	2,954	0,958
138	14,0	69,074	65,987	3,087	0,955
139	14,5	67,662	64,455	3,207	0,953
140	15,0	66,299	63,028	3,272	0,951
141	15,5	64,520	61,185	3,334	0,948
142	16,0	63,431	60,039	3,393	0,947
143	16,5	62,608	58,882	3,726	0,940
144	17,0	63,117	59,037	4,080	0,935
145	17,5	60,148	55,982	4,166	0,931
146	18,0	60,488	56,069	4,419	0,927

radiasi tidak hanya dipengaruhi oleh ketidakhomogenan jaringan penyusun tubuh manusia saja, akan tetapi juga dipengaruhi oleh ketidakaturan bentuk (kontur) tubuh manusia [17][18].

Pada data yang telah didapatkan terlihat bahwa dengan adanya organ tulang tidak hanya mengubah dosis radiasi pada tulang saja namun juga berpengaruh terhadap perubahan dosis pada daerah sebelum dan sesudah adanya tulang [3].

Hasil penelitian ini telah sesuai dengan hasil yang telah dilakukan pada penelitian sebelumnya, yaitu pada penelitian yang telah dilakukan oleh Rizani dkk. (2012), Prasetyo dkk. (2012) serta Ramdani dan Haryanto (2016) dosis relatif dengan adanya tulang telah memberikan penurunan persentase dosis terhadap kedalaman [3][19][20].

#### Penentuan faktor koreksi (CF)

Penentuan faktor koreksi dosis dengan adanya organ tulang belakang diperlukan perbandingan antara nilai dosis relatif pada jaringan lunak dengan adanya organ tulang (nonhomogen) terhadap jaringan lunak (homogen). Penentuan faktor koreksi dilakukan untuk tiap kedalaman 0,5 cm. Hasil perbandingan nilai faktor koreksi dosis pada ketidakhomogenan tulang belakang ditunjukkan pada Tabel 4.

Pada Tabel 4 menunjukkan bahwa dengan adanya tulang pada kedalaman 5 hingga 10 cm pada jaringan lunak mengakibatkan penurunan dosis, pada kedalaman 5,5 cm mengalami penurunan dosis sebesar 11,832 % sampai pada kedalaman 10 cm sebesar 31,044 %. Nilai rentang faktor koreksi dengan adanya organ tulang setebal 6 cm didalam jaringan lunak dimulai dari 0,586–0,983.

## KESIMPULAN

Distribusi dosis hasil simulasi pada fantom homogen yaitu fantom dengan komposisi air sama dengan standar referensi pada *water phantom*, pada simulasi fantom jaringan lunak memiliki karakteristik yang sama pula dengan fantom komposisi air yakni dosis maksimum ( $D_{maks}$ ) berada pada kedalaman 1,6 cm. Karakteristik kurva PDD pada fantom homogen dan nonhomogen memiliki perbedaan dosis, pada organ paru-paru dosis mengalami peningkatan dengan perubahan tertinggi sebesar 49,748 %, sedangkan dosis pada organ tulang belakang mengalami penurunan dengan perubahan tertinggi sebesar 31,044 %. Rentang faktor koreksi dosis radiasi untuk keberadaan jaringan nonhomogen paru-paru setebal 10 cm adalah 0,701–1,663 sedangkan untuk tulang setebal 6 cm adalah 0,586–0,983.

## UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terimakasih sebesar-besarnya kepada Evi Setiawati, S.Si., M.Si. dan Fajar Arianto, S.Si., M.Si. sebagai pembimbing yang telah memberikan waktu, kesempatan dan ilmunya serta kepada Bapak Prasetyo Basuki yang telah menyediakan fasilitas kepada penulis sehingga penelitian ini dapat terselesaikan.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] S. A. Pawiro, Sugiyantari and T. Wahono, "Pengaruh Ketidakhomogenan Medium

- Pada Radioterapi," *Indonesian Journal of Cancer.*, vol. 3, no. 1, pp. 5-8, 2009.
- [2] AAPM, "Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams, Report No. 85," *Medical Physics Publishing*, Vernon Boulevard, Madison, 2004.
- [3] Rizani, W. S. Budi and C. Anam, "Simulasi Monte Carlo untuk Menentukan Dosis Sinar-X 6 MV pada Ketakhomogenan Medium Jaringan Tubuh.," *Jurnal Berkala Fisika*, vol. 15, no. 2, pp. 49-56, 2012.
- [4] Immel, *et al.*, "Effect of X-ray irradiation on ancient DNA in sub-fossil bones – Guidelines for safe X-ray imaging," *Scientific Reports.*, vol. 6, no. 32969, pp. 1-14, 2016.
- [5] R. A. Puspitasari *et al.*, "Analisis Kualitas Berkas Radiasi LINAC untuk Efektivitas Radioterapi," *Jurnal Biosains Pascasarjana.*, vol. 22, no. 1, pp. 11-19, 2020.
- [6] E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna: Publishing Section IAEA, 2005.
- [7] X-5 Monte Carlo Team, *MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code*, Version 5 ed., New Mexico: Los Alamos National Laboratory, 2003.
- [8] Suharni, Kusminarto, F. I. Diah and P. Anggraita, "Perhitungan Efisiensi Daya Berdasarkan Persentase Kedalaman Dosis (PDD) pada Linac Medis RS DR. Sardjito," *Prosiding Pertemuan dan Presentasi Ilmiah Teknologi Akselerator dan Aplikasinya.*, vol. 14, pp. 138-151, 2012.
- [9] Handoko *et al.*, "Analisis keakuratan Verifikasi Dosis dengan Menggunakan Perbandingan Phantom Standar dan Phantom Replika," *Youngster Physics Journal.*, vol. 07, no. 1, pp. 01-10, 2018.
- [10] M. Khiftiyah, E. Hidayanto and Z. Arifin, "Analisa Kurva Percentage Depth Dose (PDD) dan Profile Dose untuk Lapangan Radiasi Simetri dan Asimetri Pada Linear Accelerator (LINAC) 6 Dan 10 MV," *Youngster Physics Journal.*, vol. 3, no. 4, pp. 279-286, 2014.
- [11] F. N. Ihya, C. Anam and V. Gunawan, "Pembuatan Kurva Isodosis 2D dengan

- Menggunakan Kurva Percentage Depth Dose (PDD) dan Profil Dosis dengan Variasi Kedalaman untuk Treatment Planning System,” *Berkala Fisika.*, vol. 16, no. 4, pp. 131-138, 2013.
- [12] Anam, “Simulasi Monte Carlo untuk Kontaminasi Elektron Pada Berkas Sinar X 6 MV Produksi Pesawat Linac Elekta SL15,” Tesis, Program Magister Kekhususan Fisika Medis, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia, 2010.
- [13] Anam, “Kajian Spektrum Sinar-X 6 MV Menggunakan Simulasi Monte Carlo,” *Berkala Fisika.*, vol. 14, no. 2, pp. 49- 54, 2011.
- [14] T. A. Shdeed *et al.*, “Study of absorbed dose in important organs during helical CT chest scan using MCNP code and MIRD phantom,” *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, p. 1649–1663, 2016.
- [15] R. Khabaz, “Phantom Dosimetry and Cancer Risks Estimation Undergoing 6 MV Photon Beam by an Elekta SL-25 Linac,” *Journal Pre-proof*, pp. 1-19, 2020.
- [16] B. Panular, “Perbandingan Hasil Pengukuran Parameter Berkas Sinar-X dan Elektron Keluaran Pesawat LINAC Menggunakan Detektor Matriks dan Fantom Air,” Tesis, Program Magister Kekhususan Fisika Medis, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia, 2012.
- [17] ICRU REPORT 50, “Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy,” International Commission On Radiation Units And Measurements, Maryland 20814, USA, 1993.
- [18] ICRU REPORT 62, “Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50),” International Commission On Radiation Units And Measurements, Maryland 20814, USA, 1999.
- [19] N. D. Prasetyo, W. Setiabudi and C. Anam, “Analisis Perubahan Kurva Percentage Depth Dose (PDD) dan Dose Profile untuk Radiasi Foton 6 MV pada Fantom Thoraks,” *Jurnal Sains dan Matematika.*, vol. 20, no. 4, pp. 103-108, 2012.
- [20] R. Ramdani and F. Haryanto, “Perbandingan Dosis Serap Berkas Foton 16 MV pada Berbagai Jenis Phantom Menggunakan Metode Monte Carlo - EGSnrc,” *Wahana Fisika.*, vol. 1, no. 2, pp. 129-139, 2016.
- [21] S. Yani *et al.*, “Comparison Between EGSnrc and MCNPX for X-ray Target,” *Journal of Physics: Conference Series.*, vol. 1127, no. 012014, pp. 1-5, 2019.
- [22] H. Dowlatabadi *et al.*, “Monte Carlo Simulation of Siemens Primus Plus Linac for 6 and 18 MV Photon Beams,” *J Biomed Phys Eng.*, vol. 7, no. 4, pp. 333-346, 2017.
- [23] M. Zabihzadeh *et al.*, “Effect of Lung Inhomogeneity on Dose Distribution During Radiotherapy of Patient with Lung Cancer,” *International Journal of Radiation Research.*, vol. 18, no. 3, pp. 580-586, 2020.