

Analisis Kurva Dose Volume Histogram (DVH) pada Teknik 3D Konformal dengan Metode Monte Carlo

Sitti Yani^{a*}

^aDepartemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Pertanian Bogor, Jalan Meranti Kampus IPB Dramaga, Bogor, Jawa Barat 16680

*Email : sittiyani@apps.ipb.ac.id

(Diterima 26 Desember 2020; Disetujui 18 Juli 2021; Dipublikasikan 15 Oktober 2021)

Abstrak

Pemilihan sudut penyinaran yang tepat dalam terapi 3D konformal beberapa jenis kanker sangat menentukan keberhasilan pengobatan. Oleh karena itu, tujuan penelitian ini adalah untuk menganalisis *dose volume histogram* (DVH) teknik 3D konformal dengan konfigurasi sudut penyinaran yang berbeda pada fantom inhomogenitas dengan metode Monte Carlo (MC). EGSnrc-DOSXYZnrc MC digunakan untuk mensimulasikan teknik 3D konformal pada fantom inhomogenitas. Fantom inhomogenitas terdiri atas material air dan paru-paru dimana material paru-paru berada di dalam fantom air pada kedalaman 2 cm dari permukaan fantom air. Fantom ini diradiasi dengan sumber radiasi monoenergetik 10 MeV dengan sudut penyinaran 0 – 360°. Data distribusi dosis yang diperoleh diolah untuk memperoleh data DVH. Analisis DVH juga dilakukan dengan mengkombinasikan beberapa sudut penyinaran dan pembobotan. Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa distribusi dosis hasil simulasi beragam terhadap sudut penyinaran. Dari kurva DVH diperoleh bahwa sudut penyinaran pada 0°, 20°, 40°, 320°, dan 340° dengan pembobotan memberikan kurva DVH target yang paling baik dibandingkan dengan *set-up* sudut penyinaran lainnya. Pembobotan dapat mereduksi dosis pada resiko organ dan meningkatkan dosis pada target.

Kata kunci: 3D konformal, DVH, EGSnrc-DOSXYZnrc, monte carlo

1. Latar Belakang

Secara umum, tujuan pengobatan kanker dengan radioterapi adalah untuk memberikan dosis maksimum kepada target dan dosis minimum pada risiko organ (*organ at risk/OAR*). Salah satu teknik penyinaran dalam radioterapi adalah *three-dimensional conformal radiation therapy* (3D-CRT). Teknik ini masih banyak diaplikasikan pada beberapa kasus pengobatan kanker seperti kanker payudara [1,2] dan kanker prostat [3]. Pemilihan sudut penyinaran merupakan salah satu langkah yang sangat penting dalam perencanaan pengobatan. Dalam aplikasi klinis, langkah ini dilakukan secara manual berdasarkan pengalaman pembuat perencanaan. Langkah ini membutuhkan waktu yang relatif lama bergantung pada posisi target dan OAR. Beberapa algoritma telah dikembangkan untuk mempermudah penentuan sudut penyinaran dan waktu perencanaan pengobatan yang lebih cepat [4,5]. Optimasi sudut penyinaran yang tepat dapat dilakukan dengan menggunakan pembobotan sudut berkas yang bergantung pada posisi target dan OAR [6].

Metode MC dapat digunakan untuk memperoleh sudut berkas dan pembobotan yang

optimal dalam 3D-CRT. Salah satu perangkat lunak yang memanfaatkan metode MC adalah EGSnrc. Perangkat lunak ini telah digunakan mensimulasikan teknik penyinaran yang lebih kompleks dibandingkan dengan 3D-CRT pada fantom homogen dan inhomogen yakni teknik *intensity modulated radiation therapy* (IMRT) [7,8]. Distribusi dosis 3 dimensi (3D) dapat dihasilkan melalui simulasi dengan EGSnrc. Analisis dosis dapat dilakukan dengan 3 cara yakni analisis 1 dimensi (*percent depth dose/PDD* dan profil dosis), 2 dimensi (kurva isodosis) dan 3 dimensi (*dose volume histogram/DVH* dan *gamma index*). Dalam penelitian ini dilakukan analisis dosis 3 dimensi yakni DVH. DVH merepresentasikan nilai dosis rata-rata yang diterima oleh organ atau target tertentu dalam perencanaan pengobatan 3D. Kurva ini pada umumnya dioptimasi dengan melakukan pembobotan sudut penyinaran. Optimasi pembobotan sudut penyinaran melalui simulasi MC sangat mudah dan sederhana untuk diterapkan pada fantom yang kompleks.

Oleh karena itu, penelitian ini bertujuan untuk menganalisis DVH teknik pengobatan kanker 3D konformal pada fantom inhomogenitas dengan

menggunakan metode Monte Carlo. Selain itu, dalam penelitian ini diperkenalkan algoritma baru dengan menggunakan bahasa pemrograman MATLAB yang dapat digunakan untuk menjumlahkan beberapa data *3ddose* keluaran dari DOSXYZnrc dan membentuk kurva DVH untuk masing-masing struktur yang didefinisikan.

2. Metodologi

Tahapan simulasi terdiri atas penentuan *set-up* simulasi, simulasi dengan EGSnrc-DOSXYZnrc, analisis data distribusi dosis (data *3ddose*), dan perhitungan DVH dengan dilakukan pembobotan dan tidak dilakukan pembobotan.

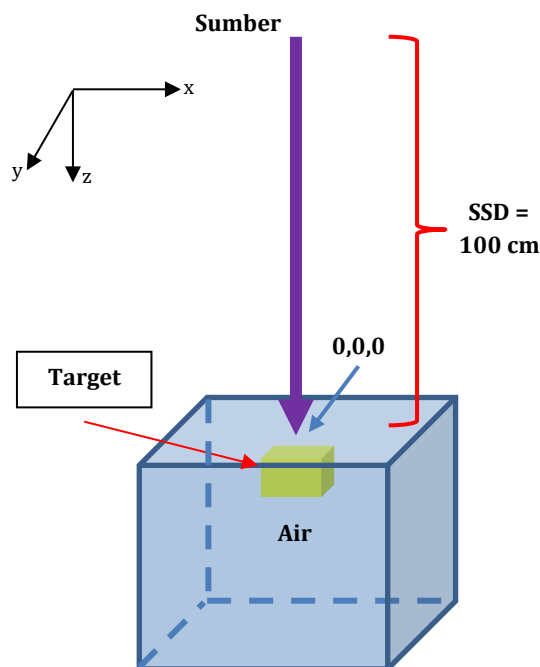
2.1 Set-up Simulasi

Simulasi dilakukan di dalam fantom inhomogenitas yang berisi material air dan paru-paru. Dimensi material ini masing-masing adalah $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ dan $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ cm}^3$ (Gambar 1). Densitas dan karakteristik material yang digunakan memanfaatkan data yang telah disediakan oleh perangkat lunak berupa data *cross section*. Inhomogenitas berupa material paru-paru ini diletakkan 2 cm dari permukaan fantom. Titik koordinat 0,0,0 berada di salah satu permukaan fantom air yang dekat dengan posisi paru-paru. Sumber yang digunakan adalah berkas monoenergetik berupa partikel foton dengan energi 10 MeV. *Source to surface distance* (SSD) yang diaplikasikan adalah 100 cm. Distribusi dosis diukur untuk ukuran medan paparan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ dan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pada beberapa sudut penyinaran, yakni $0^\circ, 20^\circ, 25^\circ, 40^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ, 315^\circ, 320^\circ, 330^\circ, 340^\circ,$ dan 355° . Setiap simulasi dengan satu sudut penyinaran diperoleh satu data simulasi. Oleh karena itu, jumlah data yang diperoleh adalah perkalian jumlah ukuran medan paparan dengan jumlah sudut penyinaran yakni 24 data. Sudut teta dan pi dalam simulasi diatur sehingga memperoleh sudut berkas sesuai dengan yang diinginkan. Transformasi koordinat sudut teta dan pi dilakukan untuk memperoleh sudut penyinaran yang tepat berdasarkan pada manual DOSXYZnrc [10].

2.2 EGSnrc (Electron Gamma Shower)

EGSnrc merupakan perangkat lunak yang menggunakan metode Monte Carlo dalam mensimulasikan radiasi pengion yang melewati suatu materi. Perangkat lunak ini dapat mensimulasikan perjalanan foton, elektron dan

positron dengan energi kinetik antara 1 keV dan 10 GeV dalam material homogen maupun inhomogen. EGSnrc diperkenalkan pada tahun 2000 yang dikembangkan dari perangkat lunak *Electron Gamma Shower* (EGS) yang diperkenalkan oleh *Stanford Linear Accelerator Center* (SLAC) pada tahun 1970-an [9].



Gambar 1. Pengaturan simulasi

EGSnrc dilengkapi dengan dua perangkat lunak tambahan yakni BEAMnrc dan DOSXYZnrc yang masing-masing berfungsi untuk memodelkan kepala pemercepat partikel (*head linear accelerator*) dan mensimulasikan distribusi dosis pada fantom virtual. Fantom virtual yang didefinisikan dapat berupa fantom yang berisi material yang didefinisikan sendiri maupun berasal dari data gambar *computed tomography* (CT) dimana masing-masing *voxel* memuat data *Hounsfield Unit* (HU) material yang bersesuaian [10].

Parameter simulasi didefinisikan sesuai dengan kondisi standar eksperimen. Energi ambang elektron dan foton diatur pada nilai ECUT = 521 keV untuk elektron dan PCUT = 10 keV untuk foton. Jumlah partikel yang disimulasikan adalah 3×10^8 partikel foton dengan energi yang seragam. *Voxel* dalam arah x, y, dan z memiliki ukuran yang sama untuk semua simulasi.

	80	80	80			
-20.000000	-19.500000	-19.000000	-18.500000	-18.000000	-17.500000	-17.000000
-20.000000	-19.500000	-19.000000	-18.500000	-18.000000	-17.500000	-17.000000
0.0000000	0.50000000	1.0000000	1.5000000	2.0000000	2.5000000	3.0000000
6.80023717344149558E-015	4.80005648128669602E-015	4.05187818598748919E-015	5.84777373231180429E-015	5.84777373231180429E-015	5.84777373231180429E-015	5.84777373231180429E-015
8.54465441830299346E-015	5.85802996553226364E-015	7.70651247692014288E-015	7.36832791178923666E-015	7.36832791178923666E-015	7.36832791178923666E-015	7.36832791178923666E-015
1.05211870153891599E-014	9.21111178023159968E-015	1.10025882046470927E-014	1.08110649125157288E-014	1.08110649125157288E-014	1.08110649125157288E-014	1.08110649125157288E-014
1.20325907733790991E-014	1.14223589014696288E-014	1.30411430185791714E-014	1.29375678659018302E-014	1.29375678659018302E-014	1.29375678659018302E-014	1.29375678659018302E-014
1.37541957241373058E-014	1.44061058103558245E-014	1.53910014048839144E-014	1.63274500806241813E-014	1.63274500806241813E-014	1.63274500806241813E-014	1.63274500806241813E-014
1.55485693406633463E-014	1.54874385362045497E-014	1.71556901333586424E-014	1.70817444610156803E-014	1.70817444610156803E-014	1.70817444610156803E-014	1.70817444610156803E-014
1.86536628163183875E-014	1.45134492988990879E-014	1.77480996649661932E-014	1.40671311759965302E-014	1.40671311759965302E-014	1.40671311759965302E-014	1.40671311759965302E-014
1.47648630367083612E-014	1.41312841454862369E-014	1.43536302209144378E-014	1.10415600982822312E-014	1.10415600982822312E-014	1.10415600982822312E-014	1.10415600982822312E-014
1.27288231627514524E-014	1.39348482055409116E-014	1.30714683546526705E-014	1.05020992606108293E-014	1.05020992606108293E-014	1.05020992606108293E-014	1.05020992606108293E-014
1.21242430816739165E-014	8.68855212956811991E-015	6.94503658418824198E-015	9.05248030147384606E-015	9.05248030147384606E-015	9.05248030147384606E-015	9.05248030147384606E-015
6.87936265249825952E-015	9.03507117644323847E-015	6.72043356096683619E-015	5.97526739823508725E-015	5.97526739823508725E-015	5.97526739823508725E-015	5.97526739823508725E-015
4.71465750422124246E-015	4.79055930323248261E-015	4.35554033141348778E-015	5.09097790739089475E-015	5.09097790739089475E-015	5.09097790739089475E-015	5.09097790739089475E-015
0.20662136358504618	0.18782942292573879	0.18143031768157059	0.19360033951909897	0.19360033951909897	0.19360033951909897	0.19360033951909897
0.17340386155620482	0.19777519832690590	0.15541108549148863	0.15081855375359124	0.15081855375359124	0.15081855375359124	0.15081855375359124
0.15027055267590594	0.16223193764839033	0.14144580174884300	0.14915600982822312E-014	0.14915600982822312E-014	0.14915600982822312E-014	0.14915600982822312E-014
0.13533423141568904	0.13587780333953836	0.13876676236435334	0.13195606794731821	0.13195606794731821	0.13195606794731821	0.13195606794731821
0.12635384992582208	0.12222479008185408	0.11805671952133964	0.12421276606145350	0.12421276606145350	0.12421276606145350	0.12421276606145350
0.13064580166921039	0.11418922217551133	0.12161547545762506	0.11783747698097956	0.11783747698097956	0.11783747698097956	0.11783747698097956

Gambar 2. Struktur data *3ddose*

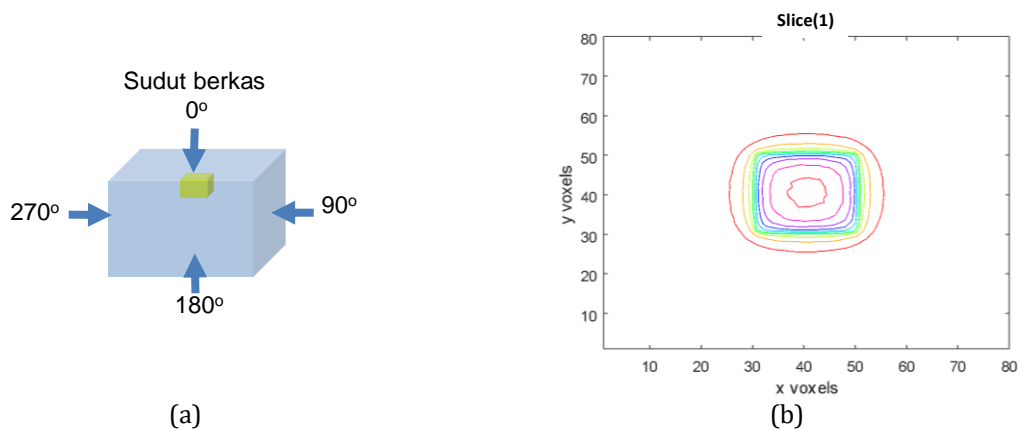
2.3. Perhitungan DVH

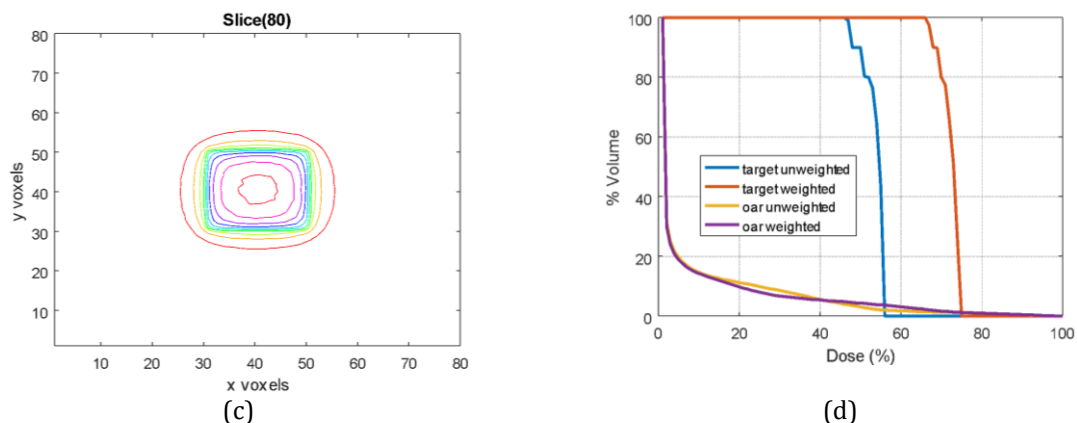
Dalam simulasi Monte Carlo dengan EGSnrc-DOSXYZnrc diperoleh data distribusi dosis dalam 3 dimensi yang tersimpan dalam file dengan ekstensi *3ddose*. Struktur data dari data *3ddose* seperti diperlihatkan pada Gambar 2. Data ini terdiri atas 6 baris data yakni jumlah *voxel* dalam arah x, y, dan z; posisi *voxel* dalam arah x; posisi *voxel* dalam arah y; posisi *voxel* dalam arah z, nilai dosis dalam cGy, dan eror dosis. Data ini diekstrak dengan menggunakan MATLAB untuk membaca data distribusi dosis yang berada pada baris nilai dosis.

Setiap simulasi dengan satu sudut penyinaran akan diperoleh satu data distribusi dosis. Kurva DVH dibentuk dari gabungan beberapa sudut penyinaran sehingga data *3ddose* yang diperoleh dari beberapa simulasi digabungkan dan

dijumlahkan menjadi satu menggunakan bahasa pemrograman MATLAB. Dalam penelitian ini, kami memperkenalkan algoritma baru yang dapat digunakan untuk menjumlahkan dua atau lebih data *3ddose* yang diperoleh dari simulasi dengan DOSXYZnrc. Selain itu, algoritma ini juga dapat menghasilkan kurva DVH untuk masing-masing struktur yang didefinisikan dalam fantom. Dalam simulasi ini terdapat dua struktur yakni OAR dan target.

Kurva DVH target dan OAR untuk masing-masing sudut penyinaran dianalisis dan dibandingkan untuk memperoleh konfigurasi sudut penyinaran dan pembobotan yang paling baik. Faktor bobot tidak disertakan dalam simulasi. Pembobotan dilakukan ketika penggabungan distribusi dosis.



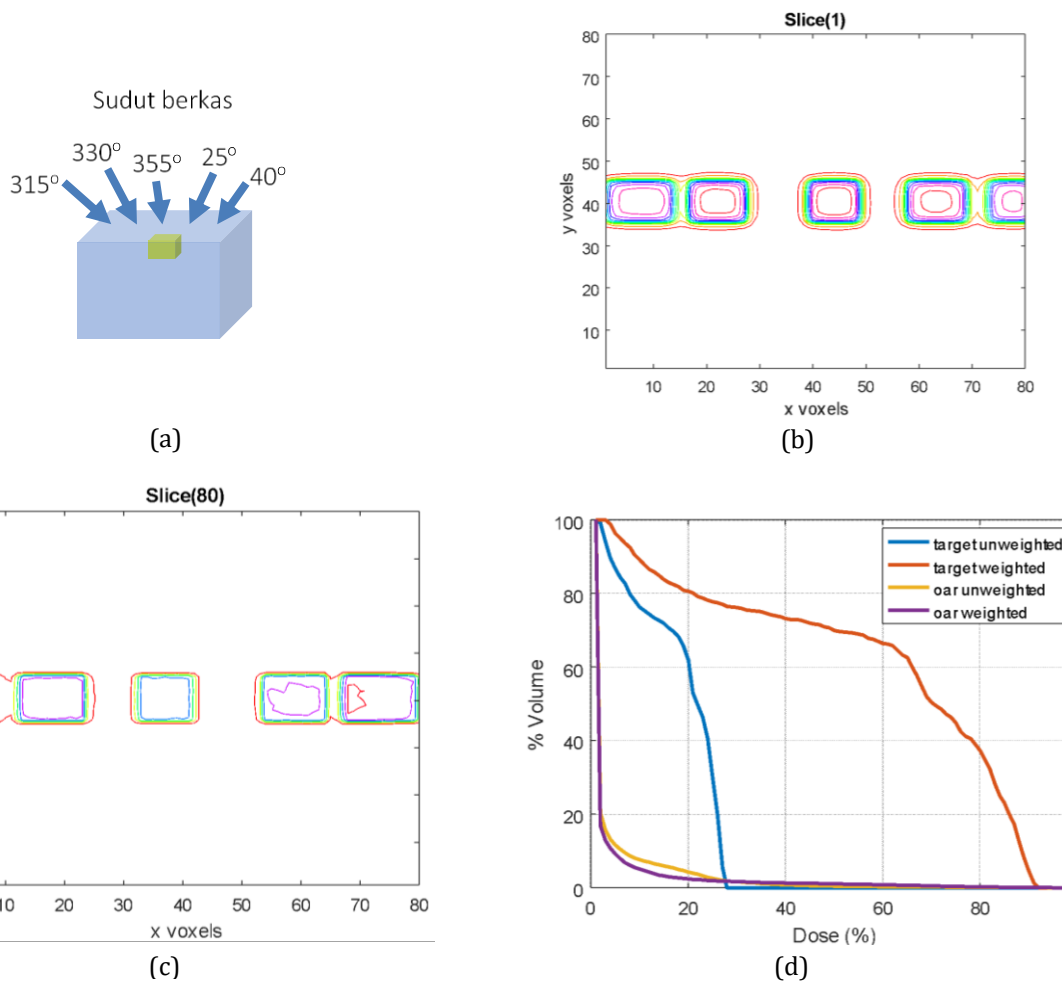


Gambar 3. (a) Konfigurasi sudut penyinaran *set-up* 1, (b) kurva isodosis *slice* 1, (c) kurva isodosis *slice* 80, dan (d) Kurva DVH *set-up* 1 (Keterangan: *unweighted* = tanpa pembobotan, dan *weighted* = dengan pembobotan).

3. Hasil

Berikut perbandingan kurva isodosis dan DVH pada tiga konfigurasi sudut penyinaran. Konfigurasi sudut ini dipilih berdasarkan posisi target yang didefinisikan dalam *set-up* simulasi. Analisis DVH

dilakukan dengan dua acara yakni dengan melakukan pembobotan (*weighted*) dan tidak melakukan pembobotan (*unweighted*).

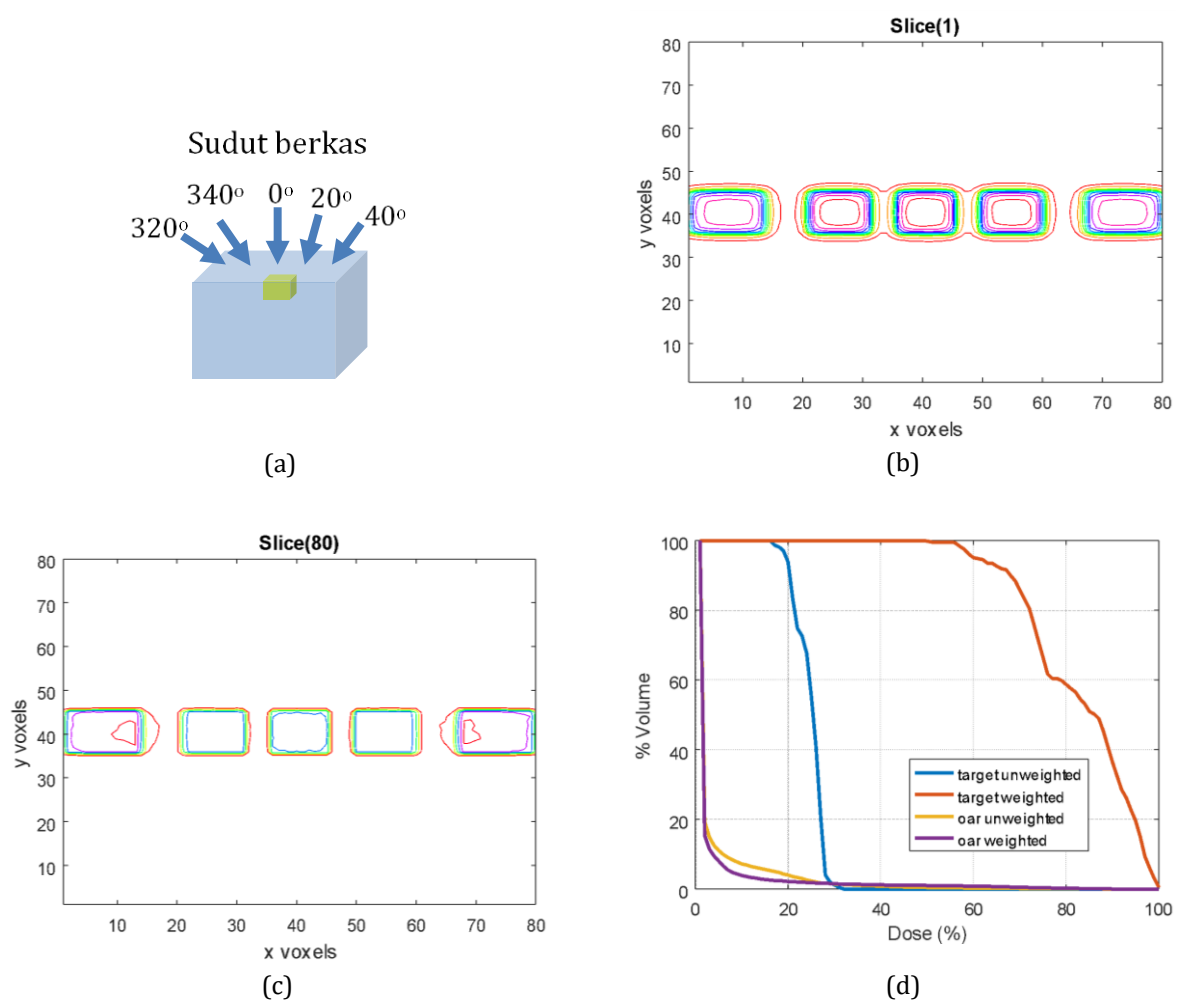


Gambar 4. (a) Konfigurasi sudut penyinaran *set-up* 2, (b) kurva isodosis *slice* 1, (c) kurva isodosis *slice* 80, dan (d) Kurva DVH *set-up* 2

Untuk *set-up* 1, sudut penyinaran dipilih pada 0°, 90°, 180°, dan 270°. Gambar 3(a) menunjukkan konfigurasi sudut penyinaran. Bentuk kurva isodosis pada *slice* 1 dan 80 ditunjukkan pada

Gambar 3 (b) dan (c). *Slice* merupakan potongan penampang lintang dari fantom yang terdiri atas 80 potongan pada setiap fantom. Pemotongan dilakukan dalam arah +z. Karena ukuran fantom 40 cm dalam arah z, maka ketebalan masing-masing slice adalah 0,5 cm. Setiap *slice* memiliki ukuran $40 \times 40 \times 0,5$ cm³. Kurva ini memiliki bentuk yang serupa karena dalam simulasi yang dilakukan tidak dilakukan pembobotan. Kurva DVH yang ditunjukkan pada Gambar 3(d) merepresentasikan bahwa dosis yang diterima oleh target dengan pembobotan lebih banyak dibanding dengan tanpa pembobotan dengan perbedaan sekitar 20% volume. Sedangkan pada DVH OAR memiliki nilai yang relatif sama untuk yang diboboti dan yang tidak diboboti.

Pada *set-up 2*, sudut penyinaran dipilih pada 25°, 40°, 315°, 330°, dan 355°. Gambar 4(a) menunjukkan konfigurasi sudut penyinaran. Bentuk kurva isodosis pada slice 1 dan 80 ditunjukkan pada Gambar 4(b) dan (c). Kurva ini memiliki bentuk yang berbeda karena pada simulasi *set-up 2*, sudut penyinaran berada di salah satu sisi fantom sehingga dosis yang terdeposisi pada *slice 1* lebih besar dibanding pada *slice 80* yang jauh dari sumber radiasi. Kurva DVH pada pengaturan sudut penyinaran ini ditunjukkan pada Gambar 4(d). Kurva ini merepresentasikan bahwa dosis yang diterima oleh target yang diboboti lebih banyak dibanding dengan yang tidak diboboti dengan perbedaan sekitar 60% volume. Sementara itu, kurva DVH OAR memiliki perbedaan kurang dari 5% volume.



Gambar 5. (a) Konfigurasi sudut penyinaran *set-up 3*, (b) kurva isodosis *slice 1*, (c) kurva isodosis *slice 80*, dan (d) Kurva DVH *set-up 3*.

Pada *set-up 3*, sudut penyinaran dipilih pada 0°, 20°, 40°, 320°, dan 340°. Gambar 5(a) menunjukkan konfigurasi sudut penyinaran pada *set-up* ini. Bentuk kurva isodosis pada slice

1 dan 80 ditunjukkan pada Gambar 5(b) dan (c). Kurva ini memiliki bentuk yang berbeda karena distribusi dosis yang dihasilkan sangat bergantung pada posisi sumber terhadap *slice*

(permukaan) yang ditinjau. Semakin jauh dari sumber radiasi, maka dosis yang terdeposisi juga akan semakin kecil. Kurva DVH pada pengaturan sudut penyinaran ini ditunjukkan pada Gambar 5(d). Kurva ini merepresentasikan bahwa dosis yang diterima oleh target terboboti lebih besar dibanding dengan yang tidak terboboti dengan perbedaan sekitar 70% volume. Sementara itu, kurva DVH OAR memiliki perbedaan kurang dari 5% volume.

4. Pembahasan

Dalam penelitian ini dipilih tiga pengaturan sudut berkas yang berbeda-beda untuk memperoleh nilai DVH. Pemilihan sudut berkas didasarkan pada posisi target. Kurva DVH memberikan informasi besarnya dosis yang diterima oleh volume tertentu. Nilai dosis yang dianalisis pada setiap simulasi dinormalisasi terhadap nilai dosis maksimum untuk masing-masing konfigurasi sudut penyinaran. Pada sudut penyinaran 0° , 20° , 40° , 320° , and 340° , lebih dari 70% target menerima dosis lebih dari 80% dari dosis keseluruhan. DVH OAR untuk sudut penyinaran 0° , 20° , 40° , 320° , and 340° menunjukkan nilai yang lebih baik dari pengaturan sudut yang lainnya ketika dilakukan pembobotan.

Dari kurva DVH untuk *set-up* 1, 2, dan 3 menunjukkan bahwa optimasi dengan pembobotan memberikan nilai DVH yang baik untuk target dimana kurva DVH bergeser ke arah dosis yang lebih tinggi yang memungkinkan target memperoleh dosis yang besar yang dapat membunuh sel target tersebut. Selain itu, pembobotan berkas mengurangi dosis pada OAR. Wu dkk (2000) juga memperoleh hasil yang sama yang menunjukkan pentingnya pemilihan algoritma pembobotan yang tepat untuk memperoleh konfigurasi sudut penyinaran yang paling baik [6].

5. Kesimpulan

Dalam penelitian ini diperoleh bahwa pembobotan dalam 3D-CRT sangat penting dalam memperoleh kurva DVH untuk target dan OAR yang sesuai dengan tujuan pengobatan dengan radioterapi. Perbedaan DVH pada target sangat dipengaruhi oleh pembobotan untuk semua konfigurasi sudut penyinaran yang digunakan dalam penelitian ini. Pembobotan

berkas berguna untuk mereduksi dosis pada OAR dan meningkatkan dosis pada target.

Penelitian ini akan dilanjutkan dengan menganalisis kurva DVH untuk teknik penyinaran yang lebih rumit yakni *intensity modulated radiotherapy* (IMRT) dan *volumetric modulated arc therapy* (VMAT).

Daftar Pustaka

- [1] Mollah, A. S. and Sharmin, M. N., Dosimetric Comparison of Different 3DCRT Techniques in Left Breast Cancer Radiotherapy Planning, *Bangladesh Journal of Nuclear Medicine*, **17**(2), pp.108–113, 2016.
- [2] Xie, X., Ouyang, S., Wang, H., Yang, W., Jin, H., Hu, B. and Shen, L., Dosimetric comparison of left-sided whole breast irradiation with 3D-CRT, IP-IMRT and hybrid IMRT, *Oncology Reports*, **31**(5), pp.2195–2205, 2014.
- [3] Shawata, A. S., Akl, M. F., Elshahat, K. M., Baker, N. A. and Ahmed, M. T., Evaluation of different planning methods of 3DCRT, IMRT, and RapidArc for localized prostate cancer patients: planning and dosimetric study, *Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, **50**(1), 2019.
- [4] Gizińska, M. K. and Kukołowicz, P. F., Dose gradient based algorithm for beam weights selection in 3D-CRT plans, *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, **19**(S), pp.10–13, 2014.
- [5] Jabbari, K., Azarmahd, N., Babazade, S. and Amouheidari, A., Optimizing of the Tangential Technique and Supraclavicular Fields in 3 Dimensional Conformal Radiation Therapy for Breast Cancer, *Journal of Medical Signals and Sensors*, **3**(2), pp.107–116, 2013.
- [6] Wu, X., Zhu, Y., Dai, J. and Wang, Z., Selection and determination of beam weights based on genetic algorithms for conformal radiotherapy treatment planning, *Physics in Medicine and Biology*, **45**(9), pp.2547–2558, 2000.
- [7] Yani, S., Budiansah, I., Kamirul, Rhani, M. F. and Haryanto, F., 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*, **25**(3), 2020.
- [8] Yani, S., Rizkia, I., Kamirul, Rhani, M. F., Haekal, M. and Haryanto, F., EGSnrc application for IMRT planning, *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, **25**(2), 2020.
- [9] Kawrakow, I., Mainegra-Hing, E., Rogers, D. W. O., Tessier, F. and Walters, B. R. B., *The EGSnrc*

code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport NCR Report PIRS-701 (Ottawa: National Research Council of Canada), pp.2001–2006, 2013.

[10] Walters, B., Kawrakow, I. and Rogers, D. W. O., DOSXYZnrc Users Manual, pp.1–125, 2013.