

Perhitungan Laju Dosis Serap untuk Simulasi Terapi Kanker Serviks dengan Metode *High Dose Rate* Berdasarkan TG-43U1

Saumi Ramdhani¹, Siti Nurul Khotimah¹, Susila Wardaya² dan Freddy Haryanto¹

¹Program Studi Fisika Institut Teknologi Bandung, Jalan Ganesha 10 Bandung 40132, Indonesia.

²Bagian Radioterapi RSUP Hasan Sadikin Bandung, Jalan Pasteur 38 Bandung 40161, Indonesia.

Email: saumi.ramdhani@gmail.com, nurul@fi.itb.ac.id.

Abstrak

Brakhiterapi merupakan salah satu cara penyembuhan kanker serviks dengan menggunakan penyinaran radiasi pengion dari sumber radioaktif yang didekatkan ke target yang berukuran kecil. Salah satu syarat keberhasilan dalam brakhiterapi adalah pemberian dosis yang tepat pada target. Dosis tersebut berkaitan dengan lama waktu penyinaran yang dilakukan dan laju dosis yang diberikan dari sumber. Telah dibuat program sederhana untuk menghitung laju dosis serap berdasarkan *Task Group 43 U1* untuk simulasi terapi dengan metode *High dose rate* (HDR). Hasil perhitungan yang diperoleh kemudian dibandingkan dengan data laju dosis serap dari *Treatment Planning System* (TPS) dan memberikan variansi kurang dari 2%.

Kata Kunci : High dose rate, Laju dosis serap, Task Group 43U1

Abstract

Brachytherapy is one of techniques applied to cure cervical cancer by the use of irradiation of ionizing radiation from a radioactive source located near to a small target. One of its parameters of success lies on the right dose given to the target. This dose relates to how long irradiation is done and the dose rate given from the source. In this study, the calculation of the absorbed dose rate is done using Task Group 43 U1 for High dose rate (HDR) therapy simulation. To simplify the calculation a simple program is developed to calculate the absorbed dose rate at a certain point. The result obtained is then compared to the absorbed dose rate data from Treatment Planning System (TPS) and gives the variance of less than 2%.

Keywords : High dose rate, Absorbed dose rate, Task Group 43U1

1. PENDAHULUAN

Penggunaan metode *High Dose Rate* (HDR) *remote afterloading* merupakan terapi yang efektif dalam pengobatan kanker serviks dengan brakhiterapi. Agar dosis yang diberikan tepat pada saat terapi dilakukan, maka sebelumnya dilakukan perencanaan terapi. Perencanaan terapi atau *Treatment Planning System* (TPS) sangat diperlukan dalam Radioterapi. Tujuannya adalah agar treatment tepat sasaran dengan memaksimalkan dosis pada target yang akan diradiasi, dan meminimalkan efek pada jaringan normal di sekitar target [1-5].

Perhitungan dosis serap merupakan salah satu bagian yang dilakukan di TPS untuk mendapatkan dosis yang optimal. Berdasarkan laju dosis yang didapatkan, dapat dihitung lamanya waktu terapi untuk mendapatkan dosis yang ditetapkan di titik target.

Penanganan Pasien Kanker Serviks

Untuk pengobatan pasien kanker serviks, terlebih dahulu dilakukan pemeriksaan oleh dokter ahli. Pemeriksaan dilakukan untuk dapat mendiagnosa penyakit yang diderita serta tingkatannya. Kemudian langkah selanjutnya adalah menentukan jenis penyinaran yang akan diberikan pada pasien, besarnya dosis serta fraksi penyinaran.

Apabila dilakukan penyinaran *booster*, maka terlebih dahulu dilakukan teleterapi sebanyak 20-25 kali dengan dosis 200 cGy setiap kali penyinaran. Setelah itu dilanjutkan dengan brakhiterapi sebanyak 3-4 kali dengan dosis 800 – 1000 cGy setiap kali penyinaran yang dilakukan sekali dalam 1 minggu.

Untuk mendapatkan dosis yang sesuai dengan hasil penentuan dari dokter, hal terpenting adalah waktu terapi dan laju dosis yang digunakan. Penentuan waktu terapi

dilakukan oleh fisikawan medis. Data yang digunakan berdasarkan rekomendasi dosis dari dokter serta hasil pesawat simulator untuk teleterapi dan fluoroskopi untuk brakhiterapi. Perhitungan distribusi dosis pada organ sekitar target, serta waktu terapi dilakukan dengan menggunakan *software* khusus TPS.

Untuk mengevaluasi hasil terapi, pasien melakukan kontrol ke dokter setiap setelah 5 kali penyinaran untuk teleterapi, dan setelah 2 minggu dari waktu terapi untuk brakhiterapi. Hasil tersebut untuk melihat kemajuan proses penyembuhan pasien serta langkah yang diambil untuk pengobatan selanjutnya untuk mempercepat penyembuhan pasien. Langkah tersebut dapat berupa penambahan atau pengurangan dosis yang diberikan serta tambahan penyinaran yang diberikan.

2. METODE

Pada studi ini dilakukan perhitungan laju dosis serap dengan menggunakan program sederhana. Program ini dibuat dengan menggunakan MATLAB. Hasil perhitungan tersebut kemudian dibandingkan dengan TPS yang menggunakan *software* PLATO. Sumber yang digunakan pada studi ini adalah *microselectron* HDR v2 Ir yang diproduksi oleh *nucletron* dengan panjang sumber aktif 0,36 cm dan diameter 0,9 cm.

Perhitungan laju dosis serap yang digunakan berdasarkan persamaan pada TG-43U1 berikut [6-9].

$$\dot{D}_p = S_k \cdot \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot F(r, \theta) \cdot g(r) \quad (1)$$

\dot{D}_p = laju dosis serap di titik P pada medium air (cGy h^{-1})
 S_k = kuat KERMA (*Kinetic Energi Released per unit Mass*) di udara untuk sumber titik, U ($\text{cGy h}^{-1} \text{cm}^2$)
 Λ = laju dosis konstan untuk sumber titik ($\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)
 $\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)}$ = fungsi geometri sumber, untuk memperhitungkan pengaruh bentuk geometri sumber.

$F(r, \theta)$ = fungsi anisotropi, untuk memperhitungkan hamburan dan penyerapan pada medium pembungkus sumber.

$g(r)$ = fungsi radial dosis, untuk memperhitungkan hamburan foton dan atenuasi yang terjadi sebagai fungsi jarak dari sumber

Fungsi geometri menyatakan pendekatan pengaruh distribusi bentuk sumber pada distribusi dosis. Fungsi ini didapatkan dari simulasi dengan *monte carlo* [6, 8, 10] ataupun dengan perhitungan. Untuk sumber batang, fungsi geometri dapat dihitung dengan persamaan berikut :

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} ; \theta \neq 0, \pi \quad (2)$$

Pada titik uji yang segaris dengan sumber ($\theta = 0$ atau $\theta = \pi$), maka nilai $\sin \theta = 0$, akibatnya $G(r, \theta)$ pada persamaan (2) memberikan nilai tak hingga.

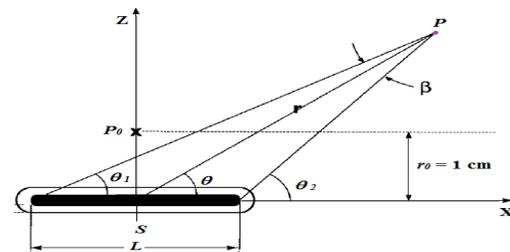
Untuk titik uji yang segaris dengan sumber, fungsi $G(r, \theta)$ dinyatakan dalam perumusan terpisah sebagai berikut:

$$G(r, \theta) = \frac{1}{\left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)} ; \theta = 0, \pi \quad (3)$$

Fungsi anisotropi adalah laju dosis pada bidang sebagai fungsi dari jarak (r) dan sudut (θ) di sekitar sumber, relatif terhadap laju dosis pada $r_0 = 1$ cm dan $\theta_0 = \pi/2$. Nilai fungsi ini dinormalisasi pada r_0 dan θ_0 . Secara fisis menyatakan hamburan dan penyerapan yang terjadi di medium dan sumber yang terbungkus. Fungsi anisotropi yang digunakan merupakan hasil simulasi berdasarkan data dari sumber yang digunakan.

Fungsi dosis radial $g(r)$, menyatakan laju dosis pada jarak r dari sumber relatif terhadap laju dosis di $r_0 = 1$ cm. Secara fisis menyatakan dosis pada bidang dikarenakan adanya hamburan foton dan atenuasi yang terjadi di sepanjang sumbu horizontal dari sumber, dinormalisasikan pada jarak 1 cm dari sumber. Nilai $g(r)$ ditentukan dari pengukuran dosis pada kedalaman tertentu sepanjang jarak tertentu dari sumber.

Skema perhitungan laju dosis serap di titik P berdasarkan TG-43U1 dapat dilihat pada Gambar 1. Titik P merupakan titik yang akan dihitung laju dosisnya akibat sumber radiasi yang memiliki panjang L dengan titik pusat massa S.



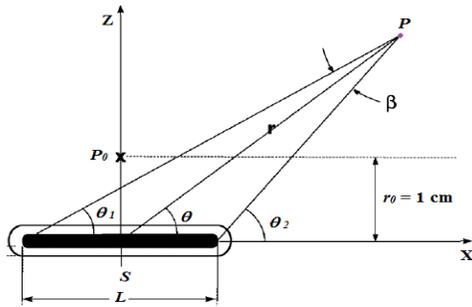
GAMBAR 1. Perhitungan laju dosis serap di titik P berdasarkan TG-43U1.

Pada studi ini fungsi Geometri dari sumber dihitung dengan menggunakan persamaan:

$$G_L = \left(\frac{\left(\text{atan} \left(\frac{r \sin \theta + L/2}{r \cos \theta} \right) - \text{atan} \left(\frac{r \sin \theta - L/2}{r \cos \theta} \right) \right)}{Lr \sin \theta} \right) \quad (4)$$

dengan L adalah panjang aktif sumber serta r dan θ dihitung dengan menggunakan persamaan berikut :

$$r = \sqrt{(P_x - S_x)^2 + (P_y - S_y)^2 + (P_z - S_z)^2} \quad (5)$$



GAMBAR 2. Titik uji yang tidak segaris sumber.

Untuk memudahkan perhitungan, pada studi ini dibatasi untuk kasus 2D dan dipilih hanya pada bidang X-Z sehingga $S_y = 0$ dan $P_y = 0$, maka:

$$r = \sqrt{(P_x - S_x)^2 + (P_z - S_z)^2} \quad (6)$$

Sudut yang dibentuk adalah:

$$\theta = \left| a \tan \left(\frac{P_x - S_x}{P_z - S_z} \right) \right| \quad (7)$$

dengan koordinat pusat massa *seed* $S (S_x, S_y, S_z)$ yang searah dengan sumbu-z dan (P_x, P_y, P_z) merupakan koordinat Titik uji P, seperti pada Gambar 2.

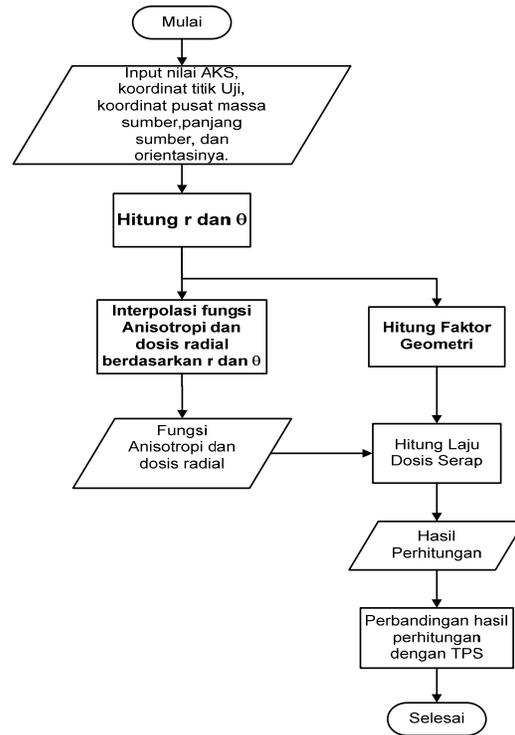
Untuk kasus dengan kombinasi beberapa posisi *dwell*, laju dosis serap pada titik P dapat dihitung dengan menggunakan persamaan berikut [8]:

$$\dot{D}(P_x, P_y, P_z) = \sum_{i=0}^n \dot{D}_p i \quad (8)$$

dengan \dot{D}_p dihitung berdasarkan persamaan (1).

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Laju dosis serap dihitung dengan menggunakan Persamaan (1) untuk kasus posisi *dwell* yang tetap dan persamaan (8) untuk beberapa posisi *dwell*. Program perhitungan yang menggunakan persamaan tersebut digunakan untuk beberapa contoh kasus tertentu pada simulasi untuk kanker serviks. Cara Kerja dari program ini dapat dilihat pada Gambar 3 berikut.



GAMBAR 3. Flow chart program perhitungan laju dosis serap dengan menggunakan MATLAB.

Tampilan program perhitungan dengan menggunakan MATLAB dapat dilihat pada Gambar 4.



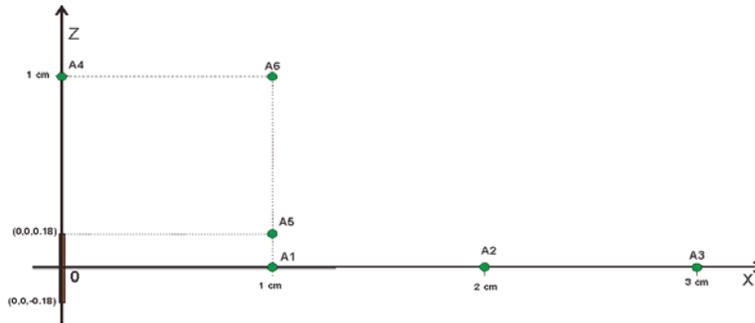
GAMBAR 4. Tampilan program perhitungan laju dosis serap untuk kasus posisi *dwell* tetap.

Untuk kasus posisi *dwell* tetap, koordinat pusat massa sumber berada pada koordinat (0,0,0) dengan orientasi sumber pada arah sumbu-Z, seperti pada Gambar 5. Sedangkan untuk kasus variasi beberapa posisi *dwell*, titik pusat massa sumber berubah-ubah sesuai dengan pergerakannya. Posisi *dwell* dapat dilihat pada Gambar 6.

Aktivitas sumber yang digunakan sebesar 6.050,482 mCi dengan kuat sumber (Sk) sebesar 24.698,066 cGy cm²/jam (U), dan konstanta laju dosis 1,115 cGy/U diperoleh hasil perbandingan perhitungan antara program dengan TPS yang dapat dilihat pada Tabel 1.

Untuk kasus penggunaan variasi posisi *dwell* aktivitas sumber yang digunakan sebesar 3780,5 mCi dengan kuat

sumber (Sk) 15432,001 cGy cm²/jam (U) serta konstanta laju dosis 1,115 cGy/U. Terdapat *dwell* yang bergerak dan menempati posisi seperti pada Gambar 6. Posisi yang digambarkan tersebut merupakan titik tengah dari sumber. Hasil perbandingan perhitungan dapat dilihat pada Tabel 2.

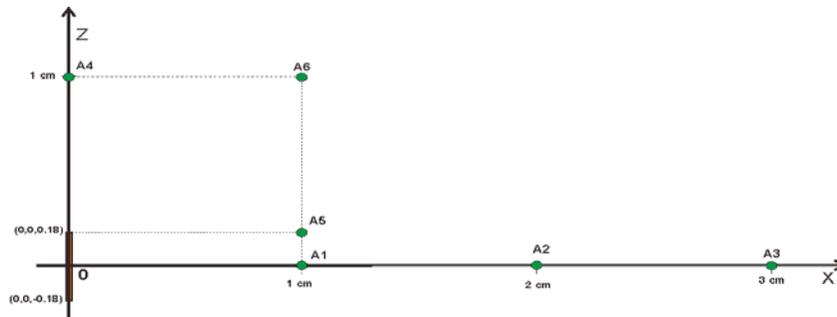


TABEL 1. Perbandingan laju dosis serap hasil perhitungan dengan TPS untuk kasus posisi *dwell* tetap

Titik Uji	Posisi Titik Uji (cm)			Laju Dosis Serap TPS (cGy/Jam)	Laju Dosis Serap Perhitungan Program (cGy/Jam)	Error (%)
	Px	Py	Pz			
A1	1	0	0	27551,020	27538	0,047
A2	2	0	0	6961,753	6960,4	0,156
A3	3	0	0	3104,043	3104,3	0,008
A4	0	0	1	16852,24	16827	0,015
A5	1	0	0,18	26743,673	26466	0,039
A6	1	0	1	13477,537	13476	0,01

Dengan besarnya *error* dihitung berdasarkan :

$$\text{error (\%)} = \frac{|\text{laju dosis serap dari TPS} - \text{laju dosis serap perhitungan program}|}{\text{laju dosis serap perhitungan program}} \times 100\% \quad (9)$$



GAMBAR 6. Posisi sumber dan titik uji pada bidang X-Z untuk kasus variasi posisi *dwell*.

TABEL 2. Perbandingan laju dosis serap hasil perhitungan dengan TPS untuk kasus beberapa posisi *dwell*

Titik Uji	Posisi Titik Uji (cm)			Laju Dosis Serap TPS (cGy/Jam)	Laju Dosis Serap Perhitungan Program (cGy/Jam)	Error (%)
	Px	Py	Pz			
A1	1	0	2	43392,20	434433,97	0,096
A2	2	0	0	19520,94	19481,84	0,2
A3	0	0	5	17166,53	17547,44	2,2

Hasil pada Tabel 1, dapat dilihat bahwa perhitungan program mendekati hasil perhitungan TPS dengan *error* kurang dari 1%. Sedangkan pada Tabel 2, dapat dilihat bahwa hasil perhitungan program mendekati hasil perhitungan TPS dengan variansi kurang dari 2%, kecuali untuk hasil perhitungan dengan titik uji A3 yang mencapai 2,2%. Untuk titik uji A3 besarnya r yang merupakan jarak antara titik pusat massa dan titik uji memiliki nilai lebih dari 5 cm untuk beberapa posisi dari sumber. Adanya keterbatasan pada data fungsi anisotropi yang memiliki jarak maksimum 5 cm dari sumber, maka fungsi anisotropi untuk perhitungan kedua posisi *seed* tersebut menggunakan pendekatan dengan menggunakan r sebesar 5 cm dan θ yang sama dengan masing-masing posisi *seed* tersebut. Pendekatan inilah yang menyebabkan hasil perhitungan dititik tersebut memiliki *error* yang mencapai lebih dari 2%.

Parameter yang berpengaruh terhadap hasil perhitungan salah satunya adalah fungsi anisotropi. Hal ini terkait dengan besarnya sudut yang dibentuk antara titik uji dengan pusat massa sumber. Fungsi anisotropi memiliki nilai masing-masing untuk setiap sudut tertentu dan jarak tertentu. Fungsi anisotropi berkaitan dengan hamburan dan penyerapan akibat adanya pembungkus dari sumber tersebut.

Penggunaan brakhiterapi untuk pengobatan kanker serviks dilakukan untuk kasus kanker yang berukuran kecil dan terlokalisasi. Pada saat terapi dilakukan sumber didekatkan ke target kanker, sehingga jarak yang didapatkan antara titik yang akan dihitung laju dosis maupun dosis nya dengan pusat massa sumber cukup dekat. Hal inilah yang menyebabkan dalam data yang didapatkan jarak antara titik uji dengan pusat massa sumber cukup kecil, kurang dari 5 cm.

Perhitungan ini hanya dapat dilakukan untuk posisi *dwell* yang orientasinya searah dengan salah sumbu koordinat tertentu. Selain itu juga memenuhi syarat posisi pada salah satu koordinat terletak di 0, sehingga berlaku Persamaan (6).

4. KESIMPULAN

Pengobatan kanker serviks dengan brakhiterapi dilakukan untuk ukuran kanker yang berdiameter lebih kecil dari 4 cm dan masih terlokalisasi. Berdasarkan hasil penelitian ini penentuan laju dosis serap jika menggunakan sumber batang maka perlu

dipertimbangkan beberapa faktor sebagai berikut: fungsi anisotropi, faktor geometri, dan dosis radial.

Pada penelitian ini untuk kasus yang diteliti, hasil perhitungan laju dosis serap dengan menggunakan program yang dibuat memberikan *error* kurang dari 2% jika dibandingkan dengan perhitungan hasil TPS namun untuk jarak yang lebih besar 5cm dari titik sumber hasil perhitungan memberikan *error* lebih dari 2%.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Dr. dr. Setiawan S. Sp. Rad, Sp. Onk. Rad, Bapak Suwandi, S.T., serta pegawai lainnya di bagian radioterapi RSUP Hasan Sadikin Bandung yang telah membantu dalam penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] D. Baltas dan N. Zamboglou, 2D and 3D Planning in Brachytherapy, dalam *New Technologies in Radiation Oncology*, L. W. Brady et.al., Ed. New York: Springer, 2006, hal. 237.
- [2] G. Hartmann, Nomenclature in Radiotherapy, dalam *Radiotherapy and Brachytherapy*, Y. Lemoigne dan A. Caner, Ed. New York: Springer, 2009, hal. 57-70.
- [3] A. I. Kassis, Radiobiology Aspects and Radionuclide Selection Criteria in Cancer Therapy, dalam *Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine*, H. Zaidi dan G. Sgouros, Ed, Bristol: IOP Publishing Ltd, 2003, hal. 175-201.
- [4] F. M. Khan, High Dose Rate Brachytherapy in The Physics of Radiation Therapy, Edisi 4. Philadelphia: Lipincott William & Willkin, 2010, hal. 467.
- [5] M. Zaider, Permanent-Implant Brachytherapy in Prostat Cancer, New York: Springer, 2006.
- [6] I. Badrigan dan P. Sterian, Space Phase Characteristic of A Typical I-125 Brachy Seed, Modelled By Monte Carlo Techniques, *U.P.B Sci. Bull, Series A*, **71** (4), 81-88 (2009).
- [7] M. J. Rivard, et.al., Update of AAPM Task Group No.43 Report: A Revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculations, *Med Phys*, vol. **31**(3), 633-674 (2004).

- [8] P. Mobit dan I. Badragan, Dose Perturbation Effect in Prostat Seed Implant Brachytherapy with I-125, *Phys. Med. Bio*, **49**, 3171-3178 (2004).
- [9] R. Kumar et.al., A Dose Verification Method For High-Dose-Rate Brachytherapy Treatment Plans, *J. Cancer Res. Ther*, **4** (4), 173-177 (2008).
- [10] M. Stabin dan H. Zaidi, Monte Carlo Codes for Use in Therapeutic Nuclear Medicine, dalam *Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine*, H. Zaidi dan G. Sgouros, Ed. Bristol: Institute of Physics Publishing, 2003, hal. 133-153.