

Dosimetri Brachytherapy Pada Kanker Serviks Berdasarkan AAPM TG-43

Rizki Amaliah

Prodi Fisika, Universitas Muslim Maros
Jl. Dr. Ratulangi No. 62 Maros, 90511, Sulawesi Selatan, Indonesia
rizki.amaliah.m@gmail.com

ABSTRAK

Kanker serviks menjadi salah satu penyakit yang paling banyak merenggut nyawa wanita, dan brakiterapi merupakan salah satu cara penyembuhan kanker serviks dengan konsep dasar sumber radioaktif yang ditujukan langsung ke target, oleh karena itu syarat keberhasilan brakiterapi adalah pemberian dosis yang tepat pada target. Pada penelitian ini dilakukan studi dosimetri perhitungan laju dosis serap sumber dengan AAPM TG-43 dalam beberapa karakteristik yang harus dipenuhi yaitu konstanta laju dosis, faktor geometri, fungsi dosis radial, dan fungsi anisotropi. Perhitungan laju dosis sumber ini dibantu dengan program MATLAB. Hasil perhitungan yang diperoleh dibandingkan dengan hasil perhitungan laju dosis sumber Ir-192 microselectron HDR V2 dan hasil perbandingannya menunjukkan error $\pm 2\%$. Distribusi laju dosis serap sumber digambarkan dalam bentuk kurva kontur isodosis untuk sumber garis dan titik yang diperoleh dibandingkan dengan referensi menunjukkan hasil yang hampir sama baik dalam pola maupun secara kuantitas distribusi laju dosis.

Kata kunci: Brakiterapi, laju dosis serap, AAPM TG-43, kurva isodosis.

ABSTRACT

Cervical cancer is one of the diseases that most claimed the lives of women, and brachytherapy is one of the ways to cure cervical cancer with the basic concept of a radioactive source directed directly to the target, therefore the condition for success of brachytherapy is giving the right dose to the target. In this research, dosimetry study calculates the absorbance dose rate of the source with AAPM TG-43 in several characteristics that must be met, namely the dose rate constant, geometry factor, radial dose function, and anisotropy function. Calculation of the source dose rate is assisted with the MATLAB program. The calculation results obtained are compared with the results of the calculation of the source dose rate of the Ir-192 microselectron HDR V2 and the comparison results show an error of $\pm 2\%$. Source absorption dose distribution is described in the form of an isodotic contour curve for the source lines and points obtained compared with references showing almost the same results in both the pattern and the quantity of the dose rate distribution.

Keywords: Brachytherapy, absorptive dose rate, AAPM TG-43, isodosis curve

I. PENDAHULUAN

Sel-sel jaringan tubuh yang bertumbuh secara tidak normal akan menjadi sel kanker. Dalam perkembangannya, sel-sel kanker ini dapat menyebar ke bagian tubuh lain sehingga dapat menyebabkan kematian. Berdasarkan kutipan bulletin World Health Organization (WHO) 2016 dijelaskan bahwa kanker merupakan penyebab kematian paling umum di seluruh dunia, dengan perkiraan 14 juta kasus baru dan 8 juta kematian pada tahun 2012, yang meningkat setidaknya 70% pada tahun 2030 [1].

Diantara kasus kanker, pada umumnya yang rentang terkena yaitu kalangan wanita, dan kanker serviks merupakan salah satu penyakit kanker yang paling banyak merenggut nyawa wanita selain kanker payudara. Karena masalah serius tersebut banyak orang yang mulai memikirkan dan mencari pengobatan yang paling tepat untuk mengatasi persoalan penyakit mematikan ini. Pengobatan pada kanker dibagi menjadi beberapa metode yaitu, operasi (pembedahan), kemoterapi, dan radioterapi. Pada kasus kanker serviks metode pengobatan yang banyak dipilih yaitu jenis internal radhiotherapi (brakiterapi) berupa terapi jarak dekat dengan menempatkan sumber tepat di daerah target atau daerah sekitar target [2].

Pengobatan brakiterapi pada kanker serviks dapat dilakukan dengan mengelompokkan berdasarkan laju dosis sumber yang diberikan yaitu Low dose rate (LDR), Medium dose rate (MDR), dan High dose rate (HDR). Hal ini berkaitan dengan sumber radioaktif yang digunakan

dalam brakiterapi. Mengingat konsep dasar brakiterapi yaitu radioaktif yang digunakan ditujukan langsung ke target. Dengan konsep dasar tersebut maka studi tentang dosimetri sumber dalam brakiterapi merupakan hal yang sangat penting untuk diketahui, hal ini untuk memastikan bahwa aktivitas sumber, jumlah sumber, umur sumber, dan lain sebagainya yang berkaitan dengan penggunaan sumber telah sesuai dengan yang diperlukan atau memenuhi persyaratan dalam pengobatan.

Salah satu dosimetri laju dosis serap sumber pada brakiterapi yang umum digunakan yaitu TG-43 yang dikeluarkan oleh American Association of Physicist in Medicine (AAPM) pada tahun 1995. TG 43 ini sebagai protokol kerja yang bisa meminimalisasi besarnya perbedaan informasi dosimetri yang juga telah ditentukan oleh para peneliti di seluruh dunia. Karakterisasi dosimetri ini telah diperkuat menggunakan percobaan langsung dan teknik simulasi monte carlo. Protokol ini lebih difokuskan pada sumber LDR namun formula TG-43 telah banyak digunakan dan hampir diterima secara internasional sebagai teknik dosimetri universal untuk laju dosis tinggi (HDR) dengan sumber iridium yang digunakan dalam sistem remote afterloading. Konsep dasar TG-43 memenuhi beberapa karakteristik yaitu kuat kerma udara, konstanta laju dosis, fungsi geometri, fungsi dosis radial dan fungsi anisotropi [3], dengan memenuhi semua karakteristik AAPM TG-43 laju dosis serap sumber yang digunakan dalam brakiterapi dapat ditentukan.

Hasil perhitungan laju dosis serap sumber dengan berdasarkan TG-43 kemudian dapat ditampilkan dalam kurva kontur isodosis untuk melihat distribusi laju dosis sumber pada kedalaman tertentu. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menghitung laju dosis serap sumber Ir-192 pada brakiterapi kanker serviks berdasarkan AAPM TG-43 dan menampilkan distribusi laju dosis sumber Ir-192 yang digunakan pada brakiterapi kanker serviks dalam bentuk kurva kontur isodosis, serta membandingkan dengan hasil kurva kontur isodosis dari penelitian sebelumnya.

II. TEORI DAN EKSPERIMEN

Brakiterapi sebagai metode yang digunakan dalam penyembuhan kanker menggunakan tehnik yang sesuai dengan kebutuhannya, sehingga ada beberapa macam teknik yang dikenal dalam brakiterapi seperti terapi superfisial berupa terapi yang ada di permukaan biasanya untuk kasus kanker kulit, terapi interstisial dilakukan dengan mencangkokkan sumber secara langsung ke volume target biasanya dilakukan pada kasus kanker payudara, dan terapi intrakaviter berupa metode brakiterapi dengan memasukkan sumber radioaktif tertutup ke daerah target atau sekitar target, teknik biasanya dilakukan pada kasus kanker serviks [3].

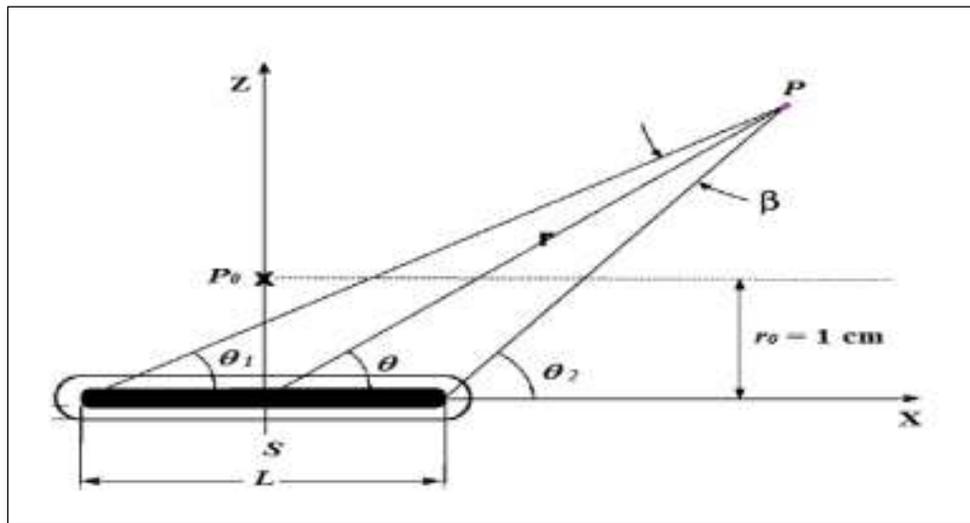
Proses brakiterapi diawali dengan melakukan diagnosa untuk mengetahui letak dari kanker, setelah diketahui letaknya sumber radioaktif akan dimasukkan atau diletakkan ke dalam sel kanker (target) atau ke daerah sekitar target. Sumber radioaktif lalu ditempatkan dalam sebuah aplikator yang terbuat dari bahan khusus ketika aplikator telah tepat berada di posisi yang diinginkan. Laju dosis sumber yang diberikan dalam brakiterapi kemudian dapat dihitung salah satunya dengan dosimetri AAPM TG-43 dengan persamaan berikut yang memenuhi beberapa karakteristik:

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

Dimana:

- $\dot{D}(r, \theta)$: Laju dosis serap (cGy/jam)
- Sk : Kuat kerma di udara dari sumber (cGycm²h⁻¹=U)
- Λ : Konstanta laju dosis (cGyh⁻¹U⁻¹)
- $G(r, \theta)$: Fungsi geometri
- $g(r)$: Fungsi dosis radial
- $F(r, \theta)$: Fungsi anisotropi

Pada Gambar 1 menunjukkan defenisi geometri dan koordinat yang digunakan pada dosimetri TG-43, laju dosis pada titik P di sekitar sumber mempunyai koordinat silinder (r,θ) relatif terhadap sistem koordinat sumber yang diberikan.



Gambar 1 Geometri berkaitan dengan perumusan yang direkomendasikan oleh AAPM TG-43

Faktor geometri pada dosimetri ini menyatakan variasi distribusi spasial akibat pengaruh ukuran sumber dan distribusi sumber aktif di dalam sumber tersebut. Dalam perhitungan dosis brakiterapi klinis, tujuan dari faktor geometri yaitu untuk meningkatkan akurasi, dimana laju dosis dapat diestimasi dengan interpolasi dari data yang ada pada titik-titik diskrit [3]. Faktor geometri diberikan dengan persamaan.

$$G(r, \theta) = r^{-2} \quad (\text{untuk sumber titik}) \quad (2)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L r \sin \theta} \quad (\text{untuk sumber garis}) \quad (3)$$

Dimana:

- $G(r, \theta)$: Faktor geometri sumber
- r : Jarak titik uji ke pusat sumber
- β : Sudut yang dijadikan acuan untuk menentukan sumber
- L : Panjang sumber radiasi brakiterapi yang digunakan

Pada titik uji yang segaris dengan sumber ($\theta = 0$ atau $\theta = \pi$) maka nilai $\sin \theta = 0$ akibatnya $G(r, \theta)$ pada persamaan (3) memberikan nilai tak hingga. Untuk titik uji yang segaris dengan sumber, fungsi $G(r, \theta)$ dinyatakan dalam perumusan terpisah sebagai berikut:

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

Fungsi anisotropi menentukan anisotropi distribusi dosis di sekitar sumber. Efek ditimbulkan dari serapan dan hamburan dalam medium. Fungsi anisotropi menggambarkan variasi dosis sebagai fungsi sudut polar relatif terhadap bidang lintang (transversal plane) sumber. Fungsi anisotropi yang digunakan merupakan hasil simulasi berdasarkan dari sumber yang digunakan. Fungsi dosis radial menghitung efek serapan dan hamburan dalam medium sepanjang sumbu horizontal dari sumber. Jarak 1 cm dari sumber adalah nilai r referensi sebagai tempat dimana nilai dosis optimum berada. Nilai fungsi dosis radial ditentukan dari pengukuran dosis pada kedalaman tertentu sepanjang jarak tertentu dari sumber.

Pada penelitian ini untuk analisis perhitungan faktor geometri untuk sumber garis dengan berdasarkan tiga letak titik uji (segaris sumber, tegak lurus sumber, dan jauh di titik tertentu) dianalisis dengan persamaan di bawah, dengan membatasi kasus yang ditinjau pada penelitian ini untuk kasus 2D (pada bidang X-Z) sehingga persamaannya seperti berikut.

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

Sudut yang dibentuk

$$\tan \theta = \left(\frac{P_x - S_x}{P_z - S_z} \right) \tag{6}$$

Dengan kordinat pusat massa (Sx, Sz) diletakkan searah sumbu Z, dan untuk titik uji P (Px, Pz) diletakkan dengan tiga posisi (segaris sumber, tegak lurus sumber, dan di titik tertentu jauh dari sumber), sehingga untuk perumusan faktor geometri dari masing-masing letak titik uji dirumuskan sebagai berikut.

Titik uji segaris sumber,

$$G(r, \theta) = \left(\frac{L \times \sin\left(\frac{\pi}{2}\right)}{\left| \left| a \tan \frac{S_z + \frac{L}{2}}{1} \right| + \left| a \tan \left(\frac{S_z - \frac{L}{2}}{1} \right) \right| \right) \times \left((P_z - S_z)^2 - \left(\frac{L}{2}\right)^2 \right)} \right) \tag{6}$$

Titik uji tegak lurus sumber,

$$G(r, \theta) = \left(\frac{\left| \left| a \tan \frac{S_z + \frac{L}{2}}{r} \right| + \left| a \tan \left(\frac{S_z - \frac{L}{2}}{r} \right) \right| \right)}{L \times r \times \sin\left(\frac{\pi}{2}\right)} \right) \tag{7}$$

Titik uji di titik tertentu jauh dari sumber,

$$G(r, \theta) = \left(\frac{\left| a \tan \frac{S_z + \frac{L}{2} - P_z}{P_x - S_x} \right| - a \tan \left(\frac{S_z - \frac{L}{2} - P_z}{P_x - S_x} \right) \right)}{L \times \sqrt{(P_x - S_x)^2 + (P_z - S_z)^2} \times \sin \left| a \tan \left(\frac{P_x - S_x}{P_z - S_z} \right) \right|} \right) \times \left(\frac{L \times \sin\left(\frac{\pi}{2}\right)}{\left| \left| a \tan \left(\frac{S_z + \frac{L}{2}}{1} \right) \right| + \left| a \tan \left(\frac{S_z - \frac{L}{2}}{1} \right) \right| \right)} \right) \tag{8}$$

III. HASIL DAN DISKUSI

Hasil yang didapatkan untuk perhitungan laju dosis sumber Ir-192 HDR Flexisource dengan beberapa letak titik uji tampak seperti Tabel 1. Di bawah ini,

Tabel 1. Hasil Perhitungan Laju Dosis Serap untuk Satu Sumber Ir-192 HDR *Flexisource*

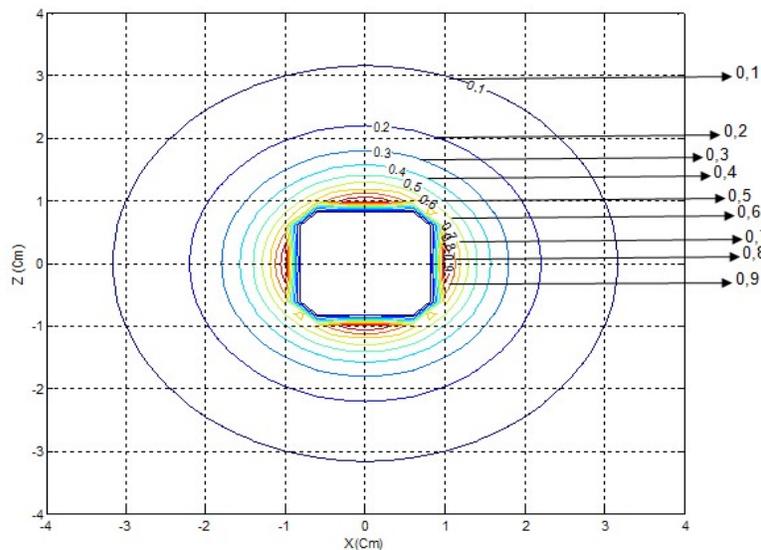
Titik Uji (P)	Titik Pusat Massa Sumber			Kordinat Titik Uji			r (cm)	θ (rad)	g(r)	F(r,θ)	Laju Dosis (cGy/Jam)
	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)					
	1	0	0	0	1	0					
2	0	0	0	2	0	0	2,000	1,570	1,010	1,000	6924,8
3	0	0	0	3	0	0	3,000	1,570	1,020	1,000	3086,3
4	0	0	0	0	0	1	1,000	0	1,000	0,806	17325,0
5	0	0	0	1	0	0,175	1,015	1,397	1,000	1,019	26561,0
6	0	0	0	1	0	1	1,414	0,785	1,008	0,983	13501,0

Tabel 2. Perbandingan Hasil Perhitungan Laju Dosis Serap Sumber Ir-192 HDR Flexisource dan Laju Dosis Serap Sumber Ir-192 microselectron HDR V2 untuk Satu Sumber pada Beberapa Letak Titik Uji P

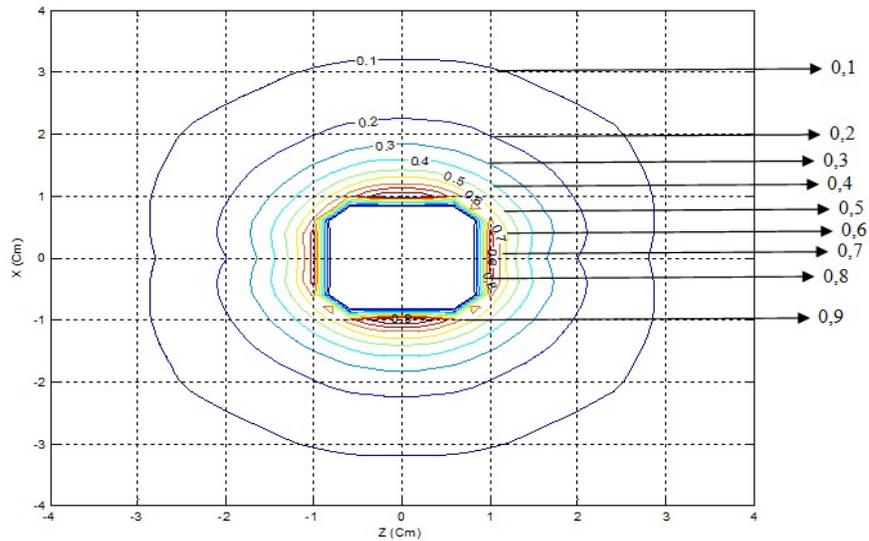
Titik Uji	Laju Dosis Serap (cGy/Jam)		
	Sumber Ir-192 mHDR V2	Sumber Ir-192 HDR Flexisource	Error (%)
P1	27538,000	27390,000	0,54
P2	6960,400	6924,800	0,51
P3	3104,300	3086,300	0,58
P4	16827,000	17325,000	2,87
P5	26743,000	26561,000	0,68
P6	13476,000	13501,000	0,18

Berdasarkan hasil pada Tabel 2. di atas dapat dilihat bahwa laju dosis yang diperoleh setelah melakukan perhitungan laju dosis serap untuk satu sumber Ir-192 HDR Flexisource dengan beberapa keadaan titik uji, menunjukkan bahwa ternyata hasil yang didapatkan mendekati hasil perhitungan laju dosis serap untuk sumber Ir-192 microselectron HDR V2 yang telah dilakukan sebelumnya oleh Saumi [5] dengan perbedaan hasil perhitungan di bawah 1%, kecuali pada titik uji P4 yang di atas 2%. Untuk titik uji P4 yang posisinya segaris dengan sumber memberikan hasil error perbandingan yang cukup besar yaitu 2,87%. Hal ini terjadi karena perbedaan sudut yang diperoleh, sehingga mempengaruhi nilai fungsi anisotropi. Diketahui bahwa fungsi anisotropi memiliki nilai masing-masing untuk setiap sudut tertentu dan jarak tertentu. Karena fungsi anisotropi merupakan salah satu parameter yang berpengaruh dalam hasil perhitungan laju dosis serap sumber yang berdasarkan AAPM TG-43, maka hasil perhitungan laju dosis serap memberikan perbandingan yang besar.

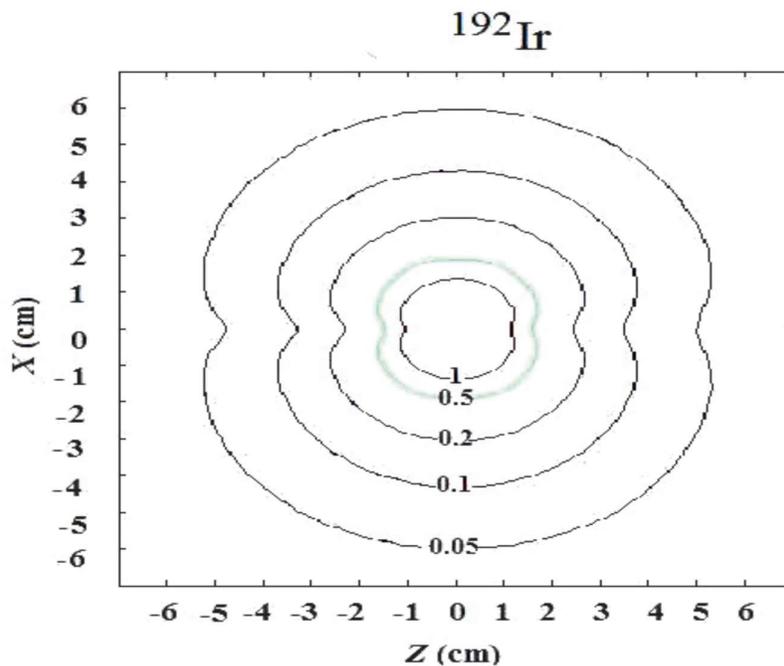
Setelah dilakukan perhitungan laju dosis sumber Ir-192 berdasarkan AAPM TG-43 yang digunakan dalam brakiterapi kanker serviks, kemudian dari hasil perhitungan laju dosis sumber tersebut dibuat kurva kontur isodosis dalam bentuk 2D untuk melihat distribusi laju dosis sumber Ir-192 yang digunakan dalam penelitian ini. Berikut hasil kurva kontur isodosis yang diperoleh dengan sumber Ir-192 bentuk titik maupun garis.



Gambar 2 Kurva kontur isodosis sumber IR-192 berbentuk titik



Gambar 3 Kurva kontur isodosis sumber IR-192 berbentuk garis



Gambar 4 Kurva kontur isodosis sumber IR-192 berbentuk garis berdasarkan referensi [6]

Hasil kurva kontur isodosis sumber Ir-192 yang diperoleh yang tampak pada Gambar 2. dan Gambar 3. menunjukkan bahwa untuk kurva kontur isodosis sumber yang berbentuk titik menunjukkan pola yang menyerupai lingkaran dan capaian distribusi laju dosis sumber terlihat mencapai 3 cm dengan distribusi sebesar 0,1 sedangkan untuk kurva kontur isodosis sumber garis menunjukkan pola berbentuk kupu-kupu dengan capaian distribusi seperti pada kurva kontur isodosis sumber titik. Jika sumber Ir-192 berbentuk garis dibandingkan dengan penelitian sebelumnya yang juga menggunakan sumber Ir-192 maka diperoleh bahwa secara pola dan kuantitas distribusi menunjukkan hasil yang hampir sama.

IV. KESIMPULAN

Hasil perhitungan laju dosis satu sumber Ir-192 HDR Flexisource berdasarkan AAPM TG-43 dengan beberapa letak titik uji diperoleh error sebesar 1% kecuali pada titik uji P4 errornya mencapai 2%, dan hasil kurva kontur isodosis pada sumber titik Ir-192 menunjukkan pola distribusi yang menyerupai lingkaran dengan jangkauan distribusi dosis mencapai titik 3 cm dari pusat sumber, dan untuk kurva kontur sumber garis yang diperoleh jika dibandingkan dengan referensi yang juga menggunakan sumber Ir-192 diperoleh hasil yang hampir sama, baik secara pola ataupun kuantitas distribusi laju dosisnya.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Ferlay, J., Soerjomataram I., Dikshit R., Eser S., Mathers C., Rebelo M, et al. (2005): Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012, *Int J Cancer*, 359–86.
- [2] Nath, R., (2005): *Brachytherapy Physics* 2nd edition, Madison WI, Medical Physics Publishing.
- [3] Nath, R., et.al. (1995): *Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43*, *Med Phys*, 22.
- [4] Andrijono. (2012): *Kanker Serviks Edisi ke-4*, Divisi Onkologi Departemen Obstetri-Ginekologi Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, Jakarta, Hal 1-139.
- [5] Saumi, Z.R., (2011): *Perhitungan Laju Dosis Serap Untuk Simulasi Terapi Kanker Serviks Dengan Metode High- And Medium-Dose Rates Berdasarkan TG-43U1*, Tugas Akhir, Institut Teknologi Bandung.
- [6] Ghorbani, M., Mehrpouyan, M., Davenport, D., Ahmadi, T.M. (2016): Effect of photon energy spectrum on dosimetric parameters of brachytherapy sources.