

Analisis Distribusi Dosis Serap *Glioma Cerebri* pada *Gamma Knife* dengan Simulasi MCNP6

S.A.P.S. Afifah, Suharyana, Riyatun, Darmanto

Program Studi S1 Fisika, FMIPA Universitas Sebelas Maret,
Jl. Ir. Sutami no 36 Ketingan Surakarta

Email : suharyana61@staff.uns.ac.id, fafa.sutanti@student.uns.ac.id

Abstract. A brain tumor (*Glioma Cerebri*) is an abnormal growth and division of cells in the skull cavity. There are many tumor therapies, namely surgery, chemotherapy, and radiotherapy. Gamma knife is effective radiotherapy in brain tumours and requires a careful Treatment Planning System (TPS) regarding the absorbed dose. This study reports the results of simulations using software MCNP6 by modelling tumour cells in the shape of a ball with a diameter of 1 cm and located in the centre of the brain. The source of the γ -radiation is the isotope Co-60, emitting from the source point with isotropically, the distance from the source to the phantom surface (SSD) is 40.1 cm. The phantom is a head and neck containing material that makes up soft tissue and bone. The proton beam guiding collimator has a size according to the helmet collimator diameter, namely 1.25 mm, 2.5 mm, 4.25 mm, and 5.3 mm. The simulation resulted in the absorbed doses in tumour cells (6.17 ± 0.37) mGy, (10.73 ± 0.45) mGy, (10.87 ± 0.45) mGy, and (10.89 ± 0.45) mGy. The amount of scattered dose outside the tumour cells has been measured, and the enormous value is in the brain organ with a hefty dose (25.60 ± 1.96) mGy, (122.29 ± 1.41) mGy, (398.20 ± 7.75) mGy, and (597.65 ± 6.18) mGy. Evaluation of the organ dissipated dose is in the safe category. The total irradiation time required is (40.5 ± 2.4) minutes, (23.4 ± 1.0) minutes, (23.0 ± 1.0) minutes, and (22.9 ± 0.9) minutes.

Keywords: *Glioma Cerebri*, *Gamma Knife*, MCNP6, dose, irradiation time

Abstrak: Tumor otak (*Glioma Cerebri*) merupakan suatu pertumbuhan dan pembelahan sel yang tidak wajar pada rongga tengkorak. Terdapat banyak terapi tumor yaitu pembedahan, kemoterapi, dan radioterapi. *Gamma knife* merupakan radioterapi yang efektif pada tumor otak dan memerlukan *Treatment Planning System* (TPS) yang teliti terkait dosis serap. Penelitian ini melaporkan hasil simulasi dengan software MCNP6, dengan memodelkan sel tumor berbentuk bola berdiameter 1 cm dan terletak pada pusat otak. Sumber radiasi- γ berasal dari isotop Co-60, memancar dari sumber titik dengan secara isotrop, jarak sumber ke permukaan fantom (SSD) 40,1 cm. Fantom adalah kepala dan leher berisi material penyusun jaringan lunak dan tulang. Kolimator pengarah berkas proton memiliki ukuran sesuai dengan diameter kolimator helm yaitu 1,25 mm, 2,5 mm, 4,25 mm, dan 5,3 mm. Simulasi menghasilkan dosis serap pada sel tumor adalah ($6,17 \pm 0,37$) mGy, ($10,73 \pm 0,45$) mGy, ($10,87 \pm 0,45$) mGy, dan ($10,89 \pm 0,45$) mGy. Besar dosis hambur di luar sel tumor telah diukur, nilai terbesar adalah pada organ otak dengan besar dosis ($25,60 \pm 1,96$) mGy, ($122,29 \pm 1,41$) mGy, ($398,20 \pm 7,75$) mGy, dan ($597,65 \pm 6,18$) mGy. Evaluasi pada dosis hambur pada organ adalah kategori aman. Lama waktu total penyinaran yang dibutuhkan ($40,5 \pm 2,4$) menit, ($23,4 \pm 1,0$) menit, ($23,0 \pm 1,0$) menit, dan ($22,9 \pm 0,9$) menit.

Kata kunci: *Glioma Cerebri*, *Gamma Knife*, MCNP6, dosis, waktu terapi

1. PENDAHULUAN

Tumor merupakan salah satu penyakit yang berbahaya dimana sel tumbuh dan membelah tidak terkendali. Tumor otak (*Glioma Cerebri*) adalah pertumbuhan dan pembelahan sel tidak

wajar pada rongga tengkorak. Tumor otak dibedakan menjadi tumor otak primer dan sekunder (Makmur & Siregar, 2020). *Glioma* merupakan tumor otak primer dengan kasus 5,5 per 100.000 penduduk dunia (Wibowo, Tiara, Sofyan, & Andriani, 2019). Amerika Serikat memiliki kasus 7,08 per 100.000 penduduk mengidap tumor otak ganas dan 16,33 per 100.000 penduduk mengidap tumor otak jinak, kasus pertahun mulai 2012-2016 (Ostrom et al., 2019).

Metode pengobatan tumor adalah pembedahan, kemoterapi, dan radioterapi. Radioterapi adalah metode penyembuhan tumor atau kanker menggunakan radiasi pengion. Radioterapi memiliki keunggulan dibandingkan metode kemoterapi dan pembedahan karena berkas radiasi difokuskan menuju target dengan tetap menjaga sel atau jaringan sehat di sekitarnya (Her, Jaffray, & Allen, 2017; Laksono & Wulansari, 2020). Pada tumor otak digunakan metode khusus karena apabila menggunakan metode seperti terapi lainnya akan sangat beresiko dan membahayakan bagi jaringan sehat di sekitarnya. Pada tumor otak, digunakan metode *stereotactic radiosurgery* (SRS) atau pembedahan menggunakan radioterapi. *Stereotactic radiosurgery* dipilih karena memiliki tingkat presisi yang tinggi, dimana tumor akan disembuhkan dengan radioterapi namun tetap menjaga jaringan di sekitarnya tetap normal dan menerima dosis yang kecil (Mahmoudi, Geraily, Hadisnia, Shirazi, & Najafzadeh, 2020; Pappas et al., 2016)

Gamma Knife merupakan suatu perangkat radiasi gamma berenergi tinggi digunakan untuk terapi tumor otak yang tidak dapat dijangkau dengan operasi dan kemoterapi. Radiasi gamma berenergi 1,25 MeV dari sumber radioisotop Co-60 dapat diatur agar memberikan dosis radiasi sesuai kebutuhan target dengan tetap menjaga jaringan sehat di sekitarnya (Benmakhlouf, Johansson, Paddick, & Andreo, 2015), Mahmoudi et al., 2020). Target yang akan ditembak pada *Gamma Knife* merupakan target dengan ukuran di bawah 4 cm, maka dari itu kolimator yang digunakan merupakan kolimator kecil. Ukuran kolimator yang digunakan yaitu 4, 8, dan 16 mm untuk *Gamma Knife Perfexion* dan 4, 8, 14, dan 18 mm untuk *Gamma Knife 4C* (Bedford, Ziegenhein, Nill, & Oelfke, 2019; Mahmoudi & Geraily, 2020).

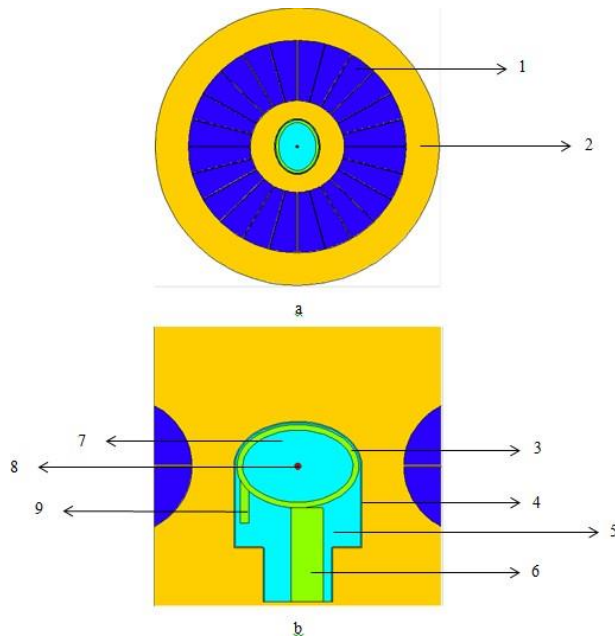
Treatment Planning System (TPS) adalah suatu kegiatan yang dilakukan sebelum dilakukan terapi. TPS akan menghasilkan bentuk berkas dan distribusi dosis radiasi pada target penyinaran, sehingga dapat memaksimalkan besar dosis radiasi pada target dan meminimalkan kerusakan jaringan normal saat terapi. TPS terdiri dari beberapa tahapan, salahsatunya yaitu untuk mengevaluasi distribusi dosis radiasi yang tepat untuk penyinaran (Primadila et al., 2020).

Besar dosis pada terapi *Gamma Knife* dapat diketahui dengan cara simulasi dan pemodelan. MCNP merupakan kode transport *Monte Carlo* yang diciptakan untuk mengetahui berbagai jenis partikel pada rentang energi yang luas (Werner et al., 2018). Teknik *Monte Carlo* merupakan alternative apabila pengukuran sulit atau tidak mungkin dilakukan. Prinsip dasar penggunaan MCNP adalah mensimulasikan radiasi partikel untuk mengetahui probabilitas dari interaksi partikel yang diperoleh terhadap suatu material yang dilewati. *Monte Carlo* akan merunut partikel mulai dari partikel keluar hingga hilang (Junios et al., 2020). Perianes, Villanueva, & Dungao, (2016) menggunakan MNCP untuk menghitung distribusi dosis relatif dari *Gamma Knife* dengan memodelkan sumber radiasi berbentuk sebagai cakram. Kolimator merupakan suatu bagian dari *Gamma Knife* yang berfungsi untuk memfokuskan berkas dan mengatur besar lapangan penyinaran. Sumber tersebut dibentuk dengan kolimator internal berbentuk kerucut dan silinder. Perbandingan antara distribusi dosis relatif di pusat fantom dengan hasil yang telah dipublikasi pada berbagai jenis fantom. Pada penelitian tersebut diperoleh distribusi dosis serap pada berbagai jenis fantom.

2. METODE PENELITIAN

2.1. Pembuatan Geometri dan Material Gamma Knife

Berikut merupakan geometri fantom yang digunakan dalam penelitian. Dimana geometri fantom yang digunakan mewakili sistem kolimator serta kepala dan leher. Perbedaan warna menunjukkan material yang digunakan.



Keterangan :

1. Sistem kolimator (24buah)
2. Ruang system
3. Tengkorak
4. Kulit kepala dan leher
5. Jaringan lunak kepaladan leher
6. Tulang belakang
7. Otak
8. Tumor otak
9. Kerangka wajah

Biru : tungsten
 Kuning : udara
 Tosca : jaringan lunak
 Hijau : tulang

Gambar 1. Geometri sistem kolimator dan fantom kepala pada arah (a) XY (b) YZ

2.2. Validasi Software MCNP6 dan Berkas Foton Hasil Simulasi

Validasi perlu dilakukan untuk memastikan bahwa berkas telah sesuai dengan referensi, sehingga simulasi dapat dinyatakan valid. Nilai stopping power (SP) diperoleh dengan mengetahui pada kedalaman berapa fluks foton habis. Langkah yang dilakukan yaitu membuat geometri fantom sederhana berisi air yang kemudian disinari dengan isotop Co-60 yang berada pada permukaan fantom dengan arah radiasi *monodirection*. Validasi berkas foton dilakukan dengan mencari besar dosis serap pada tiap kedalaman fantom. Dengan menggunakan *tally FMESH4* yang ditambahkan *tally Dose Energy (DE)* dan *DF* maka diketahui besar dosis dengan satuan Gray (Gy) pada tiap kedalaman.

2.3. Simulasi Pengukuran Dosis Serap dan Hambur

Simulasi menggunakan geometri pada Gambar 1. Pada pengukuran dosis serap, digunakan *tally FMESH4* yang bertujuan untuk memperoleh besar fluks partikel pada tiap kedalaman. Dengan menambahkan *tally DE* dan *DF*, maka akan diperoleh data berupa dosis serap pada tiap kedalaman dalam satuan Gy. Digunakan pula *syntax FM* yang bertujuan untuk mendapatkan nilai dosis yang dihasilkan sesuai dengan besar aktivitas isotop Co-60, dengan besar nilai FM yaitu 26,4 TBq.

Pada pengukuran dosis hambur digunakan *tally* F4 yang digunakan untuk mendapatkan besar dosis akumulasi pada organ sehat di sekitar target. Dengan menyinari fantom pada Gambar 1 dari segala arah, maka diperoleh nilai dosis hambur yang diterima oleh organ sehat.

2.4. Penentuan Lama Waktu Terapi

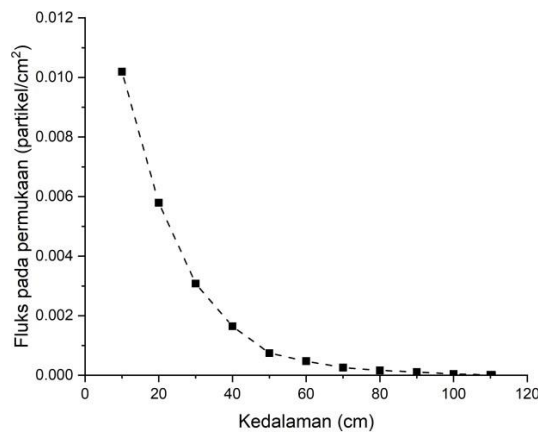
Penentuan lama waktu terapi (T) menggunakan persamaan 1 dimana dosis radiasi (D) merupakan dosis untuk membunuh sel tumor dan dosis simulasi (DR) diperoleh dari distribusi dosis pada sel tumor.

$$T = \frac{D}{DR} \tag{1}$$

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

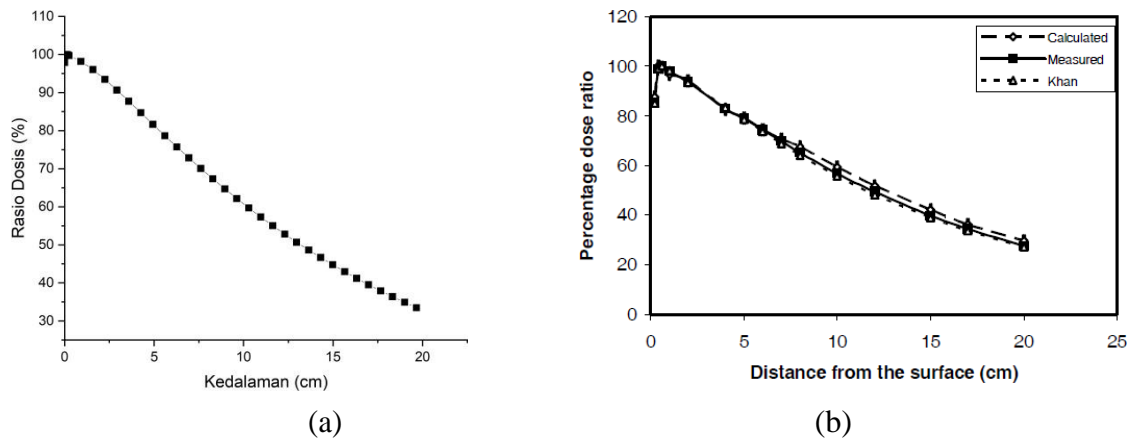
3.1. Hasil Validasi Simulasi

Nilai *stopping power* (SP) radiasi gamma 1,25 MeV menghasilkan nilai 11,33 keV/cm. Nilai ini dibandingkan dengan publikasi Radiation Therapy Committee, (1983) dengan nilai sebesar SP 11,34 keV/cm. Terdapat selisih angka 0,01 keV/cm sehingga selisih relatif adalah 0,09%. Fluks yang dihasilkan merupakan banyaknya partikel gamma yang diterima oleh suatu luasan. Tujuan dilakukan pengukuran nilai SP yaitu untuk mengetahui jangkauan maksimum radiasi gamma. Dengan membagi besar energi sinar gamma yang digunakan dengan jangkauan maksimum dari berkas sinar gamma, maka diperoleh nilai SP radiasi gamma.



Gambar 2. Grafik hubungan nilai fluks pada permukaan terhadap kedalaman

Profil dosis radiasi dimodelkan dengan penyinaran *monodirectional* radiasi dengan SSD 80 cm, lapangan penyinaran 10x10 cm, pada fantom kubus berisi air. Rasio dosis merupakan dosis pada kedalaman dibagi dengan dosis tertinggi dan dilalikan dengan 100%.



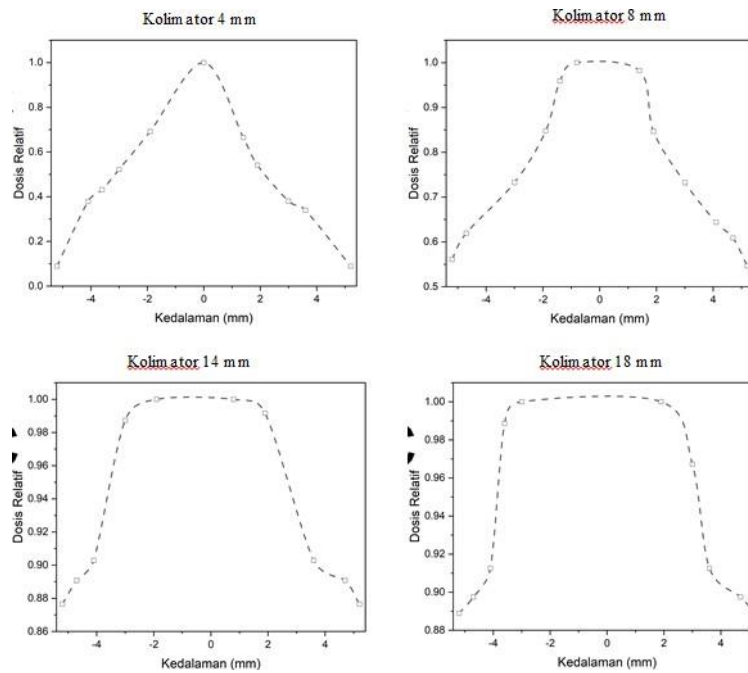
Gambar 3. Profil dosis foton (a), peneliti, Reda, Massoud, Hanafy, Bashter, & Amin, 2006

Profil dosis serap radiasi gamma menghasilkan daerah *build up*, yaitu daerah dari permukaan fantom yang menghasilkan satu puncak dengan dosis serap paling tinggi. Build up ini terjadi karena adanya tumbukan antara radiasi berenergi tinggi dengan elektron dari fantom yang menghasilkan ionisasi tambahan. Setelah puncak *build up*, radiasi berkurang secara eksponensial dengan ionisasi berasal dari radiasi tanpa ionisasi tambahan dari fotoelektron (Ramdani, Yani, Rhani, & Arif, 2015).

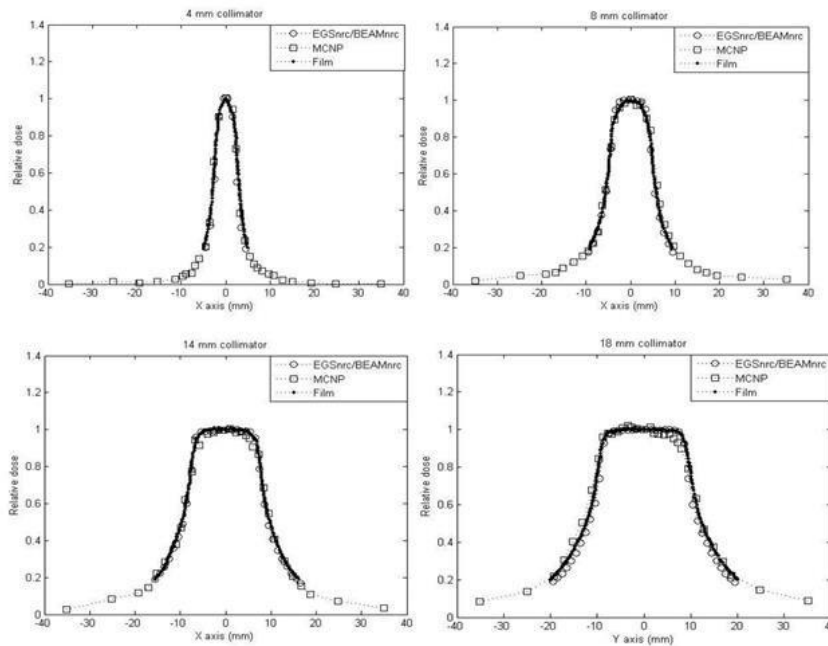
Pada Gambar 3 (a) menunjukkan profil gamma dalam fantom hasil simulasi ini, menghasilkan daerah *build up* adalah 0 – 0,1 cm. Gambar 3(a) dikonfirmasi dengan gambar 3 (b) yang menunjukkan bahwa daerah *build up* berada pada kedalaman 0 – 0,5 cm, sehingga selisih sebesar 0,4 cm dan selisih relative yang dihasilkan yaitu 80%.

3.2. Distribusi Dosis pada Sel Tumor

Setelah langkah validasi menghasilkan keyakinan pada penulis untuk melanjutkan simulasi pada fantom kepala dengan sebuah tumor yang berada di pusat otak. Berkas radiasi gamma diarahkan ke sel tumor, berasal dari segala arah sumber dan bersamaan. Variasi lebar kolimator dilakukan yaitu 4,8,14, dan 18 mm. Gambar 4 menunjukkan hasil distribusi dosis serap foton pada sel tumor dengan variasi lebar diameter kolimator.



(a)



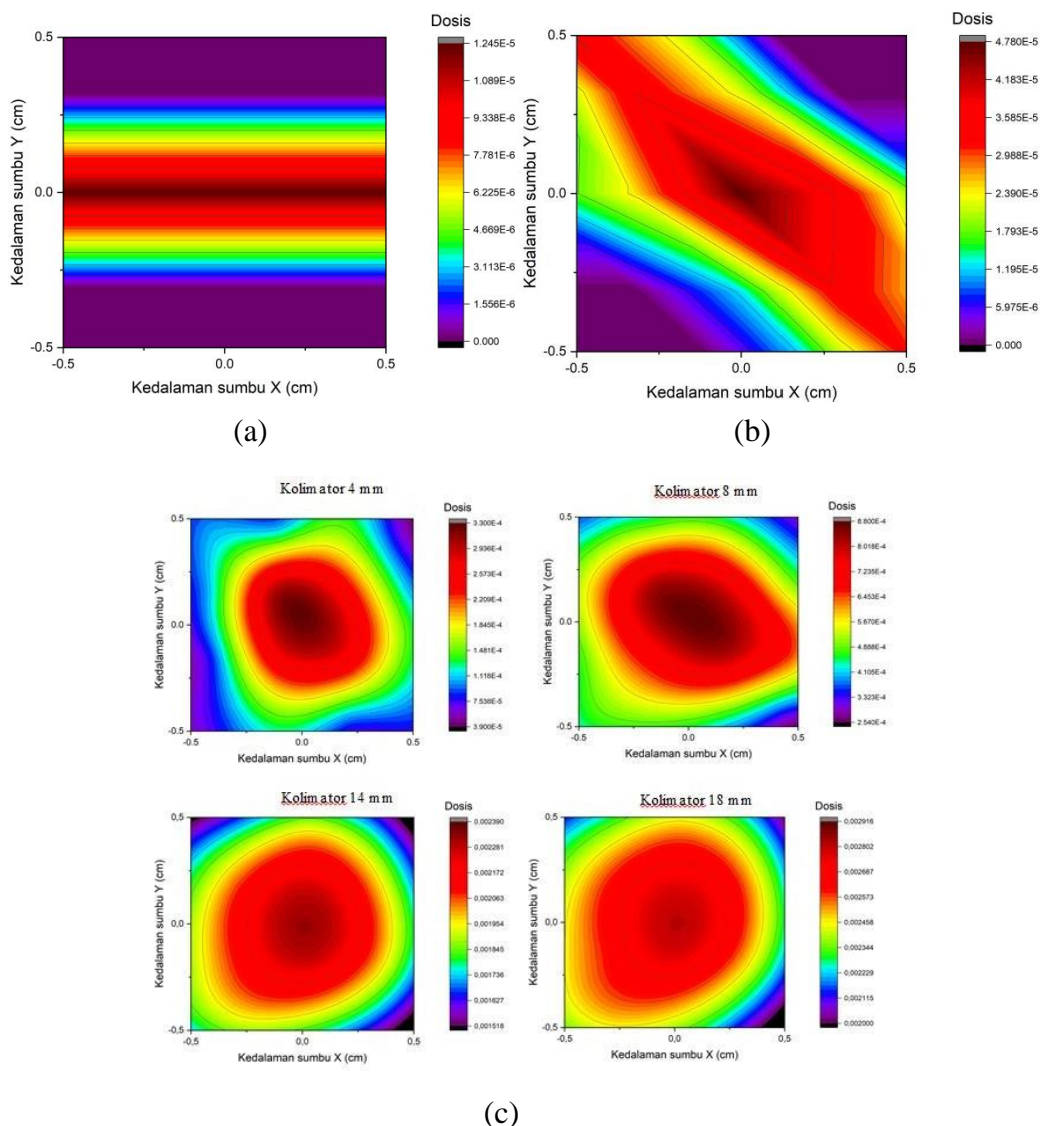
(b)

Gambar 4 Grafik distribusi dosis serap pada sel tumor dengan variasi lebar kolimator (a), oleh peneliti (b), oleh Mahmoudi & Geraily, 2020

Pada Gambar 4 (a), ditunjukkan hasil distribusi dosis serap pada sel tumor. Hasil variasi lebar kolimator menunjukkan bahwa semakin besar diameter kolimator, maka hasil distribusi dosis akan semakin merata. Isodosis diperoleh dengan ditandai semakin landainya puncak grafik. Dosis yang diterima oleh sel tumor pada tiap ukuran kolimator secara berturut-turut yaitu $(6,17 \pm 0,37)$ mGy, $(10,77 \pm 0,45)$ mGy, $(10,87 \pm 0,45)$ mGy dan $(10,89 \pm 0,45)$ mGy.

Gambar 5 (a) merupakan grafik kontur pada tumor dengan arah penyinaran satu dan 5 (b), dua arah. Pada Gambar 5 (a), terlihat bahwa dosis yang diterima sel tumor bernilai sama yang ditandai dengan kontur berwarna merah. Pada Gambar 5 (b), berkas menghasilkan kontur yang tidak seragam dengan dosis terbesar pada pusat tumor. Hal tersebut karena pusat tumor dilewati dua berkas dengan arah penyinaran yang berbeda. Semakin banyak berkas yang diberikan dengan berbagai arah, maka semakin besar pula dosis yang diterima sel tumor dan isodosis dapat diperoleh yang ditandai dengan kontur berwarna merah yang semakin merata.

Diameter kolimator 4, 8, 14 dan 18 mm berpengaruh pada luas lapangan penyinaran target. Sel tumor akan menerima dosis yang sama dimana ditandai dengan warna merah hampir pada seluruh bagian Gambar 5 (c). Semakin besar diameter kolimator yang digunakan, makasemakin besar kontur berwarna merah dan semakin besar pula dosis hambur pada organ sehat. Jika kontur warna semakin merata, maka isodosis pada sel tumor semakin optimal.



Gambar 5. Kurva kontur pada sel tumor dengan penyinaran (a) 1 arah (b) 2 arah (c) 24 arah

Selain dosis primer yang diterima oleh sel tumor, terdapat pula dosis hambur yang diterima oleh organ sehat. Organ sehat yang menerima dosis hambur yaitu otak, tengkorak, tulang belakang, kerangka wajah, kulit, tiroid, dan jaringan lunak. Simulasi yang dilakukan tetap

memperhatikan besar dosis yang diterima oleh organ sehat yang dilalui berkas radiasi sebelum mengenai sel tumor. Dosis hambur yang diterima organ sehat disajikan pada Tabel 4.1. Nilai dosis hambur yang diterima organ sehat dinyatakan dengan besarnya dosis per satuan volume atau densitas. Nilai dosis yang diterima oleh sel sehat bernilai semakin besar jika lebar kolimator yang digunakan semakin besar pula. Nilai dosis yang diterima sel sehat masih berada pada ambang dosis yang diterima organ sehat terkait. Nilai dosis ambang adalah nilai dosis maksimum yang diterima organ dalam satu kali penyinaran.

Organ yang menerima dosis tertinggi yaitu otak, tetapi nilai dosis yang diterima otak masih berada pada ambang dosis dalam satu kali penyinaran seperti yang dijelaskan oleh Hasan & Sekarutami, (2014). Nilai ambang dosis yang dapat diterima otak dalam satu kali penyinaran yaitu 50 Gy. Penyinaran dari 24 arah seperti yang dilakukan pada penelitian ini, dosis yang diterima oleh organ sehat dapat diterima dan sel sehat menerima dosis dibawah ambang batas yang diperbolehkan.

Tabel 1. Dosis hambur yang diterima organ sehat

Organ	Densitas (mGy/cm ³)			
	4 mm	8 mm	14 mm	18 mm
Otak	(0,19±0,01)	(0,9±0,01)	(2,91±0,06)	(4,36±0,05)
Tengkorak	(0,06±0,01)	(0,30±0,01)	(0,94±0,01)	(1,43±0,01)
Tulang belakang	(0,01±0,00)	(0,01±0,00)	(0,03±0,01)	(0,06±0,01)
Kerangka wajah	(0,01±0,00)	(0,02±0,00)	(0,06±0,01)	(0,10±0,01)
Kulit	(0,03±0,00)	(0,13±0,01)	(0,41±0,01)	(0,62±0,01)
Tiroid	0	0	(0,06±0,01)	(0,04±0,01)

Sel sehat yang dilewati radiasi akan menerima dosis sebesar satu per banyaknya kolimator yang digunakan. Hal tersebut berakibat semakin kecil radiasi yang diterima sel sehat jika semakin banyak kolimator yang digunakan. Maka semakin cepat pula sel sehat menyembuhkan diri. Karena hal tersebutlah, *Gamma Knife* memiliki keunggulan jika dibandingkan dengan terapi foton lainnya untuk menyembuhkan tumor atau kanker yang berada di kepala. Jika menggunakan terapi foton lainnya, maka dosis yang diterima sel sehat di depan dan dibelakang tumor akan menerima dosis yang sama besarnya dengan dosis yang diterima sel tumor.

3.3. Lama Waktu Terapi

Waktu yang dibutuhkan untuk melakukan terapi merupakan hal yang perlu diperhatikan saat melakukan terapi. Hal tersebut karena, semakin lama waktu penyinaran maka sel sehat akan menerima radiasi lebih lama yang dapat menyebabkan kerusakan yang fatal. Pada penelitian ini, lama waktu terapi dihitung menggunakan Persamaan 1.

Pada metode SRS, besar dosis untuk membunuh sel tumor otak adalah 15 Gy, Hasan & Sekarutami, (2014). Pada metode SRS, besar dosis 15 Gy setara dengan 40-45 Gy jika menggunakan terapi lain. Pada penelitian ini, lama waktu yang digunakan untuk membunuh sel tumor adalah (40,5±2,4) menit, (23,4±1,0) menit, (23,0±1,0) menit, dan (22,9±0,9) menit untuk kolimator 4, 8, 14 dan 18 mm.

Firmansyah, Sunaryati, Rajagukguk, & Wurdianto, (2017) menggunakan *Gamma Knife* milik RSCM, diperoleh besar dosis serap pada penyinaran selama 1 menit yaitu 3,68 Gy. Dengan besar kolimator dan banyaknya sumber yang sama dengan *Gamma Knife* milik RSCM, besar dosis serap yang dihasilkan menggunakan simulasi dengan penyinaran 1 menit yaitu (5,391±0,047) Gy. Dengan menggunakan *Gamma Knife* milik RSCM, dosis sebesar 15 Gy

dapat diperoleh dengan penyinaran selama 4-5 menit, sedangkan pada simulasi diperoleh dengan penyinaran selama 2-3 menit.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa :

1. Distribusi dosis serap yang diterima oleh sel tumor dengan arah penyinaran dari berbagai arah secara simetris adalah $(6,17 \pm 0,37)$ mGy, $(10,77 \pm 0,45)$ mGy, $(10,87 \pm 0,45)$ mGy dan $(10,89 \pm 0,45)$ mGy.
2. Besar dosis hambur yang diterima organ sehat masih berada di bawah nilai batas dosis yang diterima organ sehat.
3. Lama waktu yang digunakan untuk mencapai dosis 15 Gy pada penelitian ini yaitu 2-3 menit, sedangkan dengan menggunakan Gamma Knife milik RSCM diperlukan penyinaran selama 3-5 menit. Dengan menggunakan ukuran kolimator yang lebih besar, maka lama waktu yang dibutuhkan akan semakin singkat.

5. SARAN

1. Grafik distribusi dosis pada tumor menggunakan grafik 3D atau 4D untuk memperlihatkan distribusi yang lebih spesifik.
2. Simulasi menggunakan lebih banyak sumber dan kolimator dengan letak tidak simetris atau mendekati keadaan *real*.
3. Menambahkan geometri organ sehat, seperti mata dan hidung.
4. Radiasi sekunder yang dihasilkan foton diperhatikan dan besar dosis yang dihasilkannya dihitung.

DAFTAR PUSTAKA

- Bedford, J. L., Ziegenhein, P., Nill, S., & Oelfke, U. (2019). Beam selection for stereotactic ablative radiotherapy using Cyberknife with multileaf collimation. *Medical Engineering and Physics*, *64*, 28–36. doi:10.1016/j.medengphy.2018.12.011
- Benmakhlouf, H., Johansson, J., Paddick, I., & Andreo, P. (2015). Monte Carlo calculated and experimentally determined output correction factors for small field detectors in Leksell Gamma Knife Perfexion beams. *Physics in Medicine and Biology*, *60*(10), 3959–3973. doi:10.1088/0031-9155/60/10/3959
- Committee, R. T. (1983). *1.595446.pdf*.
- Firmansyah, A. F., Sunaryati, S. I., Rajagukguk, N., & Wurdianto, G. (2017). *Penentuan Dosis Serap Air Berkas Radiasi Co-60 Pesawat Pisau Gamma Leksell Perfexion No. Seri 6428*. In *Seminar Keselamatan Nuklir* (pp. 63–66).
- Hasan, I., & Sekarutami, S. M. (2014). Standar Pengobatan Glioblastoma Multiforme, *5*(2), 51–60.
- Her, S., Jaffray, D. A., & Allen, C. (2017). Gold nanoparticles for applications in cancer radiotherapy: Mechanisms and recent advancements. *Advanced Drug Delivery Reviews*, *109*, 84–101. doi:10.1016/j.addr.2015.12.012
- Junios, Irhas, Novitrian, Soediatmoko, E., Haryanto, F., Su'Ud, Z., & Fielding, A. L. (2020). Investigating the impact of collimator size variation on the single beam radiation of Gamma Knife Perfexion™ based on Monte Carlo simulation. *Journal of Physics: Conference Series*, *1505*(1). doi:10.1088/1742-6596/1505/1/012013

- Laksono, B. C., & Wulansari, I. Y. (2020). AKSELERASI PENINGKATAN KESEHATAN DI INDONESIA : EFEKTIVITAS KEMOTERAPI KANKER PROSTAT DENGAN ANALISIS TINGKAT TUMOR MARKER PASIEN MENGGUNAKAN PERSAMAAN DIFFERENSIAL. *Seminar Nasional Official Statistics*, 2019(1), 347–356. doi:10.34123/semnasoffstat.v2019i1.23
- Mahmoudi, A., & Geraily, G. (2020). EGSnrc/BEAMnrc-Based Monte Carlo Simulation of the Gamma Knife 4C versus MCNP Code in Homogeneous Media, 7(1), 33–40.
- Mahmoudi, A., Geraily, G., Hadisania, T., Shirazi, A., & Najafzadeh, M. (2020). Beam penumbra reduction of Gamma Knife machine model 4C using Monte Carlo simulation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 188, 105261. doi:10.1016/j.cmpb.2019.105261
- Makmur, T., & Siregar, F. A. (2020). Tumor Otak Benigna Dengan Gangguan Psikiatri. *Jurnal Kajian Kesehatan Masyarakat*, 1(2), 74–79. Retrieved from <http://ejournal.delihusada.ac.id/index.php/JK2M>
- Ostrom, Q. T., Cioffi, G., Gittleman, H., Patil, N., Waite, K., Kruchko, C., & Barnholtz-Sloan, J. S. (2019). CBTRUS Statistical Report: Primary Brain and Other Central Nervous System Tumors Diagnosed in the United States in 2012-2016. *Neuro-Oncology*, 21, V1–V100. doi:10.1093/neuonc/noz150
- Pappas, E. P., Moutsatsos, A., Pantelis, E., Zoros, E., Georgiou, E., Torrens, M., & Karaiskos, P. (2016). On the development of a comprehensive MC simulation model for the GammaKnife Perfexion radiosurgery unit. *Physics in Medicine and Biology*, 61(3), 1182–1203. doi:10.1088/0031-9155/61/3/1182
- Perianes, M. V. F. P., Villanueva, D. A. F., & Dungao, J. R. (2016). Monte carlo N-particle transport code simulation of leksell gamma knife using disk sources of polystyrene, PMMA, plastic water and head phantom. *Philippine Journal of Science*, 145(3), 271–274.
- Primadila, E., Milvita, D., Prasetyo, H., Al, M., Kanie, J., Fisika, J., ... Manis, L. (2020). Estimasi Dosis Radiasi 3D Energi Foton Berbasis Percentage Depth Dose (PDD) dan Profile Dose untuk Treatment Planning System (TPS) Pesawat LINAC, 9(3), 323–330.
- Ramdani, R., Yani, S., Rhani, M. F., & Arif, I. (2015). Commissioning Linear Accelerator Varian Clinax iX Foton Beam 10 MV Menggunakan Simulasi Monte Carlo EGSnrcCode System, 2015(Snips), 653–656.
- Reda, S. M., Massoud, E., Hanafy, M. S., Bashter, I. I., & Amin, E. A. (2006). MONTE CARLO DOSE CALCULATIONS FOR BREAST RADIOTHERAPY USING 60 Co GAMMA RAYS. *Journal of Nuclear and Radiation Physics*, 1(1), 61–72.
- Werner, C. J., Bull, J. S., Solomon, Clell Jeffrey Jr. Brown, F. B., Mckinney, Gregg Walter Rising, M. E., Dixon, D. A., Martz, R. L., ... Forster Iii, Robert Arthur Casswell, L. (2018). Mcnp 6.2, 41. Retrieved from <https://permalink.lanl.gov/object/tr?what=info:lanl-repo/lareport/LA-UR-18-20808>
- Wibowo, A., Tiara, A., Sofyan, H. R., & Andriani, R. (2019). Pengaruh Hiperkoagulasi Terhadap Mortalitas, 48.