

Analisis Distribusi Dosis Pada Terapi Alpha dengan Teknik Pencil Beam Scanning Pada Tumor Kraniofaringioma Menggunakan Software MCNP6

Andina Riswandari Zulhiznaniyah^{(1,a)*}, Riyatun^(1,b) dan Suharyana^(1,c)

⁽¹⁾Program studi S1 Fisika, Universitas Sebelas Maret, Jl. Ir. Sutami no 36 Ketingan Surakarta, Indonesia, 57141

Email : ^(a*)rz.andina69@gmail.com, ^(b)riyatun@staff.uns.ac.id, ^(c)suharyana61@staff.uns.ac.id

Diterima (26 September 2024), Direvisi (15 Oktober 2024)

Abstract. This study was conducted with simulation modeling on alpha therapy for the treatment of craniopharyngioma tumors using the reference head and neck phantom geometry from Lazarine (2006), which was equipped with spherical target cell geometry. The target cell geometry with a radius of 1.05 cm contains 27 partitions located at the base of the brain close to the spine. This simulation was performed using pencil beam scanning which has a beam size of 0.35 cm and was irradiated from the left direction as far as 25 cm from the skin surface by giving 5 variations of energy ranges 425, 430, 440, 445 and 450 MeV. The results of the simulation obtained an average absorbed dose of $(1.30 \pm 0.01) \times 10^{-9}$ Gy/ α with an isodosis rate of 62%. In addition, this study also takes into account the dose received by healthy cells around the tumor. The brain organ received the largest dose of $(2.69 \pm 0.01) \times 10^{-13}$ Gy/ α , when compared to the brain tumor cells received a dose of 0.021%. From the dose distribution to tumor cells, the irradiation time for craniopharyngioma tumors is (13.3 ± 0.01) s with an α particle current of 1 nA.

Keywords: MCNP6, Alpha Therapy, Craniopharyngioma tumors, Pencil Beam.

Abstrak. Penelitian ini dilakukan dengan simulasi pemodelan pada terapi alpha untuk pengobatan tumor kraniofaringioma dengan menggunakan geometri *phantom* kepala dan leher acuan dari Lazarine (2006), yang dilengkapi dengan geometri sel target berbentuk bola. Geometri sel target dengan jari-jari 1,05 cm berisi 27 partisi yang terletak di dasar otak dekat dengan tulang belakang. Simulasi ini dilakukan dengan menggunakan *pencil beam scanning* yang memiliki ukuran beam 0,35 cm dan disinarkan dari arah kiri sejauh 25 cm dari permukaan kulit dengan memberikan 5 variasi energi rentang 425, 430, 440, 445 dan 450 MeV. Hasil dari simulasi diperoleh rata-rata dosis serap sebesar $(1,30 \pm 0,01) \times 10^{-9}$ Gy/ α dengan tingkat isodosis sebesar 62%. Selain itu penelitian ini juga memperhitungkan dosis yang diterima sel sehat disekitar tumor. Organ otak menerima dosis paling besar yaitu sebesar $(2,69 \pm 0,01) \times 10^{-13}$ Gy/ α , jika dibandingkan dengan sel tumor otak menerima dosis sebesar 0,021%. Dari distribusi dosis pada sel tumor, diperoleh lama waktu penyinaran untuk tumor kraniofaringioma yaitu sebesar $(13,3 \pm 0,01)$ detik dengan arus partikel α sebesar 1 nA.

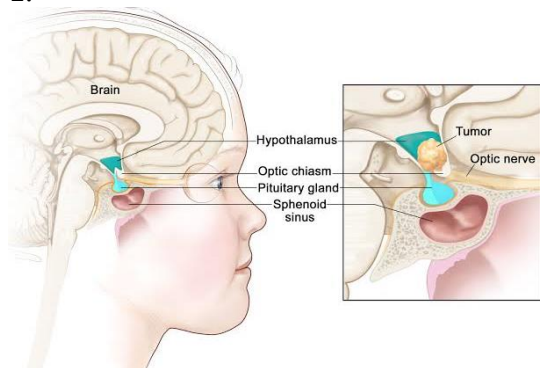
Kata kunci: MCNP6, Terapi alpha, Tumor kraniofaringioma, Pencil beam

PENDAHULUAN

Tumor kraniofaringioma merupakan salah satu tumor jinak yang disebabkan oleh jaringan epitel pada skuamosa kantong

rathke yang tidak berkembang. Tumor kraniofaringioma biasa ditemukan pada anak-anak usia 5 -14 tahun (sekitar 7,8%) dan orang dewasa berusia 50 – 70 tahun (1 – 4 %). Meskipun kraniofaringioma termasuk

kategori tumor jinak, namun memiliki potensi menyerang bagian tubuh yang penting seperti tangkai hipofisis, hipotalamus, dan alat optik. Hal ini disebabkan karena tumor *kraniofaringioma* terletak pada regio prasella yang berdekatan dengan lobus temporal, lobus frontal, fossa kranialis, dan batang otak. Lokasi tumor kraniofaringioma dapat dilihat pada Gambar 1.

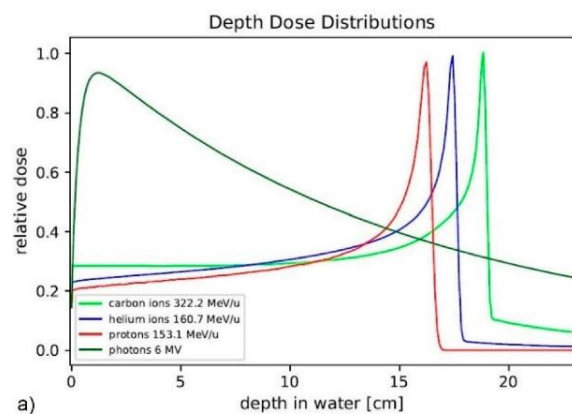


Gambar 1. Lokasi Tumor Kraniofaringioma (National Cancer Institute, 2021)

Penyebab utama tumor ini terjadi karena penutupan *ductus kraniofaringeal* yang masih belum sempurna dan sisa-sisa dari kantong *ranthke*. *Kraniofaringioma* biasanya menimbulkan gejala peningkatan tekanan intrakranial, penurunan penglihatan dan disfungsi endokrin. Seperti tumor di otak lainnya, pasien akan mengalami nyeri kepala hebat, muntah dan papiloedema (Hidayat & Susilo., 2016). Pengobatan tumor kraniofaringioma ini dapat dilakukan dengan metode kemoterapi, radioterapi, dan pembedahan. Radioterapi merupakan metode pengobatan dengan menggunakan radiasi ionisasi dengan tujuan untuk membunuh sel tumor serta mengecilkan ukuran tumor.

Terapi α merupakan salah satu terapi radiasi partikel yang mulai dikembangkan pada uji klinis pada tahun 1975 di *Lawrence Barkeley National Laboratory* (LBNL) dan telah menangani lebih dari 500 pasien (Mairani *et al.*, 2022). Terapi α memiliki kelebihan dibandingkan dengan terapi proton, hal ini ditunjukkan bahwa berkas α

memiliki *Linear Transfer Energy* (LET) yang lebih tinggi dari pada proton, sehingga terapi α lebih efektif dalam membunuh sel kanker. Hal ini dapat ditunjukkan dari puncak bragg yang dihasilkan berkas α dengan partikel lain seperti pada Gambar 2, dimana berkas α memiliki *puncak bragg* yang lebih tajam dibandingkan dengan proton, namun jika dibandingkan dengan ion karbon, berkas α memiliki fragmentasi nuklir yang lebih sedikit, sehingga menghasilkan kesesuaian dosis distal yang lebih baik karena berkurangnya “ekor fragmentasi”. Hal ini menunjukkan bahwa ketika berkas α telah mencapai puncak *bragg* akan langsung menurun dan bernilai nol (Wickert *et al.*, 2022).



Gambar 2. Perbandingan distribusi dosis serap α dengan partikel lain (Wickert *et al.*, 2022).

Metode yang digunakan untuk mengukur dosis radiasi disebut dengan dosimetri radiasi. Dosis radiasi adalah besaran dosis yang diserap oleh suatu materi yang dilaluinya. Dosis radiasi terdiri dari besaran paparan, dosis efektif, dosis serap, dan dosis ekuivalen. Dosimetri radiasi bergantung pada energi yang digunakan dan elemen penyusun material (Ardana & Sardjono, 2017). Perhitungan dosimetri radiasi memperhatikan perlindungan dan keselamatan dalam penggunaan radiasi pengion yang digunakan untuk terapi (Adlien & Adlyte, 2017). Dosis serap (D) merupakan jumlah energi rata-rata (dE) yang diserap oleh suatu materi dalam satuan

massa (dm) dapat dinyatakan dalam Persamaan 1

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

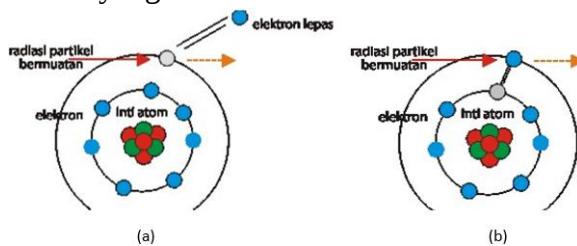
Dosis serap memiliki satuan Joule/kg atau Gray (Gy). Kemudian satuan dosis serap yang diperoleh diturunkan terhadap satuan waktu yang disebut dengan laju dosis yang dapat ditulis dengan Persamaan 2.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2)$$

Laju dosis ($\dot{D}$) menyatakan nilai energi rata-rata yang terserap oleh materi (dD) dalam satuan waktu (dt), memiliki satuan dalam SI adalah Gy/h.

Dosis ekuivalen (H) dapat didefinisikan sebagai banyaknya kemampuan radiasi yang berinteraksi dengan tubuh manusia (Apriantero *et al.*, 2019). Dosis ekuivalen sering digunakan dalam perhitungan perbedaan efek biologi dari berbagai jenis paparan radiasi. Sedangkan dosis efektif digunakan untuk menilai potensi efek panjang yang disebabkan oleh penyinaran radiasi di masa depan.

Partikel α merupakan partikel berat dan bermuatan positif inti atom helium, dengan dua proton dan dua neutron terikat bersama yang memiliki daya ionisasi besar namun jangkauannya pendek. Partikel α ketika melintas di dalam suatu materi mampu mengionisasi atom-atom di sepanjang lintasan (Jumini, 2018). Radiasi apabila menumbuk suatu materi maka akan terjadi interaksi yang akan menimbulkan berbagai efek. Efek radiasi ini bergantung pada jenis materi yang ditumbuk.



Gambar 3. Ilustrasi interaksi partikel α dengan Materi (a) Proses ionisasi dan (b) proses eksitasi (Alatas dkk., 2011)

Dapat dilihat pada Gambar 3, ketika α berinteraksi dengan materi terdapat tiga kemungkinan interaksi yaitu hamburan Coulomb inelastic, hamburan Coulomb elastis, dan reaksi nuklir non-elastis (Newhauser & Zhang, 2015). Hamburan Coulomb inelastic terjadi akibat adanya interaksi α dengan elektron sehingga energi elektron habis. Hamburan Coulomb elastis disebabkan interaksi α dengan inti atom sehingga menghambur (membelokkan) α dengan jarak menjauhi sinar. Dan interaksi terakhir adalah interaksi nuklir non-elastis yang disebabkan α berinteraksi dengan inti atom yang akan menghasilkan α sekunder, proton, neutron, dan foton (Newhauser & Zhang, 2015).

Metode yang digunakan untuk penyinaran berkas α pada terapi radiasi ini dapat dilakukan dengan pencil beam scanning. Dimana *pencil beam scanning* adalah metode yang dapat mengarahkan berkas partikel bermuatan agar jatuh tepat pada lokasi tumor dengan menggunakan *magnetic scanning* dimana secara bersamaan intensitas berkas dapat disesuaikan dengan bentuk sel tumor sehingga diperoleh distribusi dosis yang diinginkan (Byun *et al.*, 2021).

Dalam pengoptimalan terapi α diperlukan suatu sistem perencanaan radiasi atau biasa disebut *Treatment Planning System* (TPS). Suatu sistem perencanaan pada radioterapi merupakan bagian penting yang harus dilakukan agar pemberian dosis radiasi yang mengenai sel tumor pasien secara maksimal dan meminimalisir dosis pada sel sehat. Salah satu metode simulasi yang dapat digunakan pada pembuatan TPS adalah metode Monte Carlo. *Monte Carlo* merupakan sebuah metode statistik perjalanan suatu partikel dari awal terbentuk hingga partikel tersebut menghilang (Zarifi *et al.*, 2021). *Software* yang digunakan pada simulasi terapi α adalah *Monte Carlo N-Particle 6* (MCNP6) yang memiliki

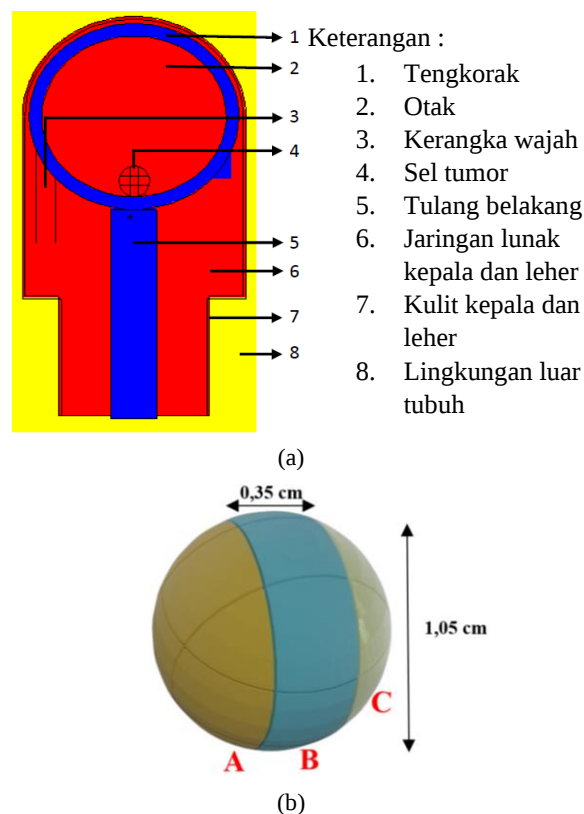
kemampuan untuk mengangkut lebih banyak jenis partikel pada rentang energi yang luas. Kisaran energi yang dapat dijangkau oleh MCNP6 telah diperluas ke berbagai aplikasi berenergi tinggi hingga mencapai kisaran TeV atau lebih (Goorley *et al.*, 2013).

METODE PENELITIAN

Penelitian ini menggunakan simulasi metode *monte carlo* melalui *software MCNP6*. di mulai dengan pembuatan model seperti pada Gambar 4, kemudian dilanjutkan dengan optimasi jumlah histori partikel α dengan phantom yang mengacu pada lazarine (2006) dengan standar phantom ORNL-MIRD (*oak ridge national laboratory – medical internal radiation dose*) yang dilengkapi dengan geometri sel tumor berbentuk bola dengan jari-jari 1,05 cm yang dibagi menjadi 27 partisi. Optimasi jumlah histori partikel dilakukan dengan nilai pengulangan (NPS) sebesar 1.000.000 alpha. Variasi energi yang digunakan penyinaran terapi α yaitu energi 405 MeV hingga 455 MeV. Lama waktu terapi yang digunakan untuk dosis lethal tumor kraniofaringioma sebesar 54 Gy dengan arus 1 nA.

HASIL DAN PEMBAHASAN

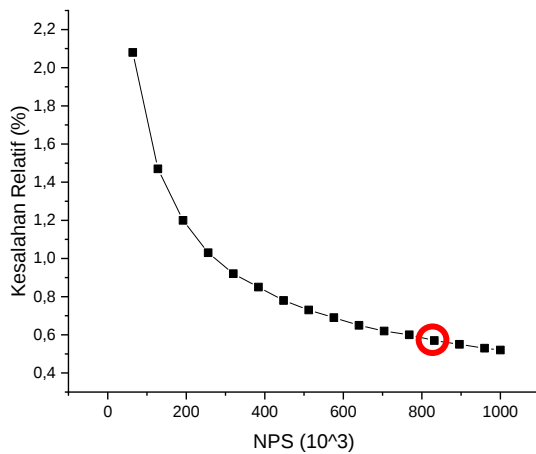
Model geometri phantom yang digunakan yaitu *Phantom Head and Neck* milik Lazarine (2006) yang dibuat dengan standar phantom ORNL-MIRD (*Oak Ridge National Laboratory – Medical Internal Radiation Dose*) dengan menambahkan geometri daerah penyinaran untuk sel tumor kraniofaringioma. Geometri daerah penyinaran ini dimodelkan berbentuk bola 3x3x3 dengan jari-jari 1,05 cm yang terbagi menjadi 27 partisi. Gambar 4 menunjukkan geometri phantom dan daerah penyinaran yang dibuat.



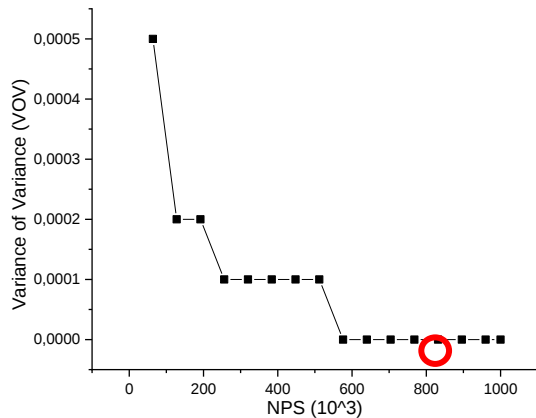
Gambar 4. (a) Model phantom kepala dan leher serta sel tumor. (b) Model daerah penyinaran sel tumor dilihat dari sumbu z simulasi.

Optimasi jumlah histori partikel α dilakukan dengan tujuan untuk menentukan banyaknya pengulangan yang dilakukan dalam proses simulasi. Semakin banyak pengulangan yang dilakukan dalam proses simulasi, maka nilai kesalahan relative (KR) yang dihasilkan semakin kecil, namun hal tersebut berpengaruh pada waktu running yang semakin lama. Oleh karena itu diperlukan penentuan optimasi NPS agar diperoleh hasil yang dapat diterima namun dengan waktu running yang tidak terlalu lama. Simulasi optimasi jumlah histori partikel dilakukan dengan NPS sebanyak 1.000.000. Hasil dari running ini berupa nilai kesalahan relatif, *Variance of Variance* (VOV) yaitu digunakan untuk memperkirakan varian kesalahan dari kesalahan relative, dan *Figure of Merit* (FOM) yaitu kuantitas untuk mengkarakterisasi kinerja perangkat.

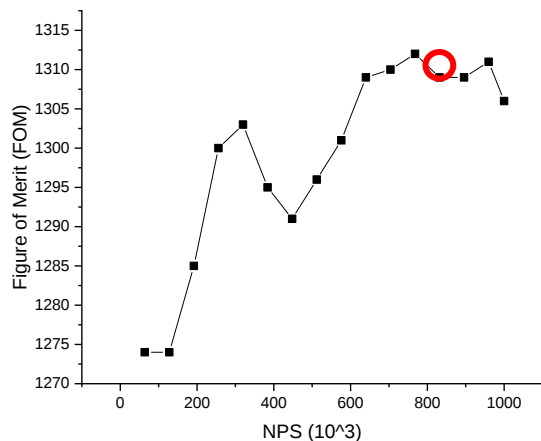
Output simulasi kemudian divisualisasikan dalam bentuk grafik sebagai berikut :



Gambar 5. Grafik hubungan antara NPS dengan kesalahan relatif.



Gambar 6. Grafik hubungan antara NPS dengan VOV.



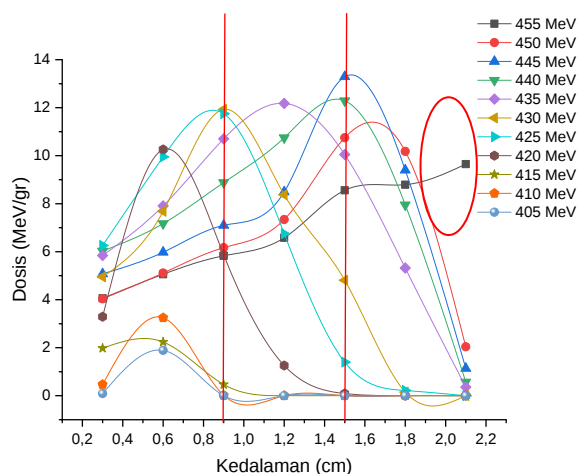
Gambar 7. Grafik hubungan antara NPS dengan FOM.

Didapatkan grafik perbandingan perbandingan antara nilai kesalahan relative, VOV, dan FOM dengan NPS. Dari hasil analisis ketiga indicator tersebut,

dipilih nilai NPS yang optimal adalah $8,32 \times 10^6$ dikarenakan pada nilai tersebut masuk, dimana nilai VOV $< 0,1$ yaitu 0,0, nilai FOM relative konstan yaitu sebesar 1309, dan nilai KR sebesar 0,57% sesuai dengan syarat bahwa nilai kesalahan relative $< 0,1$ atau 10%.

Pada penelitian ini dilakukan simulasi penyinaran partikel α dari arah kiri sejauh 25 cm kearah sel tumor berbentuk bola yang dipartisi menjadi 27 partisi dengan panjang setiap sisi sebesar 0,35 cm. Simulasi penelitian ini dilakukan penyinaran menggunakan *pencil beam scanning* sebesar 0,35 cm. Penyinaran ini dilakukan untuk melihat sebaran distribusi dosis pada sel tumor serta sebaran distribusi dosis yang mengenai organ sehat.

Setelah dilakukan pendefinisian sumber, selanjutnya dilakukan penentuan energi yang akan digunakan untuk simulasi. Penentuan energi partikel α dilakukan dengan tujuan untuk memberikan distribusi dosis yang optimal pada sel target serta memaksimalkan efektivitas terapi radiasi agar sesuai dengan prinsip ALARA (Shen *et al.*, 2017). Penentuan energi awalnya dilakukan dengan melihat hasil plot track pada vised. Energi minimum yang digunakan pada penelitian yaitu 405 MeV dan energi maksimum yang digunakan yaitu 455 MeV, setelah mendapatkan energi minimum dan maksimum, maka dilakukan running hingga didapatkan hasil berupa kedalaman dan nilai dosis, dan selanjutnya dibuat grafik puncak *bragg* seperti pada Gambar 9.

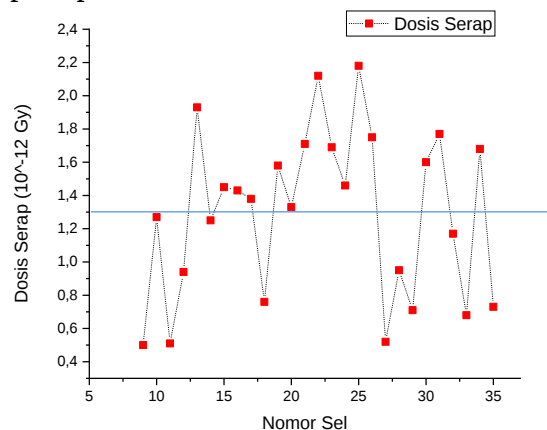


Gambar 8. Grafik energi terdeposisi pada titik kedalaman lintasan partikel α pada rentang energi 405 – 455 MeV.

Pada penelitian ini sel tumor *kraniofaringioma* terletak pada kedalaman 2,1 cm. Penentuan energi ini dilakukan dengan menggunakan variasi sebelas energi yaitu dimulai dari energi minimum sebesar 405 MeV hingga energi maksimum sebesar 455 MeV sehingga didapatkan grafik seperti pada Gambar 8. Berdasarkan hasil grafik puncak *bragg* pada Gambar 8 diperoleh energi yang efektif untuk simulasi terapi α berada pada energi 425, 430, 440, 445, dan 450 MeV. Hal ini disebabkan karena kelima energi tersebut mampu mencapai hingga sel terdalam. Sedangkan untuk energi 405 – 420 MeV memperoleh dosis partikel α pada permukaan sel tumor di kedalaman 0,3 – 0,6 cm. Sedangkan energi 455 MeV tidak digunakan karena dosis yang diterima melewati batas sel tumor seperti pada Gambar 8 yang dilingkari warna merah.

Setelah mendapatkan rentang energi yang akan digunakan untuk simulasi, selanjutnya dilakukan *running*. Dari hasil *running* program diperoleh dosis akumulatif yang tersebar merata ke semua partisi pada sel tumor. Pada partisi dekat sumber memperoleh dosis dari energi 425 MeV, 430

MeV. Untuk partisi tengah memperoleh dosis dari energi 425 MeV, 430 MeV, dan 440 MeV. Dan partisi belakang memperoleh dosis dari energi 425 MeV, 430 MeV, 440 MeV, 445 MeV, dan 450 MeV. Sehingga diperoleh dosis akumulatif dari 27 partisi seperti pada Gambar 9.

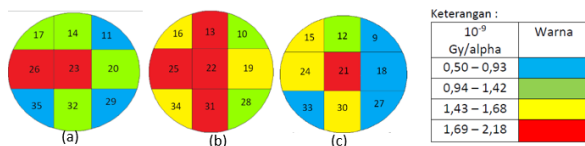


Gambar 9. Grafik dosis akumulatif pada sel tumor.

Gambar 10 merupakan grafik persebaran dosis akumulatif pada 27 partisi sel bola dengan rentang dosis sebesar $0,50 \times 10^{-9}$ Gy/ α hingga $2,18 \times 10^{-9}$ Gy/ α dengan rata-rata dosis sebesar $1,30 \times 10^{-9}$ Gy/ α . sehingga didapatkan selisih relatif sebesar 37,6 % dan tingkat isodosis sebesar 62,4 %. Hal ini menunjukkan bahwa dosis yang diterima sel tumor masih belum mencapai isodosis yang sempurna, tetapi isodosis dapat diterima. Hal ini disebabkan oleh beberapa faktor yaitu sel tumor berbentuk bola apabila dipartisi menjadi beberapa bagian akan memiliki ukuran yang berbeda-beda sehingga dosis yang diterima tidak bisa secara merata, kemudian arah penyinaran yang kurang bervariasi menyebabkan dosis yang diterima tidak bisa menyebar hingga bagian belakang partisi.

Kemudian Hasil distribusi dosis pada sel tumor kemudian divisualisasikan melalui kontur dosis dari 3 sisi, yaitu sisi x, sisi y, dan sisi z. Visualisasi distribusi dosis ini

dilakukan untuk memberikan informasi mengenai persebaran dosis pada area target, dengan memperlihatkan partisi yang menerima dosis tinggi atau rendah.

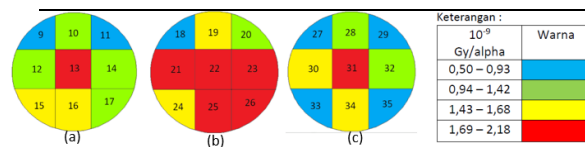


Gambar 10. Visualisasi distribusi dosis α dari sisi x pada partisi (a) atas (b) tengah, dan (c) bawah sel tumor.

warna biru menunjukkan dosis terendah yang diterima oleh sel tumor, sedangkan warna merah menunjukkan dosis tertinggi yang diterima oleh sel tumor. Berdasarkan grafik kontur, diketahui bahwa dosis α paling besar berada pada partisi tengah, hal ini disebabkan karena partisi tengah memperoleh tambahan dosis dari dosis hambur yang ditembakkan ke bagian samping. Sehingga dosis yang diterima partisi tengah menjadi lebih besar.

Tabel 1. Dosis hambur yang diterima sel sehat disekitar sel tumor.

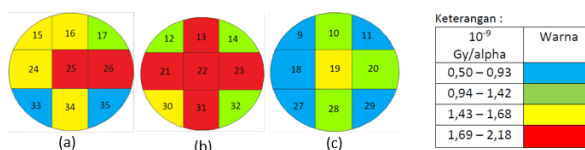
Organ	Neutron ($\times 10^{-16}$ Gy)	Photon ($\times 10^{-17}$ Gy)	Electron ($\times 10^{-17}$ Gy)	Proton ($\times 10^{-14}$ Gy)	Alpha ($\times 10^{-13}$ Gy)
Otak	$2,20 \pm 0,02$	$5,5 \pm 0,01$	$5,12 \pm 0,03$	$2,49 \pm 0,01$	$2,69 \pm 0,01$
Tengkorak	$0,53 \pm 0,04$	$1,64 \pm 0,01$	$1,48 \pm 0,03$	$0,77 \pm 0,01$	$0,76 \pm 0,01$
Kepala					
Kerangka	$0,50 \pm 0,08$	$2,15 \pm 0,02$	$1,97 \pm 0,06$	$0,78 \pm 0,01$	$1,24 \pm 0,01$
Wajah					
Tulang	$0,48 \pm 0,09$	$2,34 \pm 0,04$	$2,30 \pm 0,07$	$0,19 \pm 0,03$	$0,0003 \pm 0,01$
Belakang					
Jaringan	$0,02 \pm 0,03$	$0,08 \pm 0,01$	$0,073 \pm 0,02$	$0,015 \pm 0,01$	$0,017 \pm 0,01$
lunak					
Kulit	$0,45 \pm 0,1$	$1,66 \pm 0,01$	$1,51 \pm 0,05$	$0,25 \pm 0,02$	$0,59 \pm 0,01$



Gambar 11. Visualisasi distribusi dosis α dari sisi y pada partisi (a) kiri (b) tengah, dan (c) kanan sel tumor.

Saat dilakukan penyinaran yang mendapatkan dosis tidak hanya sel tumor, melainkan sel sehat yang berada disekitar mendapatkan dosis berupa dosis hambur partikel α . Hal ini dikarenakan terdapat

Interaksi antara partikel α dengan materi yang dilewati mengenai sel sehat. Sehingga dosis sekunder yang diterima oleh sel sehat perlu diperhitungkan agar sel sehat masih berada batas aman OAR, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 1.



Gambar 12. Visualisasi distribusi dosis α dari sisi z pada partisi (a) depan (b) tengah, dan (c) belakang sel tumor.

Gambar diatas merupakan visualisasi distribusi dosis pada masing-masing partisi yang dilihat dari sumbu x, y, dan z. Terlihat bahwa terdapat perbedaan warna di setiap partisi sel bola, hal ini menunjukkan rentang dosis yang diterima oleh sel target. Dimana

Berdasarkan **Tabel 1** dapat dilihat bahwa dosis terbesar berada pada organ otak yang menerima dosis α yaitu sebesar $(2,69 \pm 0,01) \times 10^{-13}$ Gy, hal ini disebabkan karena organ otak merupakan organ yang ilewati secara langsung saat penyinaran, serta sel tumor yang terletak pada organ otak. Hasil

distribusi dosis hambur α yang diperoleh masih berada jauh dibawah batas toleransi *Organ At Risk* (OAR). Jika dilihat dari perbandingan dosis yang diterima sel sehat terhadap sel tumor pada Tabel 2, organ otak dengan dosis hambur terbesar mendapatkan 0,021% dari dosis yang diterima sel tumor.

Tabel 2. Perbandingan dosis yang diterima sel sehat terhadap sel tumor.

Organ Sehat	Dosis Serap (Gy)	Selisih relatif terhadap sel tumor (%)
Sel Tumor	$1,30 \times 10^{-9} \pm 0,01$	-
Otak	$2,69 \times 10^{-13} \pm 0,01$	0,021
Tengkorak Kepala	$7,56 \times 10^{-14} \pm 0,01$	0,006
Kerangka Wajah	$1,24 \times 10^{-13} \pm 0,01$	0,0096
Tulang Belakang	$3,06 \times 10^{-17} \pm 0,01$	0,000002
Jaringan Lunak	$1,78 \times 10^{-15} \pm 0,01$	0,0001
Kulit	$5,87 \times 10^{-14} \pm 0,01$	0,005

Lama waktu terapi bergantung pada paparan radiasi yang diterima pasien. Oleh karena itu lama waktu penyinaran harus direncanakan dengan tepat agar diperoleh dosis yang sesuai dengan anjuran dokter dalam waktu yang sesingkat mungkin. Penentuan lama waktu terapi bertujuan untuk mengurangi risiko efek samping yang disebabkan dari berkas α yang ditembakkan ke dalam tubuh pasien. Dosis letal yang dibutuhkan untuk membunuh sel tumor *kraniofaringioma* adalah 54 Gy (Cohen *et al.*, 2024). Pada penelitian ini digunakan arus sebesar 1nA, untuk mencapai dosis yang dibutuhkan untuk mematikan sel tumor diperlukan $3,12 \times 10^{12}$ berkas α didapatkan total lama waktu terapi yaitu $(13,3 \pm 0,01)$ detik. Lama waktu penyinaran untuk masing-masing energi dapat dilihat seperti pada Tabel 3.

Tabel 3. Lama waktu penyinaran.

Penyinaran	Energi (MeV)	Waktu (detik)
1	450	2,84
2	445	2,88
3	440	3,61
4	430	2,24
5	425	1,75

KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa simulasi terapi α dari arah kiri dapat dilakukan dengan menggunakan 5 variasi energi yaitu pada energi 425, 430, 440, 445, dan 450 MeV, sehingga diperoleh distribusi dosis pada sel tumor tumor kraniofaringioma adalah sebesar $(1,30 \pm 0,01) \times 10^{-9}$ Gy dengan tingkat isodosis sebesar 62%. Pada saat simulasi pemodelan dilakukan terdapat 6 organ sehat di sekitar sel tumor mendapatkan dosis hambur dari partikel α dan dosis hambur partikel sekunder. Organ sehat yang menerima dosis paling besar adalah organ otak yaitu $(2,69 \pm 0,01) \times 10^{-13}$ Gy, di mana dosis tersebut masih dalam batas aman OAR, perbandingan dosis sel sehat dengan sel tumor sebesar 0,021%. Lama waktu terapi total yang dibutuhkan untuk terapi tumor *kraniofaringioma* dengan dosis lethal 54 Gy dan arus 1 nA yaitu $(13,3 \pm 0,01)$ detik.

UCAPAN TERIMA KASIH

Dalam penelitian yang telah dilaksanakan, penulis mengucapkan kepada Bapak/Ibu Pembimbing yang telah membantu penulis selama penelitian dilaksanakan serta Bapak Dr. Azizul Khakhim yang telah meminjamkan penulis software MCNP6

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Adlien, D., & Adlyte, R. (2019). *Dosimetry principles, dose measurements and radiation*. Kaunas : Kaunas University of Technology.
- [2] Alatas, Z., Hidayati, S., Akhadi, Purba, M., Purwadi, D., Ariyanto, S., Winarno, H., Rismiyanto, Sofyatiningrum, E., Sofyatiningrum, Hendriyanto, Widyastono, H., Parmanto, E.M., Syahril. (2011). *Buku pintar nuklir*. Jakarta : BATAN.
- [3] Apriantoro, N. H., Prananto, L. & Setiawan, B. (2019). Dosis radiasi lensa mata pada pemotretan orbita postero anterior (Pa) axial dan pa axial reverse. *Prosiding Seminar Nasional Pakar 2019*, 191–196.
- [4] Ardana, I., & Sardjono, Y. (2017). Optimization of a neutron beam shaping assembly design for BNCT and its dosimetry simulation based on MCNPX. *Tri Dasa Mega*, 19(3) : 121-130.
- [5] Byun, H.K., Han, M.C., Yang, K., Kim, J.S., Yoo, G.S., Koom, W.S., Kim, Y.B. (2021). Physical and biological characteristics of particle therapy for oncologists. *Cancer Res Treat*, 53(3):611-620.
- [6] Goorley, T. Pelowitz, D. dan Zukaitis, T. (2012). Initial MCNP 6 release overview. LANL, *Nuclear Technology*. LA-UR-11-07082. No.180 : 298-315.
- [7] Mairani, A., Mein, S., Blakely, E., Debus, J., Durante, M., Ferrari, A., Fuchs, H., Georg, D., Grosshans, D.R., Guan, F., Haberer, T., Harrabi, S., Horst, F., Inaniwa, T., Karger, C.P., Mohan, R., Paganetti, H., Parodi, K., Sala, P., Schuy, C., Tessonier, T., Titt, U., and Weber, U. (2022). Roadmap: helium ion therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 67(1):4 – 51.
- [7] Newhauser, W. D. & Zhang, R. (2015). The physics of proton therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 60(8):R155–R209.
- [7] Shen, S., DeNardo, G.L., Yuan, A., DeNardo, D.A., & DeNardo, S.J. (2017). Plasmonic gold nanoparticles as a delivery system for targeted radionuclide therapy. *Nanomedicine*, 12(11):1285-1299.
- [7] Zarifi, S., Ahangari, H. T., Jia, S. B., Tajik-Mansoury, M. A., Najafzadeh, M., & Firouzjaei, M. P. (2020). Bragg peak characteristics of proton beams within therapeutic energy range and the comparison of stopping power using the GATE Monte Carlo simulation and the NIST data. *Journal of Radiotherapy inPractice*, 19(2): 173-180.

