

**OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)
PADA KANKER OLIGOMETASTASIS OVARIUM MENGGUNAKAN
PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS) V3.35**

SKRIPSI

Oleh:
AL FIYATUZ ZUHROH
NIM. 220604110003



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2026**

**OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)
PADA KANKER OLIGOMETASTASIS OVARIUM MENGGUNAKAN
PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS) V3.35**

SKRIPSI

**Diajukan kepada:
Fakultas Sains dan Teknologi
Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang
Untuk Memenuhi Salah Satu Persyaratan Dalam
Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)**

**Oleh:
Al Fiyatuz Zuhroh
NIM. 220604110003**

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2026**

HALAMAN PERSETUJUAN

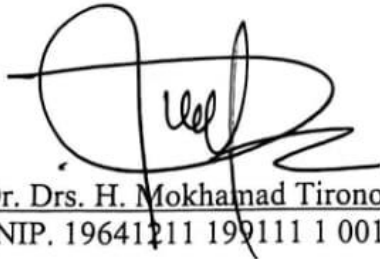
**OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) PADA
KANKER OLIGOMETASTASIS OVARUM MENGGUNAKAN *PARTICLE
AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS) V3.35**

SKRIPSI

Oleh:
Al Fiyatuz Zuhroh
NIM. 220604110003

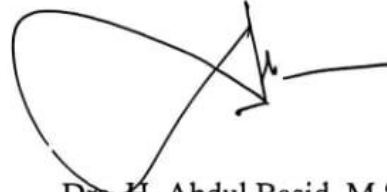
Telah Diperiksa dan Disetujui untuk Diuji
Pada tanggal, 23 Februari 2026

Dosen Pembimbing I



Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si.
NIP. 19641211 199111 1 001

Dosen Pembimbing II



Drs. H. Abdul Basid, M.Si.
NIP. 19650504 199003 1 003

Mengetahui,
Ketua Program Studi



Farid Samsir Hananto, M.T
NIP. 19740513 200312 1 001





HALAMAN PENGESAHAN

**OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) PADA
KANKER OLIGOMETASTASIS OVARIUM MENGGUNAKAN *PARTICLE
AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS) V3.35**

SKRIPSI

Oleh:
Al Fiyatuz Zubroh
NIM. 220604110003

Telah Dipertahankan Di Depan Dewan Penguji
Dan Diterima Sebagai Salah Satu Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarja Sains (S.Si)
Pada Tanggal, 5 Maret 2026

Penguji Utama	: <u>Dr. H. Agus Mulyono, M.Kes.</u> NIP. 19750808 199903 1 003	
Ketua Penguji	: <u>Arista Romadani, M.Sc.</u> NIP. 19900905 201903 1 018	
Sekretaris Penguji	: <u>Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si.</u> NIP. 19641211 199111 1 001	
Anggota Penguji	: <u>Drs. H. Abdul Basid, M.Si.</u> NIP. 19650504 199003 1 003	

Mengesahkan,
Ketua Program Studi



Farid Samudra Nananto, M.T
NIP. 19740513 200312 1 001

PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : AL FIYATUZ ZUHROH
NIM : 220604110003
Jurusan : FISIKA
Fakultas : SAINS DAN TEKNOLOGI
Judul Penelitian : Optimasi Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT)
Pada Kanker Oligometastasis Ovarium Menggunakan
Particle And Heavy Ion Transport Code System (PHITS) V3.35

Menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa hasil penelitian saya ini tidak terdapat unsur-unsur penjiplakan karya penelitian atau karya ilmiah yang pernah dilakukan atau dibuat oleh orang lain, kecuali yang tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka. Apabila ternyata hasil penelitian ini terbukti terdapat unsur-unsur jiplakan maka saya bersedia untuk menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Malang, Maret 2026
Yang Membuat Pernyataan



Al Fiyatuz Zuhroh
NIM. 220604110003

MOTTO

“Allah tidak membebani seseorang melainkan sesuai dengan kesanggupannya. Dia mendapat (pahala) dan (kebajikan) yang dikerjakannya dan mendapat (siksa) dari (kejahatan) yang diperbuatnya”.

(Q.S Al-Baqarah:286)

“Hatiku tenang karena mengetahui bahwa apa yang melewatkanmu tidak akan pernah menjadi takdirku, dan apa yang ditakdirkan untukku tidak akan pernah melewatkanmu”

(Umar Bin Khattab)

Orang tua di rumah menanti kepulanganmu dengan hasil yang membanggakan, jangan kecewakan mereka. Simpan keluhmu, sebab letihmu tak sebanding dengan perjuangan mereka menghidupimu.

“Aku membahayakan nyawa ibuku saat lahir ke dunia, jadi tidak mungkin aku tidak ada artinya.”

“Life can be heavy, especially if you try to carry it all at once. Part of growing up and moving into new chapters of your life is about catch and release”

-Taylor Swift

HALAMAN PERSEMBAHAN

Skripsi ini saya persembahkan dengan tulus kepada kedua orang tua tercinta, Bapak dan Ibu yang senantiasa menemani setiap langkah perjuangan pendidikan saya. Terima kasih atas curahan kebahagiaan dan pengorbanan yang tak terhingga; semoga Allah Swt. memberkahi segala kebaikan Bapak dan Ibu. Rasa terima kasih juga saya tujukan kepada kedua kakak sepupu saya, nenek serta seluruh keluarga dan sahabat yang telah memberikan dukungan luar biasa.

Kepada keluarga besar Fisika UIN Malang, khususnya rekan-rekan perjuangan Biofisika angkatan 2022, terima kasih atas semangat, doa, dan kebersamaannya. Sampai jumpa di masa depan di tempat terbaik yang diberkahi-Nya. Semoga ilmu yang kita pelajari menjadi berkah dan manfaat bagi sesama. Aamiin.

KATA PENGANTAR

Segala puji syukur bagi Allah SWT atas limpahan kasih sayang, rahmat , taufiq, dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Optimasi Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Pada Kanker Oligometastasis Ovarium Menggunakan Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS) V3.35” sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana pada program studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang. Shalawat serta salam senantiasa tercurah kepada Nabi Muhammad SAW, beserta keluarga, sahabat, dan seluruh pengikutnya hingga akhir zaman.

Dalam proses penyusunan skripsi ini, penulis mendapatkan banyak bantuan, bimbingan, serta dukungan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan segala kerendahan hati, penulis sampaikan terima kasih kepada:

1. Allah SWT atas segala nikmat yang tak terhitung jumlahnya, yang telah memberikan kemudahan dalam setiap kesulitan dan kelapangan dalam setiap kesempitan, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini dengan baik.
2. Teristimewa dengan penuh cinta kedua orang tua Penulis, Ayah Sugeng Duni dan Ibu Rita Chairiyati, Amd.Keb., yang selalu mengusahakan sekuat tenaga untuk anak pertamanya ini bisa menempuh pendidikan setinggi-tingginya. Kepada cinta pertama saya yaitu ayahanda, terimakasih atas setiap cucuran keringat dan kerja keras yang engkau tukarkan sebuah nafkah demi anakmu bisa sampai di tahap ini, dan terimakasih telah menjadi contoh untuk selalu menjadi anak perempuan yang kuat. Untuk pintu surga saya yaitu Ibu, terimakasih atas segala sumber kekuatan, motivasi, pesan dan doa yang senantiasa dilangitkan

untuk kedua anaknya, serta kasih sayang tanpa batas serta kesabaran dan pengorbanan yang selalu mengiringi perjalanan hidup anakmu. Terima kasih atas segala hal yang ayah dan ibu berikan yang tak terhitung jumlahnya.

3. Adik penulis, Ainun Sochichun Nisa' dan Keluarga besar penulis, yang telah memberikan dukungan dan semangat agar penulis dapat menyelesaikan studi.
4. Prof. Dr. Hj. Ilfi Nur Diana, M.Si., selaku rektor Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
5. Dr. H. Agus Mulyono, S.Pd., M.Kes., selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
6. Farid Samsu Hananto S.Si., M.T., selaku Ketua Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
7. Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si., dan Drs. Abdul Basid, M.Si., selaku pembimbing skripsi.
8. Dr. H. Agus Mulyono, S.Pd., M.Kes., dan Arista Romadhoni, M.Sc., selaku dewan penguji skripsi.
9. Prof. Yohannes Sardjono, APU., Ir. Gede Sutrisna Wijaya, Ir. Isman Mulyadi Triatmoko, Fendinugroho M.Sc., selaku pembimbing MBKM di PRTKMMN BRIN Yogyakarta yang telah memberikan banyak ilmu dan pengalaman selama pelaksanaan MBKM.
10. Seluruh Dosen dan Staff Akademik Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
11. Teruntuk Putri Nur Cahyani, yang selalu menemani, memberi motivasi dan semangat yang luar biasa dari awal perkuliahan hingga saat ini. Terimakasih

telah menjadi sahabat yang baik bahkan seperti saudara. Terimakasih karena selalu mendengarkan keluh kesah penulis selama berada di perkuliahan.

12. Bella Nur Khanifah, sahabat penulis yang selalu memberi semangat yang luar biasa dari penulis SMA hingga saat ini. Terima kasih telah menjadi sahabat yang baik bahkan seperti saudara. Terima kasih karena tidak pernah meninggalkan penulis sendirian, selalu menjadi garda terdepan disaat penulis membutuhkan bantuan serta selalu mendengarkan keluh kesah penulis meskipun berada jauh.
13. Mannanu, Nurul dan Siska yang juga telah banyak membantu, menemani, menjadi pendengar yang baik untuk penulis hingga penulis mampu melewati fase skripsi ini.
14. Syifa, Galih, Gabriel, Salma, Nisa, Insi, Zahra, Aila, dan Alviana yang telah menemani selama proses MBKM berjalan.
15. Gavra, Gavri, Intan, Delima, Fatma, Datur, Dewi dan Fitri yang telah berbagi suka dan duka selama 1 tahun di mabna.
16. Terima kasih kepada teman-teman fisika angkatan 2022, khususnya biofis yang telah menemanis penulis berproses dari maba.
17. Dan semua pihak yang tidak bisa penulis sebutkan satu persatu, terimakasih atas do'a, bantuan serta dukungan yang diberikan kepada penulis.
18. Terakhir, penulis ingin mengucapkan terimakasih yang mendalam kepada diri sendiri. Terimakasih atas perjalanan panjang yang telah dilalui sampai sejauh ini. Terima kasih untuk tetap hidup dan merayakan dirimu sendiri. Tetaplah menjadi manusia yang mau berusaha dan tidak lelah untuk mencoba. Skripsi ini mungkin tidak sempurna, tetapi proses ini menjadi pengalaman yang penuh makna dan menjadi pembelajaran pribadi yang mendalam. Walau terkadang

harapanmu tidak sesuai dengan apa yang semesta berikan, tetaplah belajar menerima dan mensyukuri apapun yang terjadi. Semoga selalu diberkahi di setiap perjalanannya dan selalu dikelilingi orang baik di sekitarnya. Serta, semoga doamu satu persatu akan terjawab. Aamminn-

Malang, 23 Februari 2026

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN PERSETUJUAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN	v
MOTTO	vi
HALAMAN PERSEMBAHAN	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR TABEL	xv
ABSTRAK	xvi
ABSTRACT	xvii
مستخلص البحث	xviii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	6
1.3 Tujuan.....	7
1.4 Batasan Masalah.....	7
1.5 Manfaat Penelitian.....	8
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	9
2.1 Kanker Ovarium	9
2.1.1 Epidemiologi Kanker Ovarium.....	9
2.1.2 Histologi subtype dan stadium kanker ovarium	11
2.1.3 Metastasis kanker ovarium	14
2.1.4 Faktor resiko kanker	15
2.1.5 Diagnosa dan Tindakan	16
2.1.6 Definisi volume target untuk perencanaan radioterapi	16
2.1.7 Perbaikan DNA pasca irradiasi.....	19
2.2 Boron Neutron Capture Therapy	20
2.2.1 Boron <i>carrier</i>	22
2.2.2 Sumber Neutron.....	23
2.2.3 Komponen Dosis BNCT	24
2.2.4 Interaksi neutron dengan materi	25
2.2.4 Laju dosis BNCT	27
2.2.5 waktu iradiasi.....	27
2.2.6 Dosis Ekuivalen	28
2.2.7 Dosis Efektif	28
2.3 Monte Carlo PHITS.....	29
2.4 Penelitian Relevan.....	30
BAB III METODE PENELITIAN	33
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	33
3.2 Alat dan Bahan	33
3.2.1 Perangkat Keras	33
3.2.2 Perangkat Lunak	33
3.2.3 Bahan Penelitian	34

3.3 Variabel Penelitian	34
3.4 Rancangan Penelitian	35
3.4.1 Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)	36
3.4.2 Pemodelan Geometri Kanker	39
3.4.3 Pemodelan Beam Shapping Assembly (BSA)	41
3.4.4 Validasi hasil simulasi	43
3.5 Teknik Analisis Hasil Penelitian	45
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....	48
4.1 Hasil Penelitian.....	48
4.1.1 Pemodelan Geometri Kanker.....	50
4.1.2 Pemodelan sumber Neutron.....	51
4.1.3 Laju Dosis Total.....	55
4.1.4 Waktu Iradiasi.....	60
4.1.5 Dosis Equivalent.....	62
4.1.6 Dosis Efektif	65
4.2 Pembahasan	67
4.2.1 Pemodelan Geometri Phantom	67
4.2.2 Pemodelan Sumber Neutron	69
4.2.3 Laju Dosis	71
4.2.4 Waktu Iradiasi.....	73
4.2.5 Dosis Equivalent.....	76
4.2.6 Dosis Efektif	78
4.3 Pengobatan BNCT menurut perspektif Al-Qur'an.....	81
BAB V PENUTUP.....	84
5.1 Kesimpulan.....	84
5.2 Saran	85
DAFTAR PUSTAKA	86
LAMPIRAN.....	93

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Anatomi Ovarium (Gibson E, n.d.)	10
Gambar 2.2 Gambar Reaksi Boron dengan Neutron dalam terapi BNCT (Miyatake et al., 2020)	21
Gambar 2.3 Agen pembawa boron (Miyatake et al., 2020)	23
Gambar 2.4 Ilustrasi Beam Shapping Assembly (Nakamura et al., 2022)	24
Gambar 2.5 Ilustrasi hamburan neutron (Zhu et al., 2024).....	24
Gambar 2.6 Ilustrasi penangkapan neutron (Zhu et al., 2024).....	27
Gambar 3.1 Diagram alir penelitian.....	36
Gambar 3.2 Algoritma PHITS	37
Gambar 3.3 Ilustrasi Phantom pada wanita dewasa.....	41
Gambar 3.4 Citra CT-Scan kanker oligometastasis ovarium.....	41
Gambar 3.5 Diagram alir pemodelan geometri kanker dan jaringan sehat.....	42
Gambar 3.6 Replikasi BSA I Made Ardhana.....	43
Gambar 3.7 Diagram alir optimasi Beam Shaping Assembly (BSA).....	44
Gambar 3.8 Diagram alir proses validasi hasil simulasi	45
Gambar 3.9 Diagram alir teknik analisis hasil penelitian	45
Gambar 4.1 Geometri kanker dari perpotongan axial.....	51
Gambar 4.2 Geometri kanker dari perpotongan Sagittal	52
Gambar 4.3(a) Visualisasi arah iradiasi posterior-anterior pada potongan axial ..	54
Gambar 4.3(b) Visualisasi arah iradiasi left lateral pada potongan sagittal.....	54
Gambar 4.4(a) Visualisasi lintasan partikel pada arah iradiasi posterior-anterior	55
Gambar 4.4(b) Visualisasi lintasan partikel pada arah iradiasi left lateral	55
Gambar 4.5 Grafik fluks neutron termal, epithermal, dan neutron cepat	56
Gambar 4.6 Laju Dosis Total Posterior-Anterior (PA).....	60
Gambar 4.7 Laju Dosis Total Left Lateral (LLAT)	61
Gambar 4.8 Grafik Waktu Iradiasi di setiap arah penyinaran.....	62
Gambar 4.9 Dosis Equivalent pada arah iradiasi PA	64
Gambar 4.10 Dosis Equivalent pada arah iradiasi LLAT	65
Gambar 4.11 Grafik hasil perbandingan dosis efektif masing masing arah iradiasi	66

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Klasifikasi stadium kanker ovarium (Toptas et al., 2016).....	12
Tabel 2.2 Parameter sumber neutron BSA berdasarkan IAEA (Ardana & Sardjono, 2017)	24
Tabel 2.3 Nilai faktor bobot pada setiap dosis (Kumada & Takada, 2018).....	28
Tabel 2.4 Nilai faktor bobot masing-masing jaringan (ICRP, 2007).....	29
Tabel 3.1 Spesifikasi alat penelitian.....	34
Tabel 3.2 perangkat lunak yang digunakan untuk penelitian.....	35
Tabel 3.3 Bahan Penelitian	35
Tabel 3.4 <i>Section</i> input PHITS.....	38
Tabel 3.5 Material yang digunakan di Beam Shaping Assembly Ardana	43
Tabel 3.6 Parameter IAEA yang harus dipenuhi	44
Tabel 4.1 Hasil validasi karakteristik keluaran neutron BSA menggunakan water phantom berdasarkan kriteria IAEA	53
Tabel 4.2 Akumulasi boron-10 pada target kanker dan jaringan sehat.....	53
Tabel 4.3 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 100 µg dengan model iradiasi postero-anterior phantom	56
Tabel 4.4 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 120 µg dengan model iradiasi postero-anterior phantom	57
Tabel 4.5 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 145 µg dengan model iradiasi postero-anterior phantom	57
Tabel 4.6 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 100 µg dengan model iradiasi left lateral phantom.....	58
Tabel 4.7 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 120 µg dengan model iradiasi left lateral phantom.....	59
Tabel 4.8 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 145 µg dengan model iradiasi left lateral phantom.....	59
Tabel 4.9 Nilai waktu iradiasi GTV	62
Tabel 4.10 Dosis ekuivalen pada organ sehat (OAR) untuk setiap variasi arah penyinaran dan konsentrasi boron-10.....	63
Tabel 4.11 Tabel perbandingan dosis ekuivalen pada masing-masing organ sehat (OAR) terhadap dosis toleransi organ beserta efek setelah iradiasi dilakukan	67

ABSTRAK

Zuhroh, Al Fiyatuz.2026. **Optimasi Dosis *Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)* Pada Kanker Oligometastasis Ovarium Menggunakan *Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)* V3.35**. Skripsi. Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
Pembimbing: (1) Prof. Dr. Drs. Mokhammad Tirono, M.Si. (2) Drs. Abdul Basid, M.Si.

Kata Kunci: BNCT, kanker ovarium, Monte Carlo, PHITS, optimasi dosis, boron-10.

Kanker merupakan salah satu penyebab utama kematian di dunia, termasuk kanker ovarium yang umumnya terdiagnosis pada stadium lanjut dan memiliki prognosis yang buruk. Salah satu pendekatan terapi berbasis radiasi yang menjanjikan adalah Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), yaitu teknik radioterapi biner yang memanfaatkan reaksi penangkapan neutron oleh boron-10 untuk menghasilkan partikel alfa dan litium yang bersifat sitotoksik dengan jangkauan sangat pendek. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh variasi konsentrasi boron-10 dan arah iradiasi terhadap distribusi dosis pada kasus kanker ovarium oligometastasis di kelenjar getah bening para-aorta, serta menentukan kondisi iradiasi yang optimal. Simulasi dilakukan menggunakan metode Monte Carlo dengan perangkat lunak PHITS versi 3.35 dan phantom ORNL wanita dewasa. Variasi konsentrasi boron yang digunakan adalah 100 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 145 $\mu\text{g/g}$ dengan dua arah iradiasi, yaitu Postero-Anterior (PA) dan Left Lateral (LLAT). Parameter yang dianalisis meliputi distribusi fluks neutron, laju dosis total, waktu iradiasi untuk mencapai dosis terapi 50 Gy pada GTV, dosis ekuivalen organ at risk (OAR), serta dosis efektif. Hasil penelitian menunjukkan bahwa peningkatan konsentrasi boron meningkatkan laju dosis pada GTV dan memperpendek waktu iradiasi. Arah iradiasi PA menghasilkan dosis ekuivalen dan dosis efektif yang lebih rendah dibandingkan LLAT. Dosis efektif pada arah PA berada pada kisaran 0,0173 - 0,0148 Sv, sedangkan pada arah LLAT sebesar 0,1388 - 0,0886 Sv. Berdasarkan evaluasi laju dosis, waktu iradiasi, dosis ekuivalen, dan dosis efektif, kondisi optimal diperoleh pada arah iradiasi PA dengan konsentrasi boron-10 sebesar 145 $\mu\text{g/g}$, karena mampu mencapai dosis terapi dengan waktu iradiasi paling singkat serta memberikan paparan minimal pada organ sehat.

ABSTRACT

Zuhroh, Al Fiyatuz.2026. *Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Dose Optimization for Ovarian Cancer Oligometastatic Using Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS) V3.35*. Undergraduated Thesis. Department of Physics, Faculty of Sains and Technology, Maulana Malik Ibrahim State Islamic University, Malang.
Supervisor: (1) Prof. Dr. Drs. Mokhamad Tirono, M.Si. (2) Drs. Abdul Basid, M.Si.

Keywords: BNCT, Ovarian Cancer, Monte Carlo, PHITS, Dose Optimization, boron-10.

Cancer is one of the leading causes of death worldwide, including ovarian cancer, which is often diagnosed at an advanced stage and associated with poor prognosis. One promising radiation-based treatment approach is Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), a binary radiotherapy technique that utilizes the neutron capture reaction of boron-10 to produce high linear energy transfer (LET) alpha particles and lithium nuclei with a very short path length. This study aims to evaluate the effect of boron-10 concentration and irradiation direction on dose distribution in an oligometastatic ovarian cancer case located in the para-aortic lymph nodes, as well as to determine the optimal irradiation condition. Monte Carlo simulations were performed using PHITS version 3.35 and an adult female ORNL phantom. The investigated boron-10 concentrations were 100 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, and 145 $\mu\text{g/g}$ with two irradiation directions: Postero-Anterior (PA) and Left Lateral (LLAT). The analyzed parameters included neutron flux distribution, total dose rate, irradiation time required to reach the therapeutic dose of 50 Gy at the GTV, equivalent dose to organs at risk (OAR), and effective dose. The results show that increasing boron concentration enhances the dose rate at the GTV and reduces irradiation time. The PA direction produces lower equivalent and effective doses compared to LLAT. The effective dose for PA ranges from 0.0173 to 0.0148 Sv, whereas for LLAT it ranges from 0.1388 to 0.0886 Sv. Based on the evaluation of dose rate, irradiation time, equivalent dose, and effective dose, the optimal condition is achieved with PA irradiation at a boron-10 concentration of 145 $\mu\text{g/g}$, as it delivers the therapeutic dose in the shortest irradiation time while minimizing exposure to healthy organs.

مستخلص البحث

زهرة، الفياتوز. ٢٠٢٦. تحسين جرعة العلاج بالتقاط النيوترونات بالبورون (BNCT) لسرطان المبيض قليل الانتشار باستخدام نظام ترميز نقل الجسيمات والأيونات الثقيلة (PHITS) الإصدار ٣.٣٥. رسالة بكالوريوس. قسم الفيزياء، كلية العلوم والتكنولوجيا، جامعة مولانا مالك إبراهيم الإسلامية الحكومية، مالانج. المشرفون: (١) الأستاذ الدكتور محمد تيرونو، ماجستير العلوم. (٢) الدكتور عبد الباسط، ماجستير العلوم.

الكلمات المفتاحية: BNCT، سرطان المبيض، مونت كارلو، PHITS، تحسين الجرعة، البورون-10.

يُعدّ السرطان أحد الأسباب الرئيسية للوفاة في جميع أنحاء العالم، بما في ذلك سرطان المبيض، الذي يُشخص عادةً في مراحل متقدمة ويكون مآله سيئًا. ومن بين أساليب العلاج الإشعاعي الواعدة، العلاج بالتقاط النيوترونات بالبورون (BNCT)، وهي تقنية علاج إشعاعي ثنائية تستخدم تفاعل التقاط النيوترونات للبورون-10 لإنتاج جسيمات ألفا والليثيوم، وهما مادتان سامتان للخلايا ذات مدى قصير جدًا. تهدف هذه الدراسة إلى تقييم تأثير تغييرات تركيز البورون-10 واتجاه الإشعاع على توزيع الجرعة في حالات سرطان المبيض قليل الانتشار في العقد اللمفاوية حول الأبر، بالإضافة إلى تحديد ظروف الإشعاع المثلى. أُجريت عمليات المحاكاة باستخدام طريقة مونت كارلو مع برنامج PHITS الإصدار 3.35 ونموذج محاكاة لأنثى بالغة من مختبر أوك ريدج الوطني (ORNL). تم استخدام تراكيز مختلفة من البورون، وهي 100 ميكروغرام/غرام، و120 ميكروغرام/غرام، و145 ميكروغرام/غرام، مع اتجاهين للإشعاع: الأمامي الخلفي (PA) والجانب الأيسر (LLAT). شملت المعايير التي تم تحليلها توزيع تدفق النيوترونات، ومعدل الجرعة الكلية، وزمن الإشعاع اللازم لتحقيق جرعة علاجية قدرها 50 غراي على حجم الورم الإجمالي (GTV)، والجرعة المكافئة للأعضاء المعرضة للخطر (OAR)، والجرعة الفعالة. أظهرت النتائج أن زيادة تركيز البورون تزيد من معدل الجرعة على حجم الورم الإجمالي (GTV) وتقلل من زمن الإشعاع. وقد أنتج اتجاه الإشعاع الأمامي الخلفي (PA) جرعات مكافئة وجرعات فعالة أقل من اتجاه الإشعاع الجانبي الأيسر (LLAT). تراوحت الجرعة الفعالة في اتجاه الإشعاع الأمامي الخلفي (PA) بين 0.0173 و0.0148 سيفرت، بينما تراوحت في اتجاه الإشعاع الجانبي الأيسر (LLAT) بين 0.1388 و0.0886 سيفرت. بناءً على تقييم معدل الجرعة، ووقت التشعيع، والجرعة المكافئة، والجرعة الفعالة، تم الحصول على الحالة المثلى في اتجاه التشعيع PA بتركيز بورون-10 يبلغ 145 ميكروغرام/غرام، لأنه كان قادرًا على تحقيق جرعة علاجية بأقصر وقت تشعيع وتوفير الحد الأدنى من التعرض للأعضاء السليمة.

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kanker merupakan penyebab kematian terbanyak di dunia, dengan perkiraan 9,6 juta kematian setiap tahunnya (World Health Organization, n.d.). Menurut GLOBOCAN 2020, terdapat 19.3 juta kasus kanker baru di dunia, dengan kanker ovarium menyumbang sekitar 324.603 kasus baru dan 206.956 kematian (Ferlay et al., 2021). Di Indonesia, berdasarkan data Global Burden of Cancer Study (GLOBOCAN) 2020 dari World Health Organization (WHO), tercatat sebanyak 396.914 kasus kanker baru dengan 234.511 kematian akibat penyakit tersebut. WHO juga memperkirakan bahwa pada tahun 2040, jumlah kasus kanker di Indonesia dapat meningkat hingga 81%, yang sebagian besar disebabkan oleh rendahnya kesadaran terhadap upaya pencegahan dan keterbatasan akses perawatan yang memadai (Collaborators, 2020).

Kanker diperlihatkan oleh adanya pertumbuhan sel abnormal dan ganas yang dapat menyebar ke seluruh tubuh melewati peredaran darah maupun saluran limfa. Sel ini ini mampu menyebar pada jaringan lunak seperti organ-organ maupun jaringan padat seperti tulang. Salah satu jenis kanker yang sering menyerang wanita dewasa adalah kanker Ovarium. American Cancer Society (2020) menyatakan bahwa 1 dari 78 wanita berisiko untuk menderita kanker ovarium selama hidupnya. Di Indonesia, kanker ovarium menempati peringkat ketiga di antara kematian terkait kanker (Prihantono et al., 2023). Tingginya angka kematian terutama disebabkan oleh sulitnya deteksi dini, karena sebagian besar kasus didiagnosis pada stadium lanjut, yang seringkali memerlukan perawatan intensif dan menyebabkan

prognosis yang buruk (Xiao et al., 2024). Terdapat banyak cara yang dilakukan untuk menangani penyakit mematikan ini mulai dari pembedahan sampai radioterapi. Dalam ajaran Islam, diyakini bahwa setiap penyakit, seberat apa pun, dapat disembuhkan atas izin Allah. Sebagaimana firman Allah dalam Q.S Asy Syu'ara[26]:80,

وَإِذَا مَرِضْتُ فَهُوَ يَشْفِينِ

Artinya: “Dan apabila aku sakit, Dialah yang menyembuhkan aku” (QS. Asy-Syu'ara [26]: 80)

Menurut Quraish Shihab dalam *Tafsir Al-Mishbah*, ayat tersebut menegaskan bahwa hanya Allah yang memiliki kekuasaan mutlak dalam proses penyembuhan. Meskipun manusia berperan aktif dalam mencari pengobatan dan melakukan usaha medis, hakikat kesembuhan tetap datang dari Allah. Redaksi ayat yang menggunakan frasa “apabila aku sakit” bukan “apabila Allah membuat aku sakit” menunjukkan bahwa penyakit merupakan bagian alami dari kehidupan manusia, yang bisa terjadi karena berbagai sebab duniawi. Namun demikian, ketika kesembuhan diperoleh, Al-Qur'an menisbatkannya secara langsung kepada Allah sebagai bentuk pengakuan atas kekuasaan dan kasih sayang-Nya. Quraish Shihab juga menjelaskan bahwa makna penyembuhan “*yasyfiin*” mencakup kesembuhan fisik, psikis, maupun spiritual. Melalui ayat ini, manusia diajak untuk menyadari keterbatasannya, memperkuat ikhtiar disertai tawakal, serta memandang sakit sebagai sarana introspeksi diri dan pengingat akan nikmat kesehatan yang dianugerahkan Allah. Dengan demikian, konsep penyembuhan dalam Islam tidak hanya bersifat medis, tetapi juga spiritual dan moral, di mana keseimbangan antara usaha manusia dan kebergantungan kepada Allah menjadi kunci utama.

Dalam beberapa tahun terakhir, imunoterapi telah dianggap sebagai pengobatan potensial untuk kanker ovarium (L. Wang et al., 2025), terutama melalui penggunaan inhibitor titik pemeriksaan imun seperti anti-PD-1, anti-PD-L1, dan anti-CTLA-4. Namun, luaran klinisnya sederhana, terutama pada kasus yang resistan terhadap platinum, dengan tingkat respons seringkali di bawah 10% (Le Saux et al., 2021). Kemanjuran yang terbatas ini sebagian besar disebabkan oleh lingkungan mikro tumor immunosupresif dari kanker ovarium, yang ditandai dengan infiltrasi rendah sel T CD8+ sitotoksik dan kehadiran tinggi sel T regulator dan sel penekan turunan myeloid.

Lebih lanjut, imunoterapi sering menyebabkan efek samping yang berhubungan dengan imun dan memerlukan biomarker spesifik tumor, yang membuat penerapannya tidak konsisten di seluruh populasi pasien. Mengingat keterbatasan ini, modalitas pengobatan alternatif yang tidak bergantung pada aktivasi sistem imun sangat dibutuhkan (Le Saux et al., 2021). Selain metode ini, percobaan metode penyembuhan lainnya juga telah dicoba seperti pengobatan berbasis radiasi.

Diantara berbagai pengobatan berbasis radiasi, terapi *Stereotactic Body Radiation Therapy* (SBRT) telah dieksplorasi sebagai modalitas yang tepat yang menargetkan situs anatomi tertentu. Namun, kemanjurannya dibatasi oleh toksisitas pada jaringan sehat di sekitarnya (Kowalchuk et al., 2020). Pendekatan yang lebih menjanjikan adalah Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), teknik radiasi biner yang secara selektif menargetkan sel tumor yang diperkaya boron-10, menginduksi kerusakan mematikan melalui reaksi nuklir sambil menyelamatkan jaringan sehat di sekitarnya (He et al., 2021). Meskipun BNCT telah menunjukkan harapan pada

beberapa keganasan, penerapannya pada kanker ovarium sebagian besar masih belum dieksplorasi.

BNCT telah banyak diteliti pada kanker kepala dan leher rekuren, dengan beberapa studi melaporkan luaran yang baik, termasuk regresi tumor, tingkat respons hingga 76%, dan median survival yang mencapai hampir 24 bulan (Hirose et al., 2021). Namun, studi-studi ini dibatasi oleh jumlah pasien yang sedikit, waktu penyinaran yang lama, toksisitas akibat penyinaran seperti mukositis dan dermatitis oral, serta variabilitas penyerapan boron antar pasien, yang membatasi penerapan klinisnya yang lebih luas (Papulino et al., 2025). Selain itu, penerapan BNCT pada kanker ovarium belum dipelajari secara sistematis. Untuk mengatasi keterbatasan ini, studi ini mensimulasikan kasus kanker ovarium dengan oligorekurensi metastasis soliter pada kelenjar getah bening para-aorta, yang diklasifikasikan sebagai stadium IIIC FIGO (Toptas et al., 2016).

Dalam konteks ini, pendekatan dari sudut fisika nuklir menjadi penting untuk memahami mekanisme dasar yang mendasari efektivitas terapi BNCT. Dari sudut pandang fisika nuklir, BNCT menarik untuk dikaji karena memanfaatkan interaksi neutron dengan inti atom pada skala mikroskopik, khususnya reaksi penangkapan neutron oleh isotop boron-10. Reaksi ini memilikiampang lintang penangkapan neutron termal yang cukup besar, sehingga ketika neutron berinteraksi dengan boron-10 akan menghasilkan partikel alfa dan inti lithium yang memiliki Linear Energy Transfer (LET) tinggi dengan jarak lintasan sangat pendek, sekitar satu diameter sel. Karakteristik ini memungkinkan deposisi energi radiasi terjadi secara sangat lokal pada sel yang mengandung boron. Oleh karena itu, pemahaman mengenai distribusi fluks neutron,ampang lintang reaksi, serta

perhitungan dosimetri menjadi aspek penting dalam mengoptimalkan efektivitas terapi BNCT melalui pendekatan fisika.

Sejalan dengan kebutuhan tersebut, penelitian mengenai pemodelan dan optimasi dosis dalam terapi BNCT terus berkembang untuk meningkatkan efektivitas dan keamanannya. Dalam penelitian ini, digunakan simulasi metode Monte Carlo, yaitu teknik matematika untuk perhitungan ketidakpastian dalam model kuantitatif, yang digunakan untuk memprediksi dosimetri dalam perangkat terapi radiasi. Kode Monte Carlo yang dipilih adalah Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS), karena keunggulannya mensimulasi partikel dalam rentang energi luas dan perhitungan dosis yang lebih akurat (Zhong et al., 2023).

Particle and Heavy Ion Transport code System merupakan kode simulasi Monte Carlo yang memungkinkan simulasi transportasi berbagai jenis radiasi, termasuk proton, foton, ion berat, neutron, dan elektron (Carter et al., 2019). Dengan berbagai pustaka data dan reaksi nuklir pada rentang energi luas, yaitu 1 TeV PHITS dapat digunakan dalam akselerator linier (LINAC), radiologi, dan astronomi. Kode ini dapat mensimulasikan radiasi dalam geometri 3D serta kompatibel dengan Windows, Mac, dan Linux dan dapat dijalankan oleh semua sistem operasi, seperti Windows, Mac, dan Linux. Sehingga, perangkat lunak PHITS dapat digunakan dalam proses simulasi apapun (Sato et al., 2024).

Berbagai penelitian sebelumnya juga penting untuk menunjang penelitian ini. Kowalchuk et al. telah melakukan penelitian terhadap terapi kanker menggunakan konsentrasi 50 - 75 $\mu\text{g/g}$, dimana dosis paling efektif diperoleh pada dosis tertinggi (Kowalchuk et al., 2020). Laird et al. mensintesis nanopartikel BSH-

BPMO untuk terapi kanker ovarium dan terbukti dapat diserap secara efisien oleh sel kanker (Laird et al., 2023). Wang et al. membuktikan bahwa PHITS telah tervalidasi untuk simulasi BNCT serta mampu memodelkan distribusi neutron dan gamma dengan baik (Z. Wang et al., 2025). Hasil penelitian tersebut menegaskan bahwa konsentrasi boron dan pemodelan distribusi radiasi merupakan faktor penting dalam meningkatkan efektivitas BNCT.

Meskipun demikian, hingga saat ini belum terdapat penelitian yang secara khusus mengkaji dosis dan arah radiasi BNCT untuk kanker ovarium, padahal kedua faktor ini sangat krusial dalam implementasi BNCT. Penelitian ini bertujuan mengevaluasi pengaruh arah radiasi terhadap distribusi dosis pada jaringan kanker dan jaringan sehat, dengan arah radiasi PA (Posterior-Anterior) dan Leftlateral (LLAT) untuk memaksimalkan penyinaran pada sel kanker sekaligus meminimalkan paparan organ sehat. Penelitian ini juga menguji tiga variasi konsentrasi boron, yaitu 100 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 145 $\mu\text{g/g}$, yang dipilih untuk mengevaluasi kemungkinan peningkatan efektivitas serapan boron pada jaringan kanker ovarium serta mengetahui batas aman dosis radiasi yang dihasilkan pada kondisi konsentrasi maksimum.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana pengaruh konsentrasi boron terhadap dosis yang diterima oleh sel kanker dan jaringan sehat dalam menentukan konsentrasi optimum untuk terapi BNCT pada kanker ovarium?
2. Bagaimana pengaruh arah penyinaran terhadap dosis yang diterima oleh sel kanker dan jaringan sehat agar diperoleh penyinaran yang optimal?

3. Bagaimana perbandingan dosis ekuivalen dan dosis efektif yang diterima oleh jaringan sehat (OAR) dan sel kanker sebagai dasar penentuan kondisi optimum pada metode BNCT untuk kanker ovarium?

1.3 Tujuan

Tujuan penelitian ini adalah:

1. Untuk menganalisis pengaruh konsentrasi boron yang diterima oleh sel kanker dan jaringan sehat serta menentukan konsentrasi boron yang paling optimal untuk terapi BNCT pada kanker ovarium?
2. Untuk menganalisis pengaruh arah penyinaran yang optimal terhadap dosis yang diterima oleh sel kanker dan jaringan sehat agar diperoleh penyinaran yang optimal
3. Untuk menganalisis perbandingan dosis ekuivalen dan dosis efektif yang diterima oleh jaringan sehat (OAR) dan sel kanker sebagai dasar penentuan kondisi optimum pada metode BNCT untuk kanker ovarium.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah yang ada dalam penelitian ini adalah:

1. Model geometri kanker mengacu pada Oak Ridge National Library (ORNL) adult female phantom
2. Sumber neutron yang digunakan berasal dari *Sumitomo Heavy Industries* (SHI) dengan energi 30 MeV yang telah dioptimalkan oleh I Made Ardhana dan Yohannes Sardjono.
3. Histologi kanker yang disajikan dengan oligorekurensi metastasis soliter pada nodus para-aorta dengan volume GTV 2,52 cm³.

4. Komposisi material yang digunakan berasal dari International Commission on Radiological Protection ICRP 110 dan 145, Compendium Material dan PNNL.
5. Iradiasi dilakukan pada arah posterior anterior (PA) dan Leftlateral (LLAT).
6. Variabel konsentrasi boron adalah 100,120,145 $\mu\text{g/g}$.
7. Jumlah *history* partikel yang digunakan adalah 2×10^8 dengan rentang error antara 3% - 50% dan tetap $<5\%$ untuk area tumor.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah:

1. Memberikan kontribusi pada pengembangan ilmu pengetahuan di bidang radioterapi kanker, khususnya penerapan BNCT untuk kanker ovarium.
2. Mengembangkan penggunaan simulasi program PHITS dalam penentuan dosis radiasi pada terapi kanker dengan metode BNCT
3. Memberikan gambaran dosimetri BNCT pada kasus kanker ovarium dengan Phantom ORNL yang diberikan menggunakan aplikasi PHITS Versi 3.35
4. Menambah literatur ilmiah terkait pemanfaatan metode Monte Carlo melalui perangkat lunak PHITS dalam perencanaan terapi kanker.

BAB II

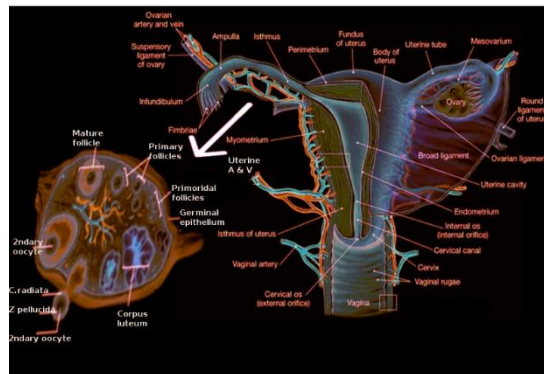
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kanker Ovarium

2.1.1 Epidemiologi Kanker Ovarium

Ovarium merupakan salah satu organ reproduksi wanita yang biasanya disebut sebagai indung telur berbentuk oval. Ovarium memproduksi dan menyimpan sel telur. Sel telur yang telah dihasilkan kemudian terlepas dari indung telur dan berjalan melalui tuba falopi menuju uterus. Apabila tidak ada sperma yang membuahi sel telur, maka terjadilah proses menstruasi (meluruhnya dinding rahim). Ovarium juga merupakan sebuah glandula endokrin yang menghasilkan hormon, salah satunya hormon estrogen dan progesteron, yang berperan mengatur perkembangan dan kesuburan reproduksi (Baheti et al., 2025).

Ovarium merupakan organ endokrin yang unik karena bersifat dinamis dan mengalami perubahan terus-menerus sepanjang masa dewasa (Clément & Monniaux, 2021). Kinerja ovarium ditunjang oleh struktur berbentuk sferoid yang berlapis-lapis dan memiliki banyak fase. Di dalamnya terdapat folikel ovarium yang berfungsi melindungi oosit serta menghasilkan berbagai hormon peptida dan steroid. Aktivitas ovarium diatur oleh berbagai mekanisme endokrin, parakrin, dan autokrin, yang memengaruhi beragam jenis sel ovarium seperti oosit, sel teka, dan sel granulosa (GCs). Mekanisme ini berperan penting dalam pengaturan perkembangan folikel, proses oogenesis, serta produksi hormon steroid (Nikanfar et al., 2021).



Gambar 2.1 Anatomi Ovarium (Gibson E, n.d.)

Gambar 2.1 menunjukkan anatomi ovarium yang digunakan untuk memahami struktur dan letak jaringan tempat terjadinya perkembangan kanker ovarium. Ilustrasi ini mempermudah penjelasan mengenai bagian bagian ovarium yang menjadi lokasi sel pertumbuhan abnormal.

Kanker ovarium merupakan pertumbuhan sel abnormal pada jaringan ovarium yang berkembang secara tidak terkendali. Penyakit ini termasuk salah satu jenis keganasan ginekologis paling mematikan setelah kanker serviks (Ferlay et al., 2021). Kanker ovarium juga memiliki tingkat fatalitas yang tinggi, dengan tingkat kelangsungan hidup lima tahun masih dibawah 50% (Vali et al., 2023).

Sebagian besar pasien tidak menunjukkan gejala pada tahap awal (asimtomatik), sehingga kanker sering terdiagnosis ketika telah mencapai stadium lanjut dan mengalami penyebaran atau metastasis, yang membuat tindakan pembedahan menjadi sulit dilakukan secara menyeluruh (Hong et al., 2024). Kesulitan dalam deteksi dini ini disebabkan oleh gejala yang tidak spesifik serta lokasi ovarium yang berada di dalam rongga panggul, sehingga sulit diraba, terutama pada wanita peri- hingga pascamenopause yang merupakan kelompok dengan risiko tertinggi (Meng et al., 2025).

Beberapa gejala yang sering muncul meliputi rasa kembung pada perut, perubahan pola buang air besar, penurunan berat badan tanpa sebab yang jelas, serta pembengkakan pada area abdomen (Huepenbecker et al., 2021). Kanker ovarium dapat terjadi pada wanita dari berbagai kelompok usia, namun insidensi tertinggi ditemukan pada usia 45 tahun keatas (Meng et al., 2025). Deteksi dini ketika tumor masih berukuran kecil dan terbatas pada ovarium menjadi faktor penentu utama dalam prognosis pasien.

2.1.2 Histologi subtype dan stadium kanker ovarium

Secara histologis, kanker ovarium diklasifikasikan berdasarkan jaringan asalnya. Menurut Ponnusamy & Batra, 2008, tumor ovarium berasal dari 3 komponen jaringan ovarium, yaitu: (1) epitel yang menutupi permukaan terluar ovarium, (2) sel germinal yaitu sel-sel yang menghasilkan ovum (oosit), dan sel stroma atau (3) sex-cord yaitu jaringan struktural yang menyokong ovarium dan menghasilkan hormon estrogen dan progesteron (sel granulosa, teka dan hilus). Klasifikasi berdasarkan asal jaringan ini penting untuk memahami mekanisme biologis, pola penyebaran, serta pendekatan terapi yang berbeda pada masing-masing tipe tumor ovarium. Dengan demikian, teori pembagian tumor ovarium ke dalam tiga komponen utama mencerminkan kompleksitas struktur ovarium dan berperan penting dalam menentukan strategi diagnostik maupun terapeutik yang tepat (Ponnusamy & Batra, 2008).

Berdasarkan stadium penyakitnya, kanker ovarium dibagi berdasarkan keadaan pasien penderita. Adanya pembagian berdasarkan klasifikasi ini dimaksudkan untuk menspesifikasi kategori kanker agar mendapatkan penanganan yang efektif. Dengan T menyatakan tumor dan N menyatakan

penyebaran kanker di kelenjar getah bening, dan M menyatakan metastasis kanker. Klasifikasi stadium kanker bisa dilihat pada tabel 2.1 :

Tabel 2.1 Klasifikasi stadium kanker ovarium (Toptas et al., 2016)

Stadium	FIGO dalam TNM	Keterangan
IA	T1a-N0-M0	Kanker ditemukan di dalam ovarium tunggal
IB	T1b-N0-M0	Kanker ditemukan di dalam kedua ovarium.
IC	T1c-N0-M0	Kanker ditemukan di dalam satu atau kedua ovarium dan salah satu dari berikut ini. a. Kanker juga ditemukan di permukaan luar salah satu atau kedua ovarium; atau b. Kapsul (penutup luar) ovarium telah pecah (terbuka); atau c. Sel-sel kanker ditemukan dalam cairan rongga peritoneum (rongga tubuh yang berisi sebagian besar organ di perut) atau dalam cucian peritoneum (jaringan yang melapisi rongga peritoneum).
IIA	T2a-N0-M0	Kanker telah menyebar ke rahim dan/atau saluran tuba (saluran panjang dan ramping yang dilalui telur dari ovarium ke rahim).
IIB	T2b-N0-M0	Kanker telah menyebar ke jaringan lain di dalam panggul.
IIC	T2c-N0-M0	Kanker ditemukan di dalam satu atau kedua ovarium dan telah menyebar ke rahim dan/atau saluran tuba, atau ke

		<p>jaringan lain di dalam panggul. Juga, salah satu dari berikut ini. a. Kanker ditemukan di permukaan luar salah satu atau kedua ovarium; atau b. Kapsul (penutup luar) ovarium telah pecah (terbuka); atau c. Sel-sel kanker ditemukan dalam cairan rongga peritoneum (rongga tubuh yang berisi sebagian besar organ di perut) atau dalam cucian peritoneum (jaringan yang melapisi rongga peritoneum).</p>
IIIA	T3a2-N0/N1-M0	<p>Tumor hanya ditemukan di panggul, tetapi sel kanker hanya dapat dilihat dengan mikroskop telah menyebar ke permukaan peritoneum (jaringan yang melapisi dinding perut dan menutupi sebagian besar organ di perut), usus kecil, atau jaringan yang menghubungkan usus kecil dengan dinding perut.</p>
IIIB	T3b-N0/N1-M0	<p>Kanker telah menyebar ke peritoneum dan kanker di peritoneum berukuran ≤ 2 cm</p>
IIIC	T3c-N0/N1-M1	<p>kanker telah menyebar ke peritoneum dan kanker di peritoneum ≥ 2 cm dan/atau kanker telah menyebar ke kelenjar getah bening di perut.</p>
IV	<p>Banyak T. Banyak N, M1</p>	<p>kanker telah menyebar di luar perut ke bagian tubuh lain seperti paru-paru atau jaringan di dalam hati.</p>

2.1.3 Metastasis kanker ovarium

Metastasis merupakan proses penyebaran dan pertumbuhan sel kanker ke jaringan atau organ lain, yang mengakibatkan kerusakan pada sel-sel sehat di sekitarnya (Peng et al., 2025). Sementara itu, kondisi oligometastatik menggambarkan bentuk metastasis terbatas, yaitu adanya lima atau lebih lesi kanker yang tersebar di beberapa organ, namun belum meluas secara sistemik (Gog- et al., 2024).

Sebagian besar kasus kanker ovarium terdiagnosis pada stadium lanjut, ditandai dengan adanya karsinomatosis peritoneal dan deposit metastasis pada kelenjar getah bening. Kasus metastasis jauh di luar rongga peritoneum relatif jarang terjadi. Menurut Harter et al., 2007, metastasis histologis pada kelenjar getah bening ditemukan pada sekitar 53% pasien, dengan frekuensi tertinggi di daerah para-aorta kiri atas (32%) dan area antara vena cava inferior serta aorta abdominal (36%). Baik diagnosis intraoperatif maupun keberadaan massa padat pada kelenjar panggul tidak dapat secara langsung memprediksi keterlibatan metastasis pada kelenjar getah bening para-aorta.

Secara umum, jalur penyebaran metastasis kanker ovarium meliputi jalur inguinal superfisial, panggul, dan para-aorta, di mana jalur para-aorta merupakan salah satu rute utama penyebaran neoplasma ovarium. Aliran getah bening dari ovarium bergerak sepanjang dua tangkai limfatik, salah satunya mengikuti pembuluh darah ovarium. Proses metastasis ini terjadi akibat penyebaran sel punca kanker (cancer stem cells/CSCs) yang beredar melalui sistem limfatik maupun aliran darah. CSCs merupakan subpopulasi sel tumor yang memiliki kemampuan memperbarui diri dan mempertahankan pertumbuhan

serta heterogenitas tumor, termasuk selama fase kekambuhan (Gog- et al., 2024).

2.1.4 Faktor resiko kanker

Pertumbuhan sel kanker berawal dari terjadinya perubahan genetik pada sel somatik yang memicu mutasi abnormal. Mutasi tersebut mengganggu fungsi gen dan protein yang berperan dalam pengaturan pertumbuhan serta pembelahan sel, sehingga proses regenerasi sel menjadi tidak terkendali. Dalam kondisi tertentu, gangguan ini menyebabkan sel mengalami transformasi menjadi sel abnormal yang dapat berkembang biak tanpa regulasi fisiologis. Secara umum, faktor risiko kanker ginekologis meliputi faktor perilaku, reproduksi, hormonal, dan genetik (Huepenbecker et al., 2021).

Peningkatan insidensi kanker ginekologi, termasuk kanker ovarium, berkaitan dengan meningkatnya prevalensi kebiasaan merokok, pola makan tidak sehat, obesitas, serta penurunan angka paritas. Riwayat keluarga dengan kanker payudara atau kanker ovarium juga diketahui meningkatkan risiko hingga tiga kali lipat. Selain faktor genetik, pengaruh lingkungan dan gaya hidup turut berkontribusi terhadap timbulnya kanker ovarium (Whelan et al., 2022).

Sebaliknya, penurunan angka kejadian kanker ovarium dikaitkan dengan meningkatnya penggunaan oral contraceptive pills (OCP) dan berkurangnya penggunaan hormone replacement therapy (HRT). Faktor-faktor yang memengaruhi tingkat kelangsungan hidup keseluruhan (*overall survival*, OS) pada penderita karsinoma ovarium meliputi tipe histologis, stadium penyakit, derajat diferensiasi (grade), usia saat diagnosis, serta kualitas penanganan, termasuk tindakan pembedahan sub-optimal dan pemberian kemoterapi adjuvan (L. Wang et al., 2025).

2.1.5 Diagnosa dan Tindakan

Diagnosis kanker ovarium mengandalkan kombinasi penanda serum dan modalitas pencitraan untuk menilai keberadaan penyakit, stadium, serta respons terhadap terapi. Serum CA-125 menjadi alat utama dalam pemantauan respon terapi dan deteksi kekambuhan meskipun sensitivitasnya terbatas pada stadium awal dan terdapat variasi antar subtype; oleh karena itu penggabungan CA-125 dengan biomarker tambahan atau skor dinamika seperti KELIM dapat meningkatkan akurasi prognostik (Charkhchi et al., 2020). Pemeriksaan pencitraan awal menggunakan ultrasonografi (USG) berguna untuk menilai karakter morfologi massa adnexal, sedangkan CT-scan berguna untuk pemetaan anatomi pelvis/abdomen. Untuk deteksi residu atau kekambuhan yang lebih sensitif, ¹⁸F-FDG PET/CT menunjukkan performa superior dibanding CT atau MRI konvensional dan dapat memberikan parameter volumetrik/radiomik yang berguna untuk stratifikasi prognosis .

2.1.6 Definisi volume target untuk perencanaan radioterapi

Radioterapi (RT) merupakan salah satu metode pengobatan kanker yang bertujuan menghancurkan sel-sel ganas tanpa melalui tindakan pembedahan, dengan memanfaatkan pancaran radiasi pengion yang dihasilkan oleh perangkat Linier Akselerator (Linac). Terapi ini berfungsi utama untuk menekan pertumbuhan serta mencegah penyebaran sel-sel tumor ganas (Papulino et al., 2025). Sebelum pelaksanaan radioterapi, dokter spesialis radioterapi terlebih dahulu melakukan radiodiagnosis guna menentukan lokasi, jenis, serta volume kanker yang akan ditargetkan dalam terapi. Menurut Kumada & Takada, 2018, proses penentuan volume target dalam pengobatan penyakit ganas dibagi

menjadi dua tahap, yaitu pra-perencanaan dan selama perencanaan perawatan. Pada tahap pra-perencanaan mencakup penentuan Gross Tumor Volume (GTV) dan Clinical Target Volume (CTV), sedangkan tahap perencanaan mencakup Planning Target Volume (PTV) dan Organs at Risk (OAR) yang harus dilindungi dari dosis radiasi berlebih.

1. Gross Tumour Volume (GTV) The Gross Tumor Volume (GTV) adalah lokasi pertumbuhan tumor ganas yang terlihat/dapat dibuktikan teraba kasar. GTV dapat terdiri dari tumor primer, metastasis, limfadenopati, atau metastasis lainnya. Setidaknya ada 3 alasan untuk mengidentifikasi GTV. Pertama, deskripsi yang akurat dari GTV diperlukan untuk pemetaan (misalnya TNM). Kedua, identifikasi GTV diperlukan untuk memungkinkan rekaman respon tumor dalam kaitannya dengan dosis dan faktor yang relevan lainnya. Hal ini dapat digunakan sebagai faktor prognostik. Ketiga, dosis yang memadai harus diberikan ke semua bagian dari GTV untuk mendapatkan kontrol tumor lokal.
2. Clinical Target Volume (CTV) Clinical Target Volume (CTV) adalah volume jaringan yang berisi GTV yang dapat dibuktikan secara mikroskopis subklinis penyakit ganas. GTV bersama dengan margin tambahan yang terdiri dari jaringan dengan dugaan atau terbukti keterlibatan subklinis didefinisikan sebagai Volume Target Klinis (CTV). Jaringan di sekitar GTV biasanya memiliki kepadatan sel ganas dekat dengan tepi GTV; sel kepadatan menurun menuju pinggir CTV. Volume tambahan (CTV) dengan dugaan atau terbukti penyebaran subklinis

(misalnya kelenjar getah bening regional) juga dapat dipertimbangkan untuk terapi.

3. **Planning Target Volume (PTV) Volume Target Perencanaan** adalah konsep geometris yang digunakan untuk perencanaan perawatan dan ditentukan dengan memilih pengaturan ukuran jejari berkas yang sesuai dengan mempertimbangkan: efek bersih dari semua variasi geometris yang mungkin, secara berurutan untuk memastikan bahwa dosis yang ditentukan benar-benar diserap ke dalam CTV. Faktor penambahan keamanan ini (PTV) diantaranya.
 - a) Pergerakan jaringan yang mengandung CTV (misalnya dengan pernapasan), serta gerakan pasien.
 - b) Variasi ukuran dan bentuk jaringan yang mengandung CTV (misalnya tambalan yang berbeda dari kandung kemih, rektum, perut).
 - c) Semua variasi dan ketidakpastian dalam geometri berkas dan geometri tubuh pasien. Ada beberapa ketidakpastian dalam ukuran jari-jari berkas, bentuk dan arah, serta dalam posisi relatif dari berkas yang ditembakkan sehubungan dengan tubuh pasien, CTV dan jaringan normal.
4. **Organs at Risk (OAR) Organs at Risk (OAR)** merupakan organ yang memiliki sensitivitas tinggi terhadap radiasi dan mudah mengalami kerusakan bila terpapar oleh radiasi.

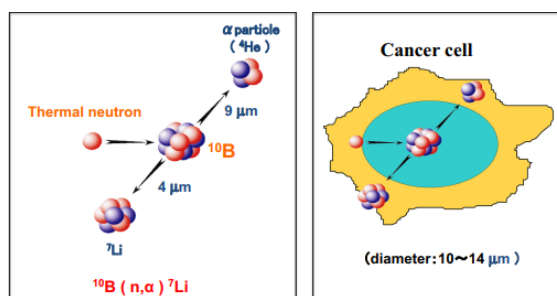
2.1.7 Perbaikan DNA pasca irradiasi

Perbaikan DNA merupakan mekanisme fundamental yang menjaga stabilitas genom dan kelangsungan hidup sel. Gangguan pada jalur perbaikan DNA sering kali menjadi karakteristik utama berbagai jenis kanker, termasuk kanker ovarium (Shuto et al., 2025). Pada kanker ovarium, perubahan pada jalur *DNA Damage Response* (DDR) seperti *homologous recombination repair* (HRR) menyebabkan sel menjadi lebih rentan terhadap agen penginduksi kerusakan DNA, termasuk radiasi (Arczewska & Piekietko-Witkowska, 2025).

Salah satu metode terapi yang memanfaatkan mekanisme ini adalah *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT). BNCT bekerja melalui reaksi inti antara isotop boron-10 dan neutron termal, menghasilkan partikel alfa dan inti litium yang memiliki *Linear Energy Transfer* (LET) tinggi. Partikel ini menyebabkan kerusakan DNA ganda (*double-strand breaks*, DSBs) secara lokal pada sel yang mengandung boron, sehingga memberikan efek sitotoksik yang sangat selektif pada sel kanker (Harish et al., 2020). Berbeda dengan radioterapi konvensional berbasis foton, BNCT menimbulkan medan radiasi campuran yang kompleks, sehingga respons biologis terhadap kerusakan DNA lebih heterogen (Watanabe et al., 2023). Menariknya, penelitian menunjukkan bahwa sebagian kerusakan DNA akibat BNCT dapat diperbaiki oleh aktivitas enzim ligase IV melalui jalur *non-homologous end joining* (NHEJ), namun tingkat perbaikannya terbatas, terutama pada jaringan tumor dengan mutasi DDR (Kondo, N., Sakurai, Y., Hirota, 2016). Oleh karena itu, BNCT dipandang memiliki potensi lebih besar dibandingkan radioterapi foton konvensional dalam menargetkan tumor agresif, termasuk kanker ovarium, dengan efek minimal terhadap jaringan sehat di sekitarnya.

2.2 Boron Neutron Capture Therapy

Terapi Penangkapan Neutron Boron (BNCT) adalah terapi radiasi yang memanfaatkan isotop ^{10}B , yang diserap oleh sel kanker. BNCT pertama kali diperkenalkan pada tahun 1935 oleh Taylor. BNCT merupakan jenis radioterapi yang memiliki prinsip kerja berdasarkan reaksi penangkapan nuklir oleh atom ^{10}B (non-radioaktif) dengan neutron termal (energi kurang dari 0,5 eV) (Z. Wang et al., 2025). Atom boron digunakan karena memilikiampang lintang yang besar sekitar 3835 barn dengan kesedian cukup melimpah dengan tingkat toksisitas terhadap tubuh relatif bisa diterima. Dengan kemajuan bidang farmasi, telah diciptakan senyawa pembawa/agen atom boron-10 yang memungkinkan terjadinya distribusi boron-10 ke jaringan kanker secara selektif. Senyawa tersebut akan diinjeksikan sebelum dilakukannya iradiasi. Hal ini lah yang memicu terjadinya reaksi penangkapan neutron termal oleh atom boron menghasilkan partikel alfa dan litium-7 didalam tubuh, berikut reaksinya (Jin et al., 2022):



Gambar 2.2 Gambar Reaksi Boron dengan Neutron dalam terapi BNCT (Miyatake et al., 2020)

Gambar 2.2, Ketika boron-10 menangkap neutron termal dan membentuk inti tidak stabil (boron-11) akan langsung terpecah menjadi 2 reaksi yakni reaksi 6.3% yang menghasilkan partikel alfa dan litium dengan energi total mencapai 2.79 MeV dan 93.7% menghasilkan litium yang tereksitasi kemudian meluruh dengan melepaskan sinar gamma sebesar 478 KeV (Miyatake et al., 2020). Emisi yang

dihasilkan adalah partikel berenergi tinggi (partikel- α dan litium-7), kedua partikel itulah yang dapat mematikan sel kanker tanpa membahayakan jaringan sehat di sekitarnya dimana Linear energy transfer (LET) partikel alfa adalah $164 \text{ keV}/\mu\text{m}$, dengan rentang $9 \mu\text{m}$, dan LET Lithium-7 adalah $151 \text{ keV}/\mu\text{m}$, dengan rentang $5 \mu\text{m}$ (Kumada & Takada, 2018).

Kemampuan selektif partikel hasil reaksi BNCT tersebut menunjukkan betapa halus dan tepatnya mekanisme ciptaan Allah dalam alam semesta, yang dapat dimanfaatkan manusia melalui ilmu pengetahuan untuk tujuan penyembuhan. Dalam Al-Qur'an, Allah berfirman, “Dan apabila aku sakit, Dialah yang menyembuhkan aku” (QS. Asy-Syu'ara [26]: 80), yang menegaskan bahwa kesembuhan sejati berasal dari Allah, sementara ilmu dan teknologi hanyalah sarana yang diilhamkan kepada manusia. Ayat lain pada QS. An-Nahl [16]:69 yang berbunyi:

ثُمَّ كَلَّمْنِي مِنْ كُلِّ الثَّمَرَاتِ فَأَسْلَمْتِ لِيَ سُبُلَ رَبِّكِ ذُلُلًا ۗ يَخْرُجُ مِنْ بُطُونِهَا شَرَابٌ مُخْتَلِفٌ أَلْوَانُهُ فِيهِ شِفَاءٌ

لِلنَّاسِ ۗ إِنَّ فِي ذَلِكَ لَآيَةً لِّقَوْمٍ يَتَفَكَّرُونَ

Yang artinya: “Dari perut lebah itu keluar minuman yang bermacam-macam warnanya, di dalamnya terdapat obat bagi manusia” (QS. An-Nahl [16]: 69)

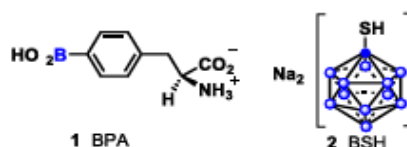
Ayat tersebut menunjukkan bahwa potensi penyembuh telah Allah tanamkan dalam berbagai unsur ciptaan-Nya, termasuk partikel-partikel mikroskopik seperti boron dan neutron.

Dengan demikian, pengembangan terapi BNCT tidak hanya menjadi bentuk penerapan ilmu fisika dan kedokteran modern, tetapi juga wujud nyata dari perintah *iqra'* (membaca) dan meneliti tanda-tanda kebesaran Allah di alam semesta,

sebagaimana disebutkan dalam QS. Al-‘Alaq [96] ayat 1-5. Integrasi ini menggambarkan bahwa upaya ilmiah dalam BNCT sejatinya merupakan bentuk ikhtiar manusia untuk menemukan *syifā'* (penyembuhan) yang telah disediakan Allah bagi setiap penyakit, sebagaimana sabda Rasulullah SAW, “*Setiap penyakit ada obatnya, dan apabila obat itu sesuai dengan penyakitnya maka akan sembuh dengan izin Allah*” (HR. Muslim no. 2204).

2.2.1 Boron carrier

Beberapa agen pembawa boron yang banyak digunakan adalah para-boronophenylalanine (BPA) dan sodium borocaptate (BSH), dengan masing-masing memiliki keunggulan dalam hal penyerapan oleh sel kanker (Murilla et al., 2025). *Sodium Borocaptate* (BSH) terakumulasi di ruang antar sel tumor sedangkan *Boronophenylalanine* (BPA) – masuk langsung ke dalam sel tumor melalui transporter asam amino (Hu et al., 2020). Berikut gambar senyawa BPA dan BSH yang sering dipakai dalam terapi BNCT.



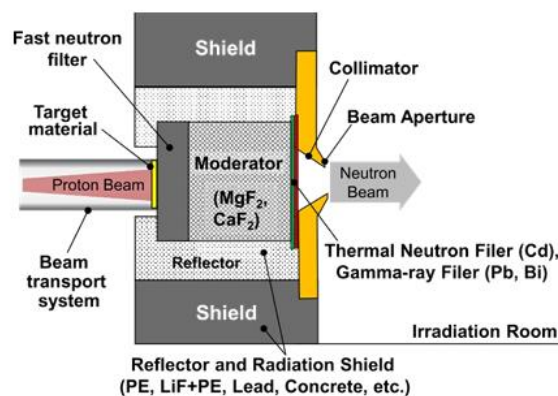
Gambar 2.3 Agen pembawa boron (Miyatake et al., 2020)

Gambar 2.3 merupakan agen pembawa boron berupa senyawa BSH mempunyai kemampuan yang sangat baik dalam mengangkut ^{10}B (membawa 12 atom boron) dan mempunyai kelarutan dalam air yang tinggi. Sawar darah-otak (*Blood Brain Barrier*) mencegah BSH memasuki jaringan otak. BPA dapat mencapai sel glioma infiltratif di parenkim otak normal dimana sawar darah otak masih utuh, karena BPA melintasi sawar darah otak. Namun, BPA memiliki

keterbatasan terkait kelarutan dan kapasitas membawa atom boron (BPA hanya membawa satu atom boron) (Monti Hughes & Hu, 2023).

2.2.2 Sumber Neutron

Sumber neutron yang digunakan dalam BNCT meliputi sumber neutron reaktor dan akselerator. Akselerator dianggap lebih efektif daripada sumber neutron berbasis reaktor untuk penggunaan dalam fasilitas kesehatan (Nakamura et al., 2022). Pada penelitian ini akselerator yang digunakan didasarkan pada siklotron yang dikembangkan oleh sumitomo heavy industries dengan berkas proton 30 MeV (Li et al., 2021). Berkas neutron tersebut akan di moderasi menggunakan kolimator Beam Shaping Assembly (BSA) untuk memperlambat neutron cepat menjadi neutron termal dan epithermal, sekaligus mengurangi jumlah neutron cepat dan sinar γ (Kato et al., 2020).



Gambar 2.4 Ilustrasi *Beam Shaping Assembly* (Nakamura et al., 2022)

Gambar 2.4 merupakan ilustrasi *Beam Shaping Assembly* (BSA) yang terdiri dari berbagai komponen, seperti filter neutron cepat, moderator, filter sinar gamma, aperture, reflektor, dan filter neutron termal (Zhu et al., 2024). Dalam mekanisme BSA, proton dari siklotron 30 MeV menumbuk target Berilium, menghasilkan neutron yang kemudian dimoderasi untuk mencapai energi termal yang sesuai untuk BNCT. Kualitas berkas neutron yang dihasilkan harus sesuai

kualitas standar yang direkomendasikan oleh *International Atomic Energy Agency* untuk BNCT yang disajikan pada tabel 2.2.

Tabel 2.2 Parameter sumber neutron BSA berdasarkan IAEA (Ardana & Sardjono, 2017)

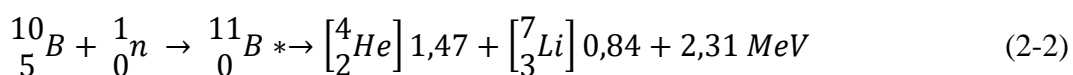
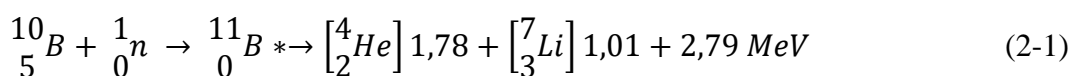
Parameter	IAEA Recommendations
<i>Epithermal Neutron Flux</i> ($n/cm^2 s$)	$>1.0 \times 10^9$
<i>Fast Neutron Dose Rate/Epithermal Neutron Flux</i> ($Gy cm^2 /n$)	$<2.0 \times 10^{-13}$
<i>Gamma Dose Rate/Epithermal Neutron Flux</i> ($Gy cm^2 /s$)	$<2.0 \times 10^{-13}$
<i>The ratio of Thermal and Epithermal Neutron Flux</i> (ϕ_{th}/ϕ_{epi})	<0.05
<i>The Ratio of Neutron Current and Neutron Flux</i> (J/ϕ_{epi})	>0.7

2.2.3 Komponen Dosis BNCT

Empat komponen radiasi berikut ini dalam bidang iradiasi BNCT dipertimbangkan dalam dosimetri. Setiap komponen dosis total dihasilkan dari energi ionisasi yang timbul dari reaksi nuklir yang berbeda. Berikut empat komponen dosis utama dalam BNCT (Zhong et al., 2023).

1. Dosis Boron

Dosis boron berasal dari reaksi neutron termal dengan isotop ^{10}B , yang menghasilkan ^{11}B dalam keadaan tereksitasi. Inti ini kemudian meluruh menjadi ^7Li dan partikel alfa (^4He).





2. Dosis Nitrogen

Reaksi ${}^{14}\text{N}(n,p){}^{14}\text{C}$ yang menghasilkan inti ${}^{14}\text{C}$ yang mundur dan proton 583 keV



3. Dosis Hidrogen

Reaksi moderasi (n,n') terjadi terutama dengan ${}^1\text{H}$ di dalam tubuh, energi yang dilepaskan oleh proton mundur yang dihasilkan oleh interaksi dengan neutron cepat dan epitermal



4. Dosis Gamma

reaksi ${}^1\text{H}(n,\gamma){}^2\text{H}$ dan kontaminasi γ dari medan radiasi yang datang



2.2.4 Interaksi neutron dengan materi

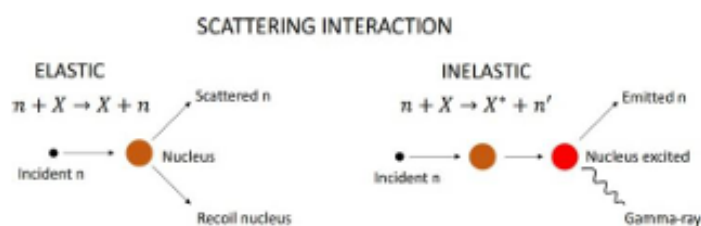
Neutron dapat memiliki banyak jenis interaksi dengan nukleus. Ketika neutron dihamburkan oleh nukleus, interaksi hamburan mentransfer sebagian energi kinetik neutron ke nukleus target yang menghasilkan nukleus rekoil. Interaksi hamburan juga termasuk hamburan inelastis di mana inti rekoil pergi ke salah satu keadaan tereksitasinya selama tumbukan dan kemudian deeksitasi memancarkan satu atau lebih sinar gamma atau elektron konversi internal (Pistone et al., 2025). Pada terapi BNCT ini interaksi neutron yang mungkin terjadi adalah hamburan dan penyerapan. Peristiwa hamburan dibedakan menjadi dua yaitu elastis atau inelastis (Berrod et al., 2018).

a. Hamburan elastis (n,n) adalah interaksi yang paling mungkin antara neutron

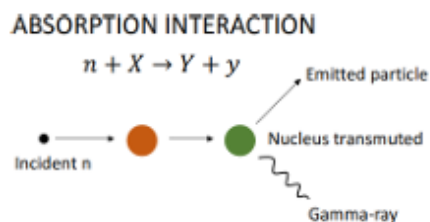
cepat dan bahan yang memiliki nomor atom (Z) kecil. Interaksi ini terjadi ketika partikel neutron menumbuk inti target pada keadaan ground state. Inti atom akan tetap pada keadaan ground state namun partikel neutron akan terhambur. Terhamburnya partikel neutron ini menyebabkan terjadinya dua bentuk interaksi yaitu interaksi elastis potensial dan/atau elastis resonan. Oleh karena itu, hamburan elastis memungkinkan tidak adanya eksitasi pada inti atom. Ilustrasi hamburan elastis neutron ada pada gambar 2.5.

b. Hamburan tidak elastis (n, n') yaitu interaksi yang hampir sama dengan hamburan elastis namun terjadi perbedaan setelah partikel neutron menumbuk inti target. Inti target mengalami eksitasi yang menyebabkan atom metastabil. Keadaan metastabil ini memungkinkan terpancarnya sinar gamma. Hal ini terjadi karena inti atom menginginkan tetap dalam keadaan ground state.

Berikut ilustrasi hamburan neutron dengan inti atom yang disajikan pada gambar 2.5 dan gambar 2.6. (Zhu et al., 2024).



Gambar 2.5 Ilustrasi hamburan neutron (Zhu et al., 2024)



Gambar 2.6 Ilustrasi penangkapan neutron (Zhu et al., 2024)

Saat neutron diserap atau ditangkap dengan inti, neutron berinteraksi

langsung dengan inti atom melalui interaksi nuklir kuat, dan kontribusi hamburan ini tidak dapat diprediksi dari teori. Probabilitas neutron untuk berinteraksi dengan nukleus dihitung melalui penampang σ , yang diukur dalam satuan barns (b) (Ederth, 2018).

2.2.4 Laju dosis BNCT

Untuk memperkirakan dosis secara akurat, total dosis dalam jaringan dihitung dengan menjumlahkan empat komponen utama dosis BNCT, yaitu dosis boron (\dot{D}_B), dosis neutron (\dot{D}_N), dosis proton (\dot{D}_H), dan dosis foton (\dot{D}_γ), yang masing-masing dikalikan dengan faktor bobot radiasi sesuai dengan jenisnya. Berikut persamaan untuk total laju dosis adalah:

$$E\dot{D}\left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}}\right) = (CBE_B \times \dot{D}_B) + (RBE_n \times \dot{D}_N) + (RBE_H \times \dot{D}_H) + (W_y \times \dot{D}_\gamma) \quad (2-7)$$

Setiap komponen dosis memiliki efektivitas biologis relatif (RBE) atau kualitas radiasi yang berbeda. RBE_N dan RBE_H merupakan nilai RBE yang didefinisikan untuk dosis serap nitrogen dan hidrogen. Sedangkan nilai CBE memiliki nilai yang berbeda tergantung dengan tingkat ^{10}B pada setiap jaringan (Kumada & Takada, 2018). Berikut pada tabel 2.3 disajikan nilai faktor bobot RBE dan CBE pada setiap dosis.

Tabel 2.3 Nilai faktor bobot pada setiap dosis (Kumada & Takada, 2018)

Tissue Type	CBE	RBE_N	RBE_H	RBE_Y
Tumour	3.8	2.9	2.4	1
Skin	2.5	2.9	2.4	1
Bone	1	2.9	2.4	1
Soft Tissue	1.34	2.9	2.4	1

2.2.5 waktu iradiasi

Waktu iradiasi diperoleh dari perbandingan dosis minimum yang diperlukan untuk membunuh sel kanker ovarium, yaitu 50 Gy, terhadap total laju dosis jaringan

kanker (\dot{D}_{GTV}). Formula yang digunakan adalah sebagai berikut (Harish et al., 2020):

$$irradiation\ time\ (s) = \frac{dosis\ minimum\ (Gy)}{\dot{D}_{total}\ \frac{(Gy)}{s}} \quad (2-8)$$

2.2.6 Dosis Ekuivalen

Waktu iradiasi yang diperoleh dapat digunakan untuk menentukan dosis ekuivalen pada Organ at Risk (\dot{D}_{OAR}) dengan waktu iradiasi (t). Secara matematis, hubungan ini dapat dinyatakan dalam formula berikut (Harish et al., 2020):

$$D_{eq\ OAR}\ (Gy) = \left(ED\ OAR\ \frac{Gy}{s}\right) \times irradiation\ time\ (s) \quad (2-9)$$

2.2.7 Dosis Efektif

Setelah diperoleh nilai dosis ekuivalen, dosis efektif pada organ sehat dapat dihitung untuk menilai risiko biologis radiasi terhadap jaringan normal. Perhitungan dosis efektif ini menggunakan formula yang telah ditetapkan oleh BAPETEN, 2010 yang mempertimbangkan kontribusi masing-masing organ terhadap total paparan radiasi, sehingga menjadi indikator penting dalam memastikan keselamatan pasien selama terapi. Dosis efektif dapat diperoleh dari persamaan dibawah ini.

$$Dosis\ Efektif\ (Sv) = Dosis\ Ekuivalen\ (Gy) \times WT \quad (2-10)$$

Dimana *WT* adalah faktor bobot jaringan yang terdapat pada tabel 2.4.

Tabel 2.4 Nilai faktor bobot masing-masing jaringan (ICRP, 2007)

Organ	Tissue weighting factor (<i>wT</i>)
Kulit	0,01
Hati	0,04
Lambung	0,12
Tulang	0,01
Usus Besar	0.12
Ovarium	0.08
*Remainder Tissues	0.04

(ginjal, usus kecil, limpa)	
--------------------------------	--

**Remainder Tissues* merupakan kumpulan organ/jaringan lain yang tetap berkontribusi terhadap risiko biologis akibat paparan radiasi, namun tidak termasuk dalam daftar organ utama yang disebutkan secara individual. Pada ICRP 103, kelompok remainder tissues memiliki total nilai wT sebesar 0,12 yang digunakan untuk merepresentasikan kontribusi risiko dari organ-organ tersebut dalam perhitungan dosis efektif.

2.3 Monte Carlo PHITS

Simulasi Monte Carlo adalah teknik stokastik yang memanfaatkan prinsip probabilitas statistik untuk menganalisis berbagai masalah, termasuk transportasi radiasi. Metode ini mensimulasikan pergerakan partikel dengan pengambilan sampel acak dari distribusi probabilitas yang menggambarkan interaksi partikel dalam suatu medium (Sato et al., 2024). Teknik ini banyak digunakan dalam fisika reaktor, perlindungan radiasi, pengolahan limbah nuklir, dan pencitraan medis. Beberapa perangkat lunak yang mengimplementasikan metode Monte Carlo meliputi GEANT4, FLUKA, MCNP 6.1, dan PHITS (Kakino et al., 2024).

Monte Carlo secara khusus digunakan untuk mendapatkan detail peristiwa seperti panjang lintasan neutron sebelum interaksi, jenis isotop yang berinteraksi dengan neutron, reaksi yang terjadi antara neutron dan isotop, arah dan energi neutron yang terjadi setelah reaksi, dan jumlah neutron yang terbentuk (apabila terjadi reaksi pembelahan). Metode ini telah banyak dimanfaatkan dalam memecahkan permasalahan dalam fisika, salah satunya untuk menjalankan proses transportasi partikel pada suatu medium. Metode Monte Carlo digunakan oleh berbagai program. Program yang umumnya menggunakan metode Monte Carlo

dipakai mensimulasikan partikel neutron antara lain MCNPX, SHIELD-HIT, FLUKA, SRIM, GEANT4, VMCpro, dan PHITS (Koji, 2023).

Particle and Heavy Ion Transport code System merupakan kode simulasi Monte Carlo yang memungkinkan simulasi transportasi berbagai jenis radiasi, termasuk proton, foton, ion berat, neutron, dan elektron (Carter et al., 2019). Dengan berbagai pustaka data dan reaksi nuklir pada rentang energi luas, yaitu 1 TeV PHITS dapat digunakan dalam akselerator linier (LINAC), radiologi, dan astronomi. Kode ini dapat mensimulasikan radiasi dalam geometri 3D serta kompatibel dengan Windows, Mac, dan Linux dan dapat dijalankan oleh semua sistem operasi, seperti Windows, Mac, dan Linux. Sehingga, perangkat lunak PHITS dapat digunakan dalam proses simulasi apapun (Sato et al., 2024).

2.4 Penelitian Relevan

Adapun penelitian sebelumnya yang relevan dengan rencana penelitian yang saya lakukan adalah:

1. Pramusita (2019) dalam penelitiannya Dose Analysis in Boron Neutron capture Cancer Therapy (BNCT) Neutron Generator Based for Breast Cancer, melakukan simulasi menggunakan MCNPX dengan sumber neutron generator. Hasil penelitian menunjukkan peningkatan konsentrasi boron (70-150 $\mu\text{g/g}$) dapat meningkatkan laju dosis, dengan waktu iradiasi optimal 249,08 menit pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$.
2. Ardhana (2018) dalam penelitiannya Optimization Of A Neutron Beam Shaping Assembly Design For BNCT and Its Dosimetry Simulation Based On MCNPX, merancang desain kolimator optimal untuk BNCT kanker sarkoma jaringan lunak. Fluks neutron epithermal sebesar $2,83 \times 10^9$ n/s cm^2 memenuhi standar IAEA, dengan waktu iradiasi kurang dari satu jam.

Selain itu, fluks neutron termal tertinggi diperoleh pada kedalaman 4,8 cm dalam model phantom ORNL leher yang terletak di jaringan tumor.

3. Harish et al. (2020) dalam penelitiannya Dose Analysis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Treatment for Lung Cancer Based on Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS), menganalisis dosis terapi BNCT untuk pengobatan kanker paru-paru menggunakan PHITS. Hasil penelitian menunjukkan konsentrasi boron optimal ($50 \mu\text{g/g}$) dapat meminimalkan paparan radiasi pada jaringan sehat dengan waktu iradiasi 4,9 jam.
4. Bilalodin et al. (2023) dalam penelitiannya Analisis Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Kepala Menggunakan Kode PHITS Dengan Sumber Neutron Akselerator, menganalisis BNCT pada kanker kepala menggunakan PHITS dengan sumber neutron akselerator. Konsentrasi boron tertinggi ($80 \mu\text{g/g}$) menghasilkan laju dosis $6,37 \times 10^{-2}$ Gy/s, dengan waktu iradiasi efektif 13,08 menit
5. Moghaddam et al. (2020). dalam penelitiannya Boron Neutron Capture Therapy for Breast Cancer during Pregnancy: A Feasibility Study, mengevaluasi BNCT untuk kanker payudara selama kehamilan menggunakan computational phantom wanita hamil pada usia kehamilan 3 dan 6 bulan dengan dua lokasi tumor berbeda di payudara kiri. Hasilnya menunjukkan BNCT aman pada trimester pertama, dengan dosis yang diterima janin yaitu 4,8 mGy-Eq dan tetap di bawah ambang batas risiko kanker sekunder, yaitu 10 mGy.

6. Puspita (2021) dalam penelitiannya *Dose Analysis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Treatment For Cervical Cancer Based on Particle And Heavy Ion Transport Code System (PHITS)*, menganalisis dosis BNCT untuk kanker serviks menggunakan PHITS dengan sumber neutron akselerator dari siklotron 30 MeV. Semakin tinggi konsentrasi boron, semakin besar laju dosis dan semakin singkat waktu iradiasi.
7. Fadhilah (2020) dalam penelitiannya *The Radiation Dose Optimization In Breast Cancer With Proton Therapy Method Using PHITS (Particle and Heavy Ion Transport Code System)*, menganalisis dosis BNCT untuk kanker serviks menggunakan PHITS dengan sumber neutron akselerator dari siklotron 30 MeV. Semakin tinggi konsentrasi boron, semakin besar laju dosis dan semakin singkat waktu iradiasi.

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan selama pada 10 Februari hingga 18 Juli 2025, bertempat di Pusat Riset Teknologi Keselamatan, Metrologi, dan Mutu Nuklir (PRTKMMN), Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN), Yogyakarta.

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 Perangkat Keras

Penelitian ini dilakukan dengan menjalankan simulasi menggunakan laptop, dengan spesifikasi yang disajikan pada Tabel 3.1

Tabel 3.1 Spesifikasi alat penelitian.

Spesifikasi	Keterangan
Merk	Laptop Lenovo ideapad 320
Processor	AMD A9 7th GEN processor
RAM, SSD	8 GB, 256 GB
Versi Windows	Windows 10 Home 64-bit operating system.

3.2.2 Perangkat Lunak

Dalam menjalankan simulasi, terdapat beberapa perangkat lunak yang harus di instal pada laptop. Daftar perangkat lunak yang digunakan dalam penelitian ini ditampilkan pada Tabel 3.2.

Tabel 3.2 perangkat lunak yang digunakan untuk penelitian.

Nama	Keterangan Fungsi
PHITS 3.34	Untuk menjalankan simulasi partikel dalam penelitian
<i>Notepad ++</i>	Untuk membuat file <i>input</i> pemrograman PHITS
<i>GView</i>	Untuk menampilkan grafis <i>output running</i> program

<i>Microsoft Excel</i>	Untuk mengolah data angka yang didapatkan dari <i>output running</i> program
<i>Microsoft Word</i>	Untuk menulis hasil penelitian

3.2.3 Bahan Penelitian

Penelitian ini dilakukan dengan metode simulasi pergerakan partikel pada jaringan tiruan yang merepresentasikan sel kanker beserta jaringan di sekitarnya, serta melibatkan sumber neutron untuk BNCT. Pembuatan geometri tersebut didasarkan pada material yang tercantum pada Tabel 3.3.

Tabel 3.3 Bahan Penelitian

Nama	Keterangan
<i>Phantom</i> ORNL wanita dewasa	Berfungsi sebagai acuan membuat geometri organ tubuh manusia sesuai dengan aslinya
<i>Desain Beam Shaping Assembly</i> (BSA)	Berfungsi sebagai pembentuk sumber neutron yang digunakan untuk BNCT

3.3 Variabel Penelitian

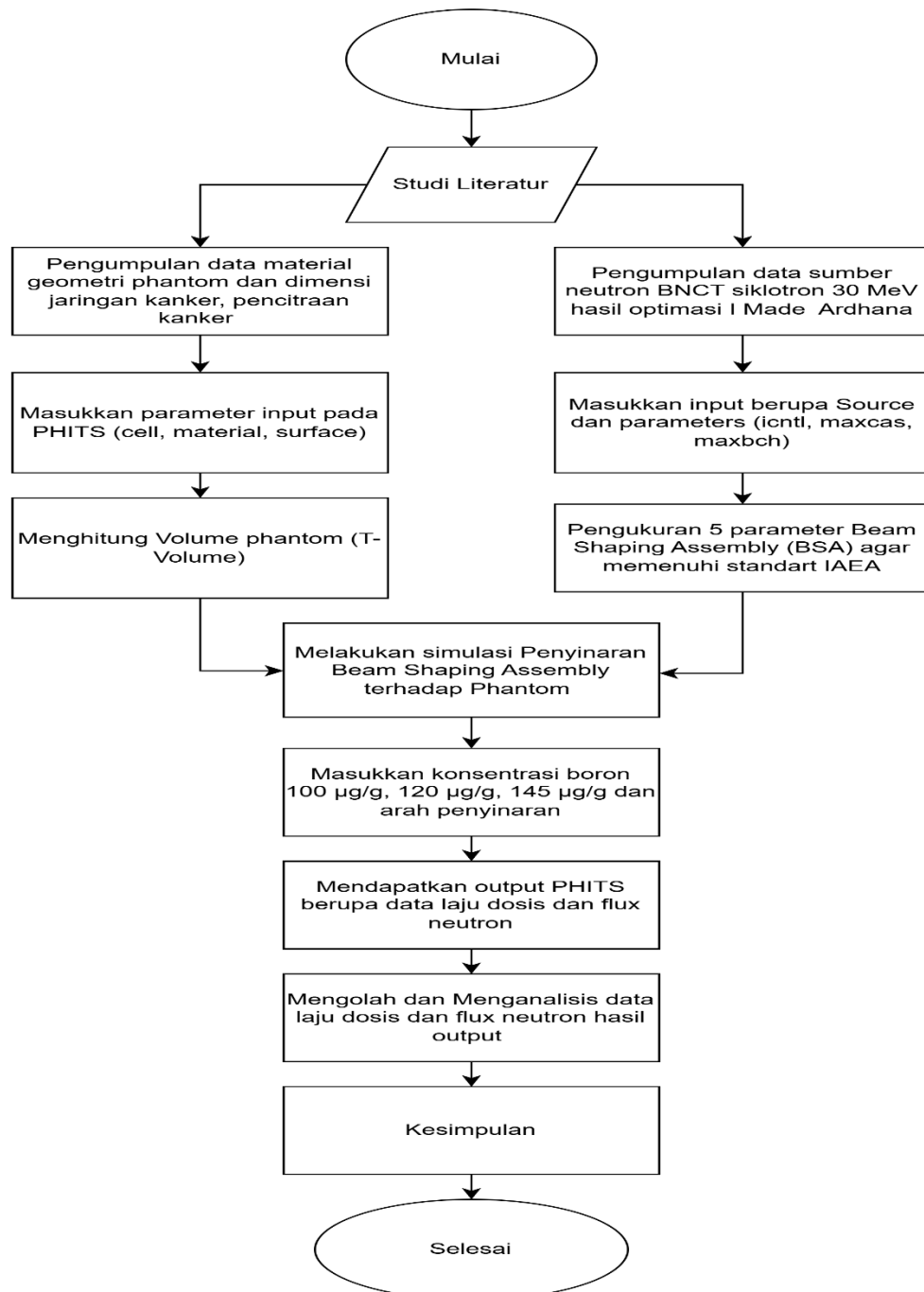
Variabel yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu:

1. Variabel bebas pada simulasi ini meliputi arah penyinaran dan variasi konsentrasi boron pada jaringan kanker. Arah penyinaran yang digunakan terdiri dari Posterior-Anterior (PA) dan Leftlateral (LLAT), sedangkan variasi konsentrasi boron yang digunakan adalah 100, 120, dan 145 $\mu\text{g/g}$. variasi ini dipilih sebagai bentuk pengembangan dari penelitian sebelumnya di mana sebagian besar studi terdahulu melaporkan efektivitas terapi BNCT pada konsentrasi $<100 \mu\text{g/g}$ jaringan tumor (Bilalodin et al., 2023).
2. Variable Terikat: Total laju dosis, dosis ekuivalen, waktu iradiasi

3. Variabel Kontrol: 5 parameter BSA, ukuran geometri replikasi kanker, dan material penyusun jaringan.

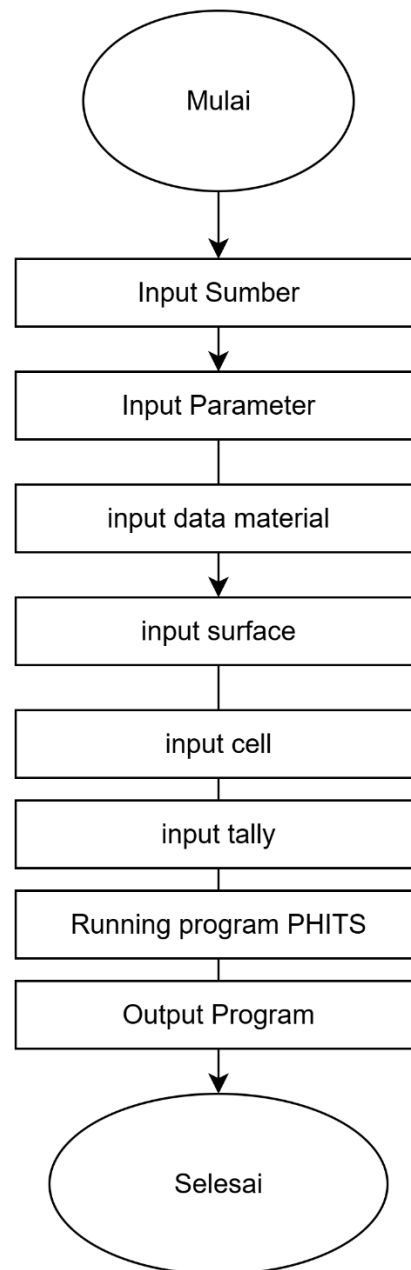
3.4 Rancangan Penelitian

Adapun tahapan penelitian ini disajikan pada gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram alir penelitian

Adapun tahapan algoritma PHITS yang disajikan pada gambar 3.2.



Gambar 3.2 Algoritma PHITS

3.4.1 Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)

Dalam penelitian ini digunakan program simulasi PHITS versi 3.35 untuk memodelkan geometri kanker beserta jaringan di sekitarnya, melakukan optimasi BSA, menentukan distribusi fluks dalam phantom, serta menghitung dosis BNCT. Seluruh tahapan dilakukan dengan menambahkan parameter input secara konsisten.

File input PHITS disiapkan menggunakan Notepad++ dan disimpan dengan ekstensi .inp atau .txt. Umumnya, file input PHITS berisi parameter seperti judul, sumber, material, warna material, *surface*, *cell*, dan *tally* seperti pada tabel 3.4.

Tabel 3.4 *Section* input PHITS

Nama	Keterangan
<i>Title</i>	Digunakan untuk menulis judul program
<i>Parameters</i>	Digunakan untuk mengatur jumlah partikel yang akan disimulasikan
<i>Source</i>	Digunakan untuk mengatur parameter sumber radiasi, seperti jenis partikel, diameter, arah penyinaran, dan diameter sumber
<i>Material</i>	Digunakan untuk mendefinisikan material pada geometri
<i>Surface</i>	Digunakan untuk mendefinisikan permukaan yang membentuk geometri
<i>Cell</i>	Digunakan untuk mendefinisikan sel/bangun ruang dalam geometri
<i>Transform</i>	Digunakan untuk meletakkan kode transformasi geometri jika diperlukan
<i>Mat Name Color</i>	Digunakan untuk mendefinisikan warna dan material yang digunakan
<i>Tally</i>	Digunakan untuk melihat geometri phantom, lintasan partikel, dan perhitungan dosis
<i>End</i>	Digunakan sebagai penanda berakhirnya suatu program

Perbedaan setiap penelitian terletak pada penggunaan input tally yang disesuaikan dengan tujuan penelitian masing-masing. Pada penelitian ini digunakan beberapa jenis tally, antara lain [T-Gshow] dan [T-Volume] untuk pemodelan geometri, [T-Track] dan [T-Cross] untuk optimasi BSA, [T-Track] untuk menentukan distribusi fluks neutron, serta kombinasi [T-Track] dengan multiplier subsection untuk perhitungan dosimetri BNCT.

Multiplier merupakan faktor normalisasi dalam program yang berfungsi untuk menyesuaikan satuan keluaran hasil simulasi. Nilai dosis pada program PHITS dihitung menggunakan persamaan berikut.

$$D = \int N \phi(E) K(E) dE \quad (3-1)$$

Dengan

N = faktor normalisasi (10^{24} Gy/MeV)

Φ = fluks neutron (n/cm²/s)

K = faktor KERMA (*kinetic energy realised per unid mass*) (10^{-24} MeV cm²)

Nilai N setiap perhitungan laju dosis memiliki nilai yang berbeda-beda, hal ini disebabkan interaksi yang terjadi berbeda-beda. Berikut adalah nilai fakto normalisasi untuk perhitungan laju dosis:

Faktor normalisasi multiplier dosis boron

$$multiplier_{boron} = \frac{f_{boron}}{Ar_{boron}} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3-2)$$

Faktor normalisasi multiplier untuk dosis neutron cepat

$$multiplier_{neutron\ cepat} = \frac{f_{neutron\ cepat}}{Ar_{neutron\ cepat}} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3-3)$$

Faktor normalisasi multiplier untuk dosis nitrogen

$$multiplier_{nitrogen} = \frac{f_{nitrogen}}{Ar_{nitrogen}} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3-4)$$

Faktor normalisasi multiplier dosis foton

$$multiplier_{nitrogen} = \sum_i^n \frac{f_i}{Ar_i} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3-5)$$

Dengan: f_i = fraksi massa atom i

Ar_i = massa atom relatif atom i

N_A = bilangan Avogadro ($6,023 \times 10^{23}$ atom/mol)

ρ = densitas atom (10^{24} atom/g)

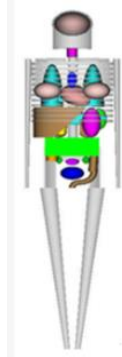
f_k = faktor konversi dari MeV/g menjadi Gy ($1,60 \times 10^{-10}$ J/MeV)

Proses menjalankan PHITS dilakukan melalui *command prompt* (cmd)

dengan cara meng-klik kanan pada file program *. inp dan memilih opsi “*send to > PHITS*”. Hasil output simulasi dari PHITS disimpan dalam satu folder dengan file berextensi *. out dan *. eps. Hasil simulasi, yang disertai grafik dari kode yang dihasilkan, dapat ditemukan dalam file dengan ekstensi *. eps dan dapat dibuka menggunakan sumatraPDF. Sementara itu, file dengan ekstensi *. out dapat diakses menggunakan Notepad++.

3.4.2 Pemodelan Geometri Kanker

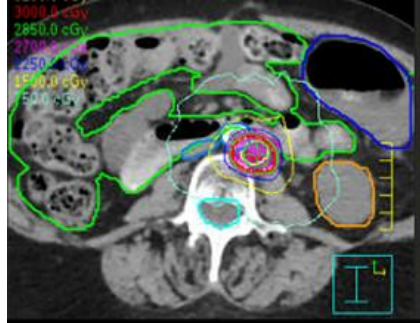
Pemodelan geometri kanker beserta jaringan sekitarnya didasarkan pada model phantom Oak Ridge National Laboratory (ORNL) untuk wanita dewasa yang dikembangkan oleh D. Krstić dan rekan-rekannya. Model tersebut kemudian diperbarui oleh University of Florida (UF) dan dikenal sebagai phantom ORNL-UF (Boham et al., 2020; Krstić & Nikezić, 2007). Kode phantom awalnya dibuat menggunakan program MCNP-4B berdasarkan penelitian Krstić dan Nikezić, lalu dikonversi menjadi kode yang dapat digunakan pada simulasi program PHITS. Penyesuaian kode dilakukan agar sesuai dengan kebutuhan model dalam penelitian ini. Rincian listing program disajikan pada Lampiran 1.



Gambar 3.3 Ilustrasi Phantom pada wanita dewasa (ICRP, 2007)

Pemodelan organ dalam penelitian ini menggunakan pendekatan geometri phantom wanita dewasa dari Oak Ridge National Laboratory (ORNL) seperti pada gambar

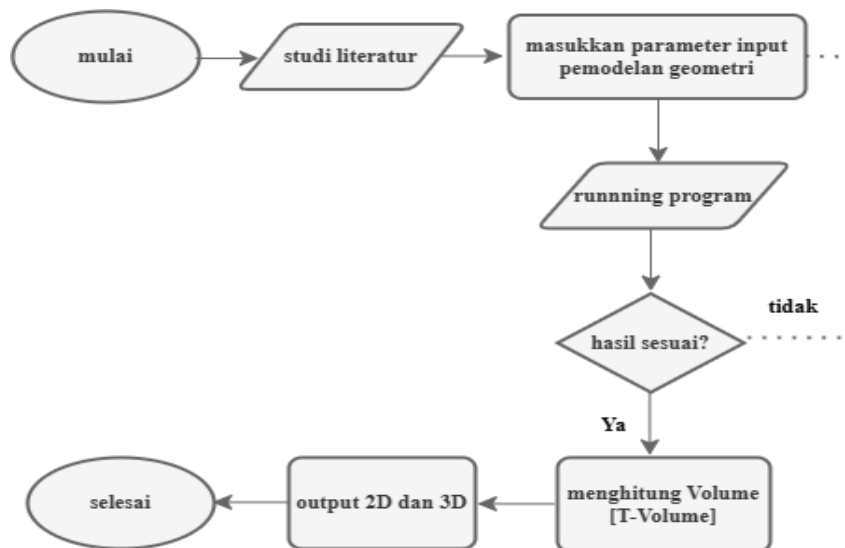
3.3 dengan komposisi jaringan tubuh yang mengacu pada International Commission on Radiological Protection (ICRP) 145. Kasus kanker yang dimodelkan merupakan kanker oligometastasis ovarium di nodus para-aorta pada gambar 3.4



Gambar 3.4 Citra CT-Scan kanker oligometastasis ovarium (Kowalchuk et al., 2020)

Gambar 3.4 menunjukkan Kanker tersebut didiagnosis dengan stadium T3N1M0, yang menunjukkan adanya tumor primer dengan Gross Tumor Volume (GTV) sebesar 2,52 cm³, Clinical Target Volume (CTV) sebesar 6,95 cm³, serta Planning Target Volume (PTV) 28,94 cm³ (Ladbury et al., 2024). Organ yang berisiko terdampak akibat adanya kanker oligometastasis ini diantaranya adalah ginjal, hati, lambung, usus besar, usus kecil, limpa dan tulang belakang (Kowalchuk et al., 2020)

Pada gambar 3.5 disajikan gambar diagram alir pemodelan geometri kanker dan jaringan sehat sebagai berikut:



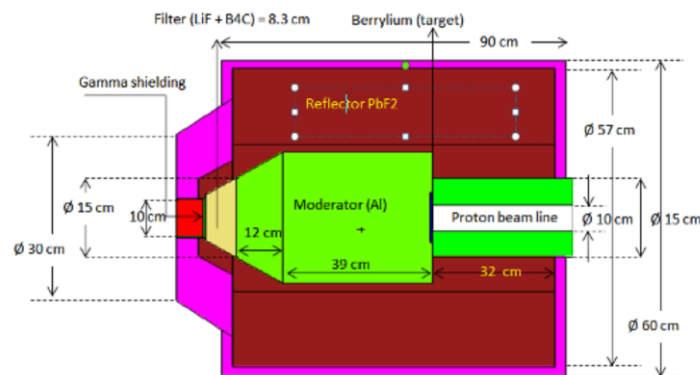
Gambar 3.5 Diagram alir pemodelan geometri kanker dan jaringan sehat

Gambar 3.5 menyajikan diagram alir proses replikasi geometri kanker dan jaringan yang dimulai dengan studi literatur untuk mendapatkan data acuan yang akurat. Berdasarkan data tersebut, parameter geometri dimasukkan ke dalam program simulasi PHITS. Setelah program dijalankan, dilakukan verifikasi untuk memeriksa apakah hasilnya sudah sesuai. Jika tidak, proses akan kembali ke tahap input parameter untuk dilakukan perbaikan. Apabila hasilnya sudah divalidasi dan dinyatakan sesuai, langkah selanjutnya adalah menghitung volume model menggunakan fitur [T-Volume]. Proses ini diakhiri dengan menghasilkan visualisasi 2D dan 3D dari geometri yang telah berhasil direplikasi, sebelum akhirnya dianggap selesai.

3.4.3 Pemodelan Beam Shapping Assembly (BSA)

Beam Shapping Assembly (BSA) berfungsi untuk memoderasi neutron cepat menjadi neutron epitermal atau termal, serta menyaring dan mengarahkan berkas neutron agar memiliki energi dan intensitas yang sesuai untuk terapi BNCT. Dalam penelitian ini disajikan hasil replikasi BSA yang dilakukan oleh I Made Ardhana

(Ardana & Sardjono, 2017). BSA ini kemudian di optimasi sehingga dapat digunakan untuk terapi BNCT. Ilustrasi replikasi BSA Imade Ardhana disajikan pada gambar 3.6 dan tabel 3.5 menyajikan material yang digunakan sebagai penyusunnya.



Gambar 3.6 Replikasi BSA I Made Ardhana (Ardana & Sardjono, 2017)

Tabel 3.5 Material yang digunakan di Beam Shaping Assembly Ardana

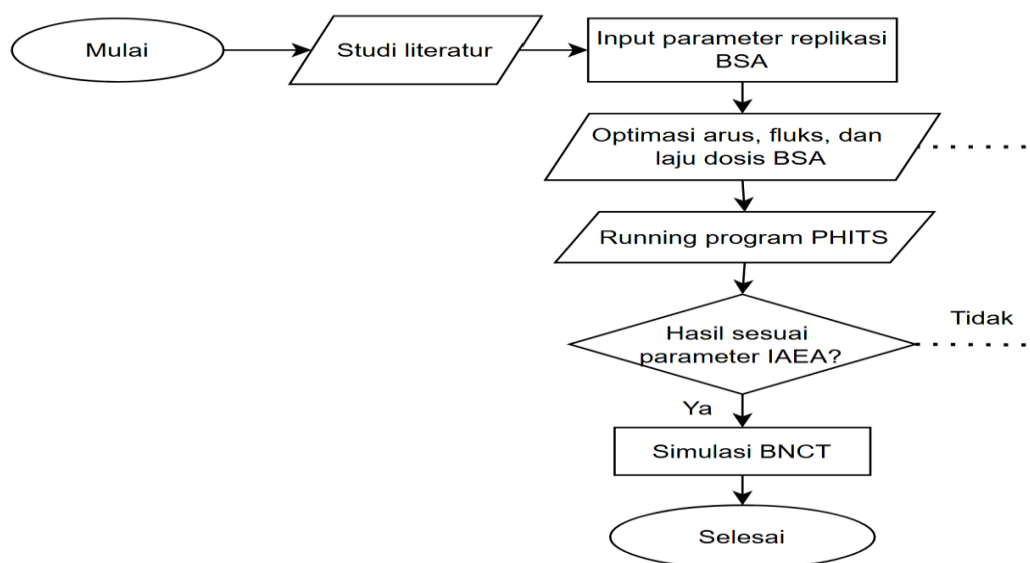
Nama Komponen	Material
Target Berilium	Be
<i>Gamma Shielding</i>	Pb
<i>Gamma Filter</i>	Bi
Filter neutron fast	LiF
Filter neutron termal	B4C
<i>Aperture</i>	Ni 95%
<i>Delimiter</i>	<i>Lithiated Polyethylene</i>
Moderator	Al
<i>Proton Beam Line</i>	<i>Void</i>
Reflektor	PbF2
<i>Neutron Shielding</i>	<i>Borated Parafin</i>

Dengan menggunakan program PHITS kita dapat mengoptimasi dan memperoleh hasil parameter output dari BSA, antara lain yaitu fluks neutron termal, fluks neutron epithermal, fluks neutron cepat, laju dosis gamma, laju dosis neutron cepat, serta arus neutron total. Data dari parameter output yang dihasilkan selanjutnya dibandingkan dengan 5 parameter rekomendasi IAEA. Hasil dari optimasi dapat dimasukkan ke dalam tabel 3.6

Tabel 3.6 Parameter IAEA yang harus dipenuhi

Parameter	Rekomendasi	Hasil Optimasi
<i>epihermal neutron flux</i> ($n/cm^2 \cdot s$)	$> 1,0 \times 10^9$	
Laju dosis neutron <i>fast/epihermal neutron flux</i> ($Gy - cm^2/n$)	$< 2,0 \times 10^{-13}$	
Laju dosis gamma/ <i>epihermal neutron flux</i> ($Gy - cm^2/n$)	$< 2,0 \times 10^{-13}$	
Rasio flux <i>thermal</i> dan <i>epihermal</i> (ϕ_{th}/ϕ_{epi})	$< 0,05$	
Rasio antara arus neutron dan flux neutron (J/ϕ_{epi})	$>0,7$	

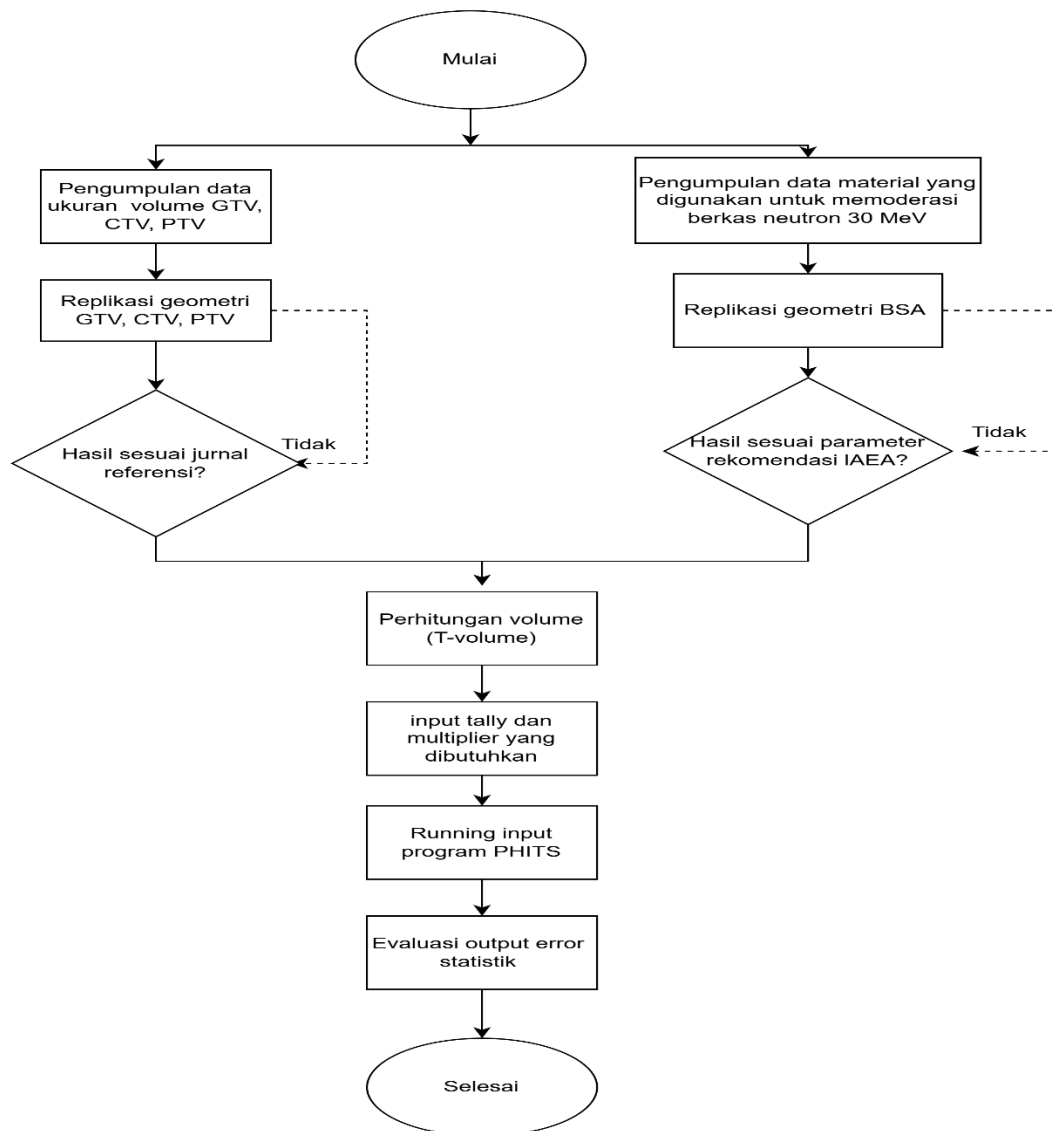
Berikut pada gambar 3. 7 disajikan diagram alir optimasi BSA



Gambar 3.7 Diagram alir optimasi Beam Shaping Assembly (BSA)

3.4.4 Validasi hasil simulasi

Berikut disajikan diagram alir untuk memvalidasi replikasi geometri kanker dan beam shaping Assembly.



Gambar 3.8 Diagram alir proses validasi simulasi menggunakan PHITS

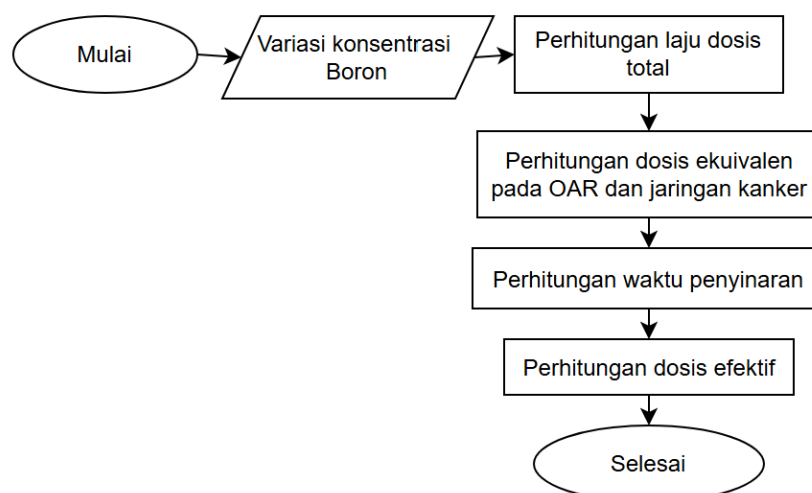
Diagram alir pada Gambar 3.8 menunjukkan tahapan proses validasi simulasi menggunakan program PHITS. Proses dimulai dengan pengumpulan data geometri kemudian pembuatan replikasi geometri kanker oligometastasis ovarium yang meliputi daerah GTV, CTV, dan PTV, kemudian dilakukan perhitungan volume menggunakan tally T-Volume. Hasil perhitungan volume tersebut dibandingkan dengan data referensi dari ICRP dan jurnal terkait untuk memastikan

kesesuaian ukuran anatomi model dengan data standar. Jika hasil belum sesuai, model disesuaikan hingga mencapai kesesuaian yang diharapkan.

Secara bersamaan, dilakukan pembuatan dan validasi BSA serta optimasi fluks neutron. Parameter hasil optimasi dibandingkan dengan parameter yang direkomendasikan IAEA untuk memastikan sumber neutron memenuhi karakteristik yang diperlukan. Setelah itu, dilakukan pemeriksaan tally dan multiplier untuk memastikan perhitungan dosis setiap komponen partikel telah benar. Tahap akhir mencakup proses running simulasi PHITS dan evaluasi error statistik (SE) guna menilai tingkat ketidakpastian hasil. Apabila nilai kesalahan statistik berada dalam batas yang dapat diterima ($SE \leq 2-5\%$), model simulasi dianggap valid dan siap digunakan untuk perhitungan dosis serta analisis lanjut pada penelitian.

3.5 Teknik Analisis Hasil Penelitian

Berikut merupakan diagram alir teknik analisis hasil penelitian yang disajikan pada gambar 3.9.



Gambar 3.9 Diagram alir teknik analisis hasil penelitian

Dalam terapi BNCT, terdapat empat komponen utama yang berperan dalam transfer energi ke jaringan, yaitu dosis boron, proton, neutron, dan gamma (foton). Pada penelitian ini diasumsikan bahwa konsentrasi boron antara jaringan sehat dan jaringan kanker sebesar 10:1. Injeksi boron ke dalam tubuh memengaruhi fraksi massa boron terhadap komponen penyusun material jaringan. Perubahan fraksi massa setiap elemen dihitung menggunakan persamaan:

$$f_k = \frac{m_i}{m_{boron} + m_{jaringan}} \quad (3-6)$$

Dengan f_i merupakan fraksi massa atom I setelah di tambah boron, dan m_i = massa atom i pada jaringan. Perhitungan fraksi massa atom ini dihitung menggunakan program phyton sehingga didapatkan hasil fraksimassa yang akurat.

Massa atom dalam jaringan diperoleh dengan mengalikan fraksi massa awal dengan massa total jaringan, sedangkan massa boron dihitung dengan:

$$m_{boron} = C_B \times r \times m_{jaringan} \quad (3-7)$$

di mana C_B adalah konsentrasi boron dalam satuan $\mu\text{g/g}$ dan r merupakan rasio konsentrasi boron antara jaringan sehat dan tumor. Dengan mensubstitusikan persamaan (3-6) ke (3-7), diperoleh:

$$f_{boron} = \frac{C_B \times r}{(C_B \times r + 1)} \quad (3-8)$$

Perubahan konsentrasi boron akan memengaruhi fraksi massa atom jaringan, yang selanjutnya mengubah material jaringan dan nilai faktor normalisasi (multiplier) pada input simulasi PHITS. Perhitungan Monte Carlo dalam PHITS menghasilkan empat komponen laju dosis, yaitu laju dosis serap dari ^{10}B , Hidrogen, Nitrogen, dan Gamma (foton).

Hasil optimasi berkas neutron digunakan untuk menghitung total laju dosis atau laju dosis ekuivalen pada *organ-at-risk* (OARs) dan jaringan kanker. Perhitungan dosis ekuivalen dilakukan dengan memperhitungkan faktor CBE dan RBE dari setiap jaringan sehat dan kanker sesuai Tabel 2.3, menggunakan persamaan berikut:

$$E\dot{D}_{kulit} = (2,5 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y)$$

$$E\dot{D}_{tulang} = (1 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y)$$

$$E\dot{D}_{jaringan\ lunak} = (1,34 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y)$$

$$E\dot{D}_{GTV} = (3,8 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y)$$

Berdasarkan total laju dosis ekuivalen yang diperoleh, waktu iradiasi untuk mencapai dosis 50 Gy pada sel kanker dapat dihitung menggunakan persamaan (2-8). Waktu iradiasi terpendek menunjukkan kondisi dosis optimal untuk BNCT. Selanjutnya, dosis ekuivalen pada OARs dihitung melalui persamaan (2-9), dan dengan mengalikan hasil tersebut dengan faktor bobot jaringan (ICRP 145, Tabel 2.4) untuk memperoleh dosis efektif.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Penelitian

Simulasi optimasi dosis BNCT pada kasus kanker oligometastasis ovarium dilakukan menggunakan perangkat lunak PHITS versi 3.35. Tahap awal penelitian diawali dengan pemodelan geometri kanker berdasarkan citra CT/Scan dengan klasifikasi T3/b-N0/N1-M0. Nodus kanker berada pada area para-aorta yang terletak di belakang peritoneum, dengan kedalaman sekitar 6.9 cm dari permukaan kulit. Volume target tumor kemudian dibagi menjadi beberapa komponen, yaitu Gross Tumor Volume (GTV) sebesar 2.52 cm³, Clinical Tumor Volume (CTV) sebesar 6.95 cm³, serta Planning Tumor Volume (PTV) sebesar 28.94 cm³.

Setelah pemodelan target volume selesai dilakukan, simulasi dilanjutkan dengan penerapan variasi arah penyinaran untuk mengevaluasi pengaruh orientasi berkas terhadap dosis yang diterima oleh *Organ At Risk* (OAR) maupun kanker. Dalam penelitian ini digunakan dua variasi arah penyinaran, yaitu Posterior-Anterior (PA) dan *Left Lateral* (LLAT). Pada teknik PA, berkas radiasi diarahkan dari bagian depan tubuh dengan jarak penyinaran 0 cm dari permukaan kulit. Sehingga BSA ditempatkan menempel langsung pada permukaan kulit. Sementara itu, pada teknik LLAT penyinaran diberikan dari sisi kiri tubuh, dan seperti pada teknik PA, proses iradiasi juga dilakukan tanpa jarak (BSA menempel pada permukaan kulit). Pemilihan kedua arah penyinaran tersebut bertujuan untuk membandingkan distribusi laju dosis yang dihasilkan serta mengevaluasi potensi efek biologis yang diterima jaringan sehat di sekitar target (*Organ at Risk/OAR*).

Dengan demikian, dapat ditentukan arah penyinaran yang paling optimal berdasarkan keseimbangan antara efektivitas terapi dan minimalisasi efek samping.

Selain pemodelan geometri kanker, penelitian ini juga mencakup pemodelan sumber neutron BNCT melalui Beam Shaping Assembly (BSA). Keluaran neutron dari BSA dirancang agar memenuhi parameter yang direkomendasikan oleh IAEA (Tabel 2.2). Sebelum diaplikasikan pada simulasi *phantom* ORNL, karakteristik fluks neutron terlebih dahulu divalidasi menggunakan water phantom berbentuk silinder dengan diameter 10 cm. Selain itu, pada tahap pemodelan Beam Shaping Assembly (BSA) dilakukan penambahan material serta penyesuaian geometri guna meningkatkan karakteristik spektrum neutron yang dihasilkan. Modifikasi ini mencakup penambahan beberapa komponen penyusun BSA, serta perubahan bentuk dan ketebalan pada lapisan tertentu agar fluks neutron keluaran memenuhi parameter yang direkomendasikan oleh IAEA. Variasi utama yang diterapkan pada BSA adalah pengaturan ketebalan neutron shielding, disertai penambahan material gadolinium dengan ketebalan 0,15 cm.

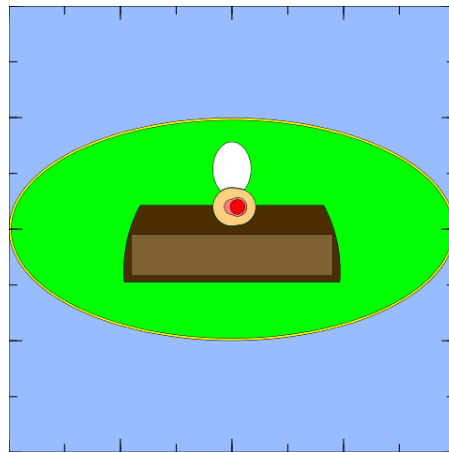
Setelah proses optimasi selesai, BSA diterapkan pada phantom ORNL dan distribusi fluks neutron dianalisis berdasarkan kedalaman phantom. Analisis ini bertujuan untuk mengidentifikasi posisi puncak fluks maksimum yang terbentuk akibat interaksi neutron dengan boron pada jaringan target. Apabila distribusi fluks neutron telah sesuai dengan kriteria yang dibutuhkan, maka tahapan penelitian dilanjutkan pada perhitungan dosis.

Perhitungan dosis dilakukan dengan mengatur nilai *multiplier* menggunakan tally [t-track] di PHITS. Komponen laju dosis yang dihitung

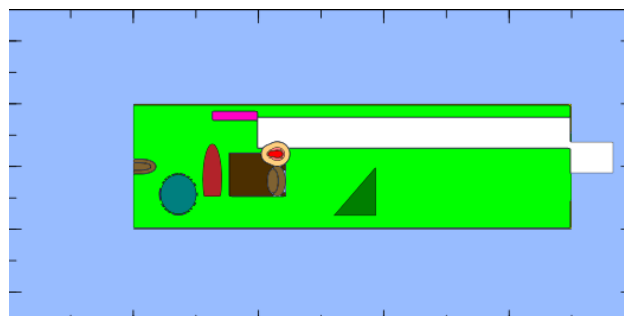
mencakup dosis dari boron, *fast neutron*, proton, serta gamma. Simulasi dijalankan dengan 200.0000.0000 *history* partikel dan waktu komputasi selama 23 jam di setiap konsentrasi. Hasil keluaran kemudian diolah untuk memperoleh dosis ekuivalen serta dosis efektif.

4.1.1 Pemodelan Geometri Kanker

Geometri kanker dimodelkan pada phantom ORNL wanita dewasa berdasarkan citra CT/Scan dengan klasifikasi T3/b-N0/N1-M0. Target berada pada area para-aorta di belakang peritoneum dengan kedalaman sekitar 6.9 cm dan dibagi menjadi GTV, CTV, dan PTV. Visualisasi pemodelan geometri kanker dan OAR ditunjukkan pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2.



Gambar 4.1 Geometri kanker dari perpotongan axial



Gambar 4.2 Geometri kanker dari perpotongan Sagittal

Berdasarkan Gambar 4.1 dan Gambar 4.2, target kanker (GTV/CTV/PTV) telah berhasil diposisikan pada area para-aorta sesuai informasi klinis dengan kedalaman sekitar 6.9 cm dari permukaan tubuh. Visualisasi ini menunjukkan keterkaitan posisi target terhadap organ di sekitarnya (OAR), sehingga simulasi selanjutnya dapat digunakan untuk mengevaluasi distribusi laju dosis pada target maupun jaringan sehat pada berbagai variasi arah penyinaran.

4.1.2 Pemodelan sumber Neutron

Setelah pemodelan geometri kanker dan *organ at risk* (OAR) disusun pada phantom ORNL, tahap berikutnya adalah pemodelan sumber neutron untuk simulasi BNCT. Pada penelitian ini, neutron dibentuk melalui Beam Shaping Assembly (BSA) agar spektrum neutron yang dihasilkan sesuai untuk kebutuhan terapi BNCT.

Karakteristik keluaran neutron dari BSA kemudian divalidasi menggunakan water phantom berbentuk silinder (diameter 10 cm). Validasi dilakukan untuk memastikan bahwa fluks neutron epitermal dan komponen radiasi lain (neutron cepat dan gamma) masih berada dalam batas yang aman untuk terapi. Hasil validasi keluaran neutron BSA ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Hasil validasi karakteristik keluaran neutron BSA menggunakan water phantom berdasarkan kriteria IAEA

Parameter	IAEA Recommendations	Result
fluks neutron epitermal (n/cm ² s)	$>1.0 \times 10^9$	1.1316×10^9
laju dosis neutron cepat/ fluks epitermal (Gy cm ² /n)	$<2.0 \times 10^{-13}$	6.35×10^{-14}
laju dosis gamma/fluks epitermal (Gy cm ² /s)	$<2.0 \times 10^{-13}$	8.35×10^{-14}

rasio fluks neutron termal terhadap epitermal (ϕ_{th}/ϕ_{epi})	<0.05	0.0252
rasio arus neutron terhadap fluks epitermal (J/ϕ_{epi})	>0.7	0.785

Berdasarkan Tabel 4.1, keluaran neutron dari BSA telah memenuhi kriteria IAEA sehingga dapat digunakan pada simulasi BNCT phantom ORNL. Setelah itu, parameter distribusi boron-10 ditetapkan dengan asumsi perbandingan konsentrasi jaringan kanker dan jaringan sehat sebesar 10:1, di mana GTV memiliki nilai tertinggi, CTV lebih rendah, dan PTV diasumsikan setara jaringan sehat. Variasi konsentrasi boron-10 ditunjukkan pada Tabel 4.2.

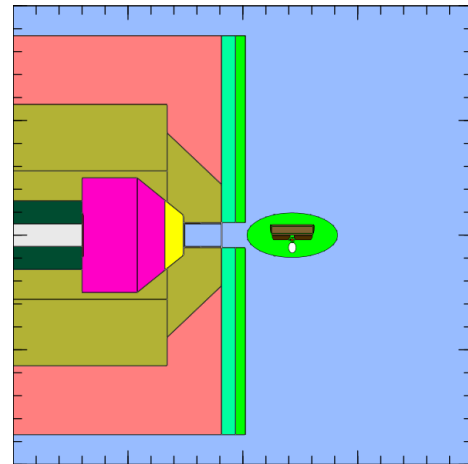
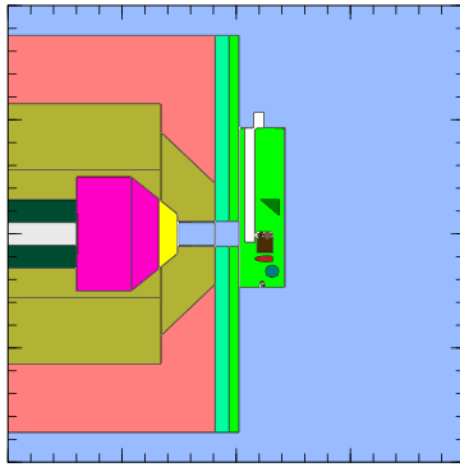
Tabel 4.2 Akumulasi boron-10 pada target kanker dan jaringan sehat

Konsentrasi ($\mu\text{g/g}$ Jaringan)	GTV	CTV	PTV	Jaringan Sehat
100	9.99E-04	5.00E-04	1.00E-04	1.00E-04
120	1.20E-03	6.00E-04	1.20E-04	1.20E-04
145	1.45E-03	7.24E-04	1.45E-04	1.45E-04

Tabel 4.2 menunjukkan variasi konsentrasi boron-10 yang digunakan pada target kanker dan jaringan sehat. Setelah parameter boron ditetapkan, konfigurasi BSA dan posisi phantom ditampilkan pada Gambar 4.3. Sebaran fluks neutron setelah melewati BSA divisualisasikan menggunakan tally [T-track] pada Gambar 4.4 sebagai gambaran awal sebelum dilakukan perhitungan laju dosis.

Setelah nilai konsentrasi boron-10 pada target kanker dan jaringan sehat ditetapkan seperti pada Tabel 4.2, tahap berikutnya adalah meninjau konfigurasi sumber neutron yang digunakan pada simulasi BNCT. Visualisasi posisi BSA, phantom, serta arah iradiasi ditunjukkan pada Gambar 4.3(a) dan Gambar 4.3(b). Selanjutnya, lintasan neutron setelah melewati BSA menuju phantom

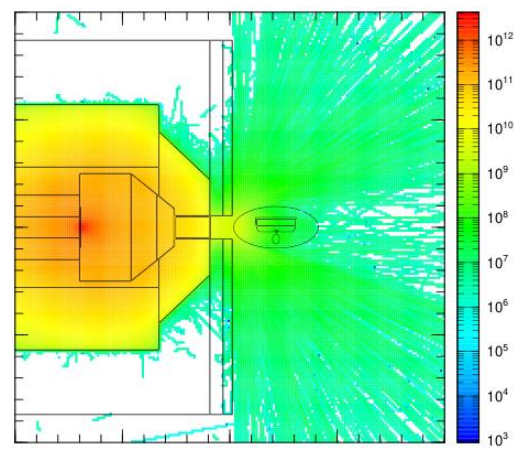
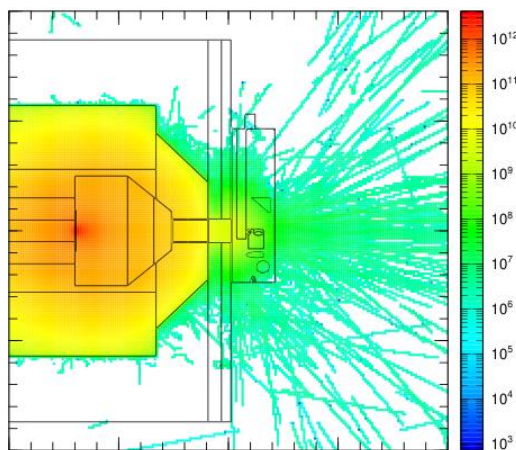
divisualisasikan menggunakan tally [T-track] pada Gambar 4.4(a) dan Gambar 4.4(b).



Gambar 4.3(a) Visualiasi arah iradiasi posterior - anterior pada potongan

Gambar 4.3(b) Visualiasi arah iradiasi left lateral pada potongan Sagittal

Axial



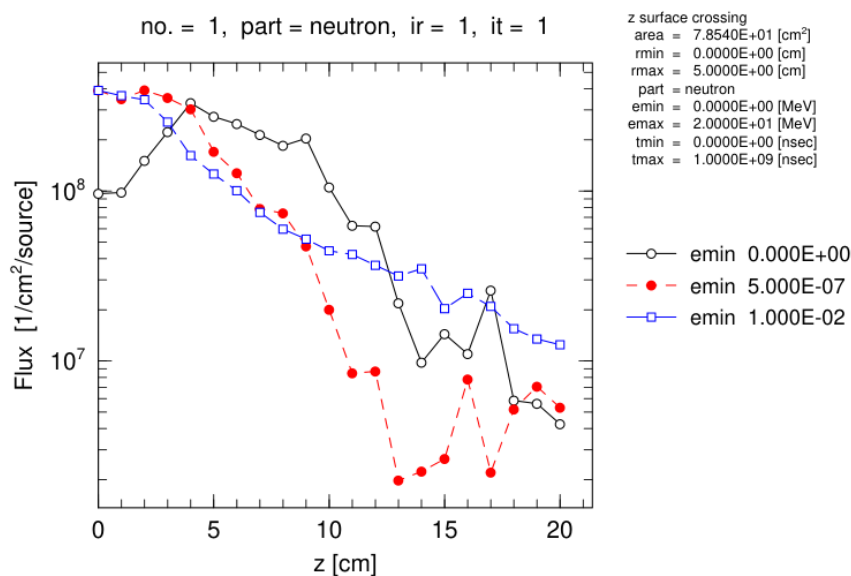
Gambar 4.4(a) Visualisasi lintasan partikel pada arah iradiasi postero-anterior

Gambar 4.4(b) Visualisasi lintasan partikel pada arah left lateral

Berdasarkan kedua gambar tersebut, terlihat bahwa perbedaan arah iradiasi menyebabkan lintasan neutron yang terbentuk di dalam phantom juga berbeda. Hal ini terjadi karena neutron menembus bagian tubuh yang berbeda pada masing-

masing arah penyinaran, sehingga pola penyebaran neutron yang mencapai target maupun organ sehat di sekitarnya dapat berubah. Perbedaan arah iradiasi menyebabkan perbedaan lintasan neutron di dalam phantom, sehingga distribusi dosis yang diterima target dan organ sehat juga dapat berbeda.

Warna pada gambar 4.4 (a) dan (b) menunjukkan rentang fluks neutron epitermal pada BSA. Warna biru menunjukkan fluks berada pada rentang 10^3 hingga $10^6 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$, warna hijau menunjukkan fluks berada pada rentang 10^7 hingga $10^9 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$, warna kuning menunjukkan fluks berada pada rentang 10^{10} hingga $10^{11} \text{ cm}^{-2}/\text{source}$, sementara warna merah menunjukkan fluks berada pada rentang 10^{11} hingga $10^{12} \text{ cm}^{-2}/\text{source}$. Pada geometri kanker, fluks neutron epitermal yang berinteraksi dengan tubuh berada pada rentang 10^6 hingga $10^9 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$. Nilai fluks tersebut semakin menurun seiring bertambahnya kedalaman jaringan di dalam tubuh. Distribusi fluks neutron berdasarkan kedalaman tubuh (cm) dapat dilihat dari grafik pada gambar 4.5 di bawah ini.



Gambar 4.5 Grafik fluks neutron termal, epithermal, dan neutron cepat

Gambar 4.5 menunjukkan distribusi fluks neutron berdasarkan kedalaman tubuh. Hasil simulasi memperlihatkan bahwa fluks neutron termal mencapai nilai maksimum pada kedalaman 4 cm dengan nilai sebesar $3,296 \times 10^8 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$. Sementara itu, fluks neutron epitermal mencapai puncaknya pada kedalaman 2 cm dengan nilai sebesar $3,92 \times 10^8 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$.

4.1.3 Laju Dosis Total

Setelah karakteristik fluks neutron keluaran BSA memenuhi parameter yang direkomendasikan dan distribusi boron-10 pada jaringan telah ditetapkan, tahap selanjutnya adalah perhitungan laju dosis pada target kanker dan organ di sekitarnya. Laju dosis total dihitung sebagai penjumlahan beberapa komponen dosis, yaitu kontribusi dosis boron, neutron cepat, proton, dan gamma. Perhitungan dilakukan menggunakan tally [T-track] pada PHITS dengan penerapan multiplier sesuai komponen dosis yang dianalisis.

Hasil perhitungan laju dosis pada masing-masing komponen dosis, yaitu dosis boron, nitrogen, neutron, dan gamma, disajikan untuk setiap variasi konsentrasi boron-10 dan arah iradiasi. Nilai laju dosis ini dihitung pada target kanker (GTV, CTV, dan PTV) serta beberapa organ at risk (OAR) sebagai dasar untuk menentukan laju dosis total. Hasil laju dosis komponen untuk arah iradiasi Postero-Anterior (PA) ditampilkan pada Tabel 4.3 hingga Tabel 4.5, sedangkan untuk arah iradiasi Left Lateral (LLAT) ditampilkan pada Tabel 4.6 hingga Tabel 4.8.

Tabel 4.3 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron $100 \mu\text{g}$ dengan model iradiasi Postero-Anterior phantom

Jaringan / Organ	Laju Dosis Boron (Gy/s)	Laju Dosis Nitrogen (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
GTV	3.68E-02	1.64E-04	7.26E-03	4.46E-03
CTV	1.57E-02	1.06E-04	3.12E-03	2.42E-03
PTV	1.51E-03	5.95E-05	1.99E-03	1.54E-03
Usus Besar	7.90E-04	3.31E-05	1.60E-03	1.50E-03
Lambun g	4.62E-04	1.65E-05	6.53E-04	1.08E-03
Liver	4.11E-04	1.76E-05	5.34E-04	7.15E-04
Ginjal	5.79E-03	2.05E-04	3.59E-03	3.21E-03
Usus Kecil	1.74E-03	6.74E-05	2.85E-03	2.59E-03
Kulit	2.36E-04	1.51E-05	4.87E-04	3.16E-04
Jaringan Lunak	1.62E-03	5.40E-05	1.70E-03	1.64E-03
Tulang Belakang	7.73E-03	2.49E-04	3.58E-03	4.46E-03
Ovarium	1.08E-03	3.56E-05	9.32E-04	1.17E-03
Limpa	9.24E-04	3.61E-05	7.68E-04	7.78E-04
Tulang Pinggul	4.16E-05	1.33E-06	3.79E-05	4.32E-05

Tabel 4.4 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 120 μg dengan model iradiasi Postero-Anterior phantom

Jaringan / Organ	Laju Dosis Boron (Gy/s)	Laju Dosis Nitrogen (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
GTV	3.83E-02	1.52E-04	7.25E-03	4.50E-03
CTV	1.73E-02	1.00E-04	3.12E-03	2.38E-03
PTV	1.64E-03	5.59E-05	1.99E-03	1.50E-03
Usus Besar	8.20E-04	3.05E-05	1.60E-03	1.49E-03
Lambun g	4.63E-04	1.47E-05	6.79E-04	1.07E-03
Liver	4.26E-04	1.59E-05	5.39E-04	7.08E-04
Ginjal	6.49E-03	1.93E-04	3.59E-03	3.21E-03
Usus Kecil	1.86E-03	6.27E-05	2.85E-03	2.56E-03
Kulit	2.71E-04	1.47E-05	4.86E-04	3.14E-04
Jaringan Lunak	1.82E-03	5.12E-05	1.70E-03	1.61E-03

Tulang Belakang	8.55E-03	2.33E-04	3.58E-03	4.39E-03
Ovarium	1.34E-03	3.64E-05	9.32E-04	1.21E-03
Limpa	1.13E-03	3.65E-05	7.54E-04	7.68E-04
Tulang Pinggul	4.29E-05	1.19E-06	3.79E-05	5.10E-05

Tabel 4.5 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 145 μg dengan model iradiasi Postero-Anterior phantom

Jaringan /Organ	Laju Dosis Boron (Gy/s)	Laju Dosis Nitrogen (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
GTV	4.48E-02	1.32E-04	7.25E-03	4.63E-03
CTV	1.65E-02	8.53E-05	3.12E-03	2.22E-03
PTV	1.61E-03	4.95E-05	1.99E-03	1.43E-03
Usus Besar	8.75E-04	2.87E-05	1.60E-03	1.46E-03
Lambun g	4.92E-04	1.36E-05	6.79E-04	1.05E-03
Liver	4.62E-04	1.48E-05	5.39E-04	6.99E-04
Ginjal	7.35E-03	1.83E-04	3.55E-03	3.15E-03
Usus Kecil	1.90E-03	5.71E-05	2.85E-03	2.49E-03
Kulit	3.08E-04	1.41E-05	4.86E-04	3.07E-04
Jaringan Lunak	2.00E-03	4.79E-05	1.70E-03	1.59E-03
Tulang Belakang	9.43E-03	2.17E-04	3.58E-03	4.33E-03
Ovarium	1.27E-03	3.04E-05	9.32E-04	1.15E-03
Limpa	1.09E-03	3.07E-05	7.50E-04	7.82E-04
Tulang Pinggul	3.99E-05	9.91E-07	3.79E-05	4.13E-05

Berdasarkan Tabel 4.3 sampai Tabel 4.5, nilai laju dosis pada target kanker, khususnya GTV, terlihat lebih tinggi dibandingkan organ lain. Selain itu, peningkatan konsentrasi boron-10 menunjukkan kecenderungan peningkatan laju dosis boron pada target.

Tabel 4.6 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 100 μg dengan model iradiasi Left lateral phantom

Jaringan /Organ	Laju Dosis Boron (Gy/s)	Laju Dosis Nitrogen (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
GTV	1.45E-03	1.99E-05	1.54E-03	1.32E-03
CTV	7.48E-04	1.02E-05	6.11E-04	1.17E-03
PTV	9.98E-05	8.75E-06	5.52E-04	5.54E-04
Usus Besar	3.62E-04	1.58E-05	8.53E-04	9.32E-04
Lambun g	5.70E-04	2.61E-05	1.38E-03	1.27E-03
Liver	3.26E-05	4.27E-06	2.70E-04	3.41E-04
Ginjal	2.24E-04	1.58E-05	7.19E-04	9.36E-04
Usus Kecil	4.31E-04	2.30E-05	1.34E-03	1.22E-03
Kulit	1.58E-04	1.23E-05	5.05E-04	3.14E-04
Jaringan Lunak	1.10E-03	4.19E-05	1.67E-03	1.43E-03
Tulang Belakang	1.52E-04	1.42E-05	5.83E-04	1.02E-03
Ovarium	2.04E-04	1.00E-05	5.55E-04	4.08E-04
Limpa	9.36E-04	3.75E-05	8.86E-04	1.24E-03
Tulang Pinggul	1.76E-05	5.31E-07	1.20E-05	2.48E-05

Tabel 4.7 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 120 μg dengan model iradiasi Left lateral phantom

Jaringan /Organ	Laju Dosis Boron (Gy/s)	Laju Dosis Nitrogen (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
GTV	1.87E-03	2.01E-05	1.53E-03	1.34E-03
CTV	8.84E-04	1.01E-05	6.11E-04	1.16E-03
PTV	8.39E-05	8.00E-06	5.52E-04	5.47E-04
Usus Besar	3.92E-04	1.49E-05	8.53E-04	9.31E-04
Lambun g	5.89E-04	2.42E-05	1.38E-03	1.26E-03
Liver	3.74E-05	4.22E-06	2.70E-04	3.46E-04
Ginjal	2.80E-04	1.60E-05	7.19E-04	9.52E-04
Usus Kecil	4.56E-04	2.18E-05	1.34E-03	1.22E-03
Kulit	1.81E-04	1.20E-05	5.06E-04	3.14E-04
Jaringan Lunak	1.25E-03	4.03E-05	1.67E-03	1.43E-03

Tulang Belakang	1.67E-04	1.38E-05	5.83E-04	1.02E-03
Ovarium	1.08E-04	7.22E-06	5.55E-04	4.39E-04
Limpa	1.00E-03	3.43E-05	8.86E-04	1.24E-03
Tulang Pinggul	1.80E-05	4.69E-07	1.20E-05	2.47E-05

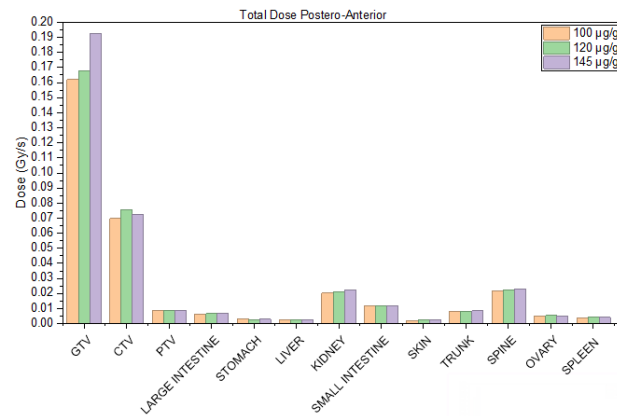
Tabel 4.8 Nilai laju dosis pada organ/jaringan per konsentrasi boron 145 μg dengan model iradiasi Left lateral phantom

Jaringan /Organ	Laju Dosis Boron (Gy/s)	Laju Dosis Nitrogen (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
GTV	2.89E-03	1.99E-05	1.79E-03	1.59E-03
CTV	6.64E-04	8.72E-06	6.11E-04	1.09E-03
PTV	4.39E-05	7.02E-06	5.52E-04	5.33E-04
Usus Besar	4.21E-04	1.41E-05	8.53E-04	9.17E-04
Lambun g	6.74E-04	2.36E-05	1.38E-03	1.23E-03
Liver	4.00E-05	4.12E-06	2.70E-04	3.39E-04
Ginjal	2.84E-04	1.49E-05	7.12E-04	9.27E-04
Usus Kecil	4.91E-04	2.09E-05	1.34E-03	1.22E-03
Kulit	2.10E-04	1.17E-05	5.06E-04	3.12E-04
Jaringan Lunak	1.40E-03	3.84E-05	1.67E-03	1.42E-03
Tulang Belakang	1.85E-04	1.35E-05	5.83E-04	1.00E-03
Ovarium	1.69E-04	7.88E-06	5.55E-04	4.43E-04
Limpa	1.09E-03	3.18E-05	8.86E-04	1.27E-03
Tulang Pinggul	2.29E-05	5.13E-07	1.38E-05	2.30E-05

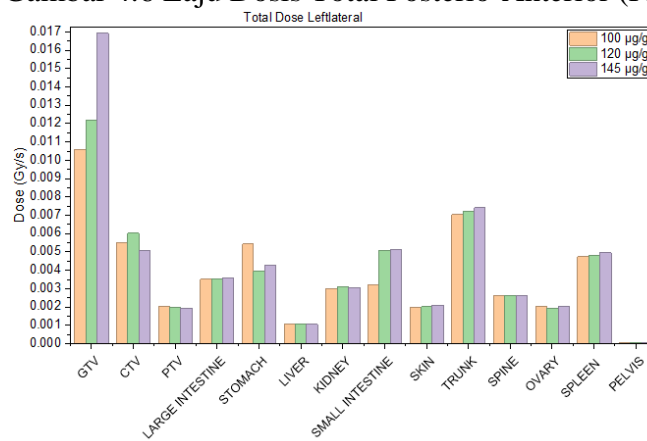
Pada arah iradiasi LLAT (Tabel 4.6 sampai Tabel 4.8), pola laju dosis pada target dan OAR juga dapat diamati untuk setiap variasi konsentrasi boron-10. Perbedaan arah iradiasi menyebabkan nilai laju dosis yang terbentuk berbeda, sehingga perlu dianalisis lebih lanjut melalui laju dosis total.

Selanjutnya, laju dosis total dihitung dengan rumus seperti pada persamaan 2.7. Hasil laju dosis total pada masing-masing variasi konsentrasi boron-10 dan arah

irradiasi disajikan pada gambar 4.6 dan 4.7 untuk mempermudah perbandingan dosis keseluruhan yang diterima target kanker dan organ sehat.



Gambar 4.6 Laju Dosis Total Postero-Anterior (PA)



Gambar 4.7 Laju Dosis Total Left Lateral (LLAT)

Berdasarkan grafik laju dosis total, peningkatan konsentrasi boron-10 menyebabkan laju dosis total pada target kanker cenderung meningkat, terutama pada GTV. Selain itu, perbedaan arah iradiasi PA dan LLAT menunjukkan variasi nilai laju dosis total akibat perbedaan lintasan neutron di dalam phantom. Nilai laju dosis total ini selanjutnya digunakan untuk menghitung waktu iradiasi untuk mencapai dosis terapi pada target kanker.

4.1.4 Waktu Iradiasi

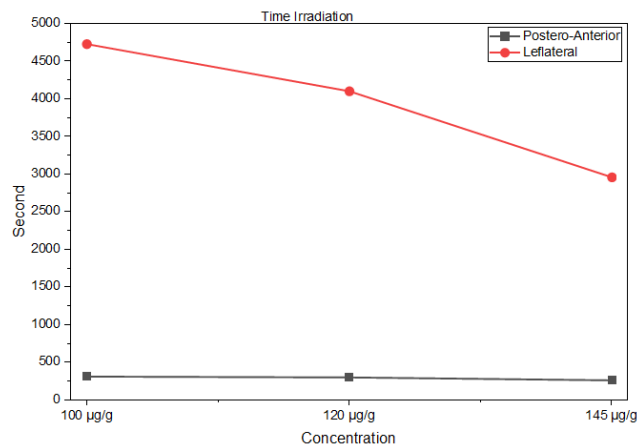
Nilai laju dosis total yang diperoleh pada subbab sebelumnya digunakan sebagai dasar dalam perhitungan waktu iradiasi. Waktu iradiasi menunjukkan lama

penyinaran yang dibutuhkan untuk mencapai dosis terapi sebesar 50 Gy pada target kanker. Hasil perhitungan waktu iradiasi untuk setiap variasi konsentrasi boron-10 dan arah iradiasi disajikan pada Tabel 4.9

Tabel 4.9 Nilai waktu iradiasi GTV

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Jaringan Kanker	Laju Dosis Total (Gy/s)	Waktu Iradiasi (s)	Waktu Iradiasi (Jam:menit:detik)
<i>Postero-Anterior</i> 100	GTV	1.62E-01	308.49	00:05:08
<i>Postero-Anterior</i> 120		1.68E-01	297.82	00:04:58
<i>Postero-Anterior</i> 145		1.93E-01	259.43	00:04:19
<i>Left lateral</i> 100		1.06E-02	4726.13	01:18:46
<i>Left lateral</i> 120		1.22E-02	4098.65	01:08:19
<i>Left lateral</i> 145		1.69E-02	2955.58	00:49:16

Untuk memperjelas perbandingan waktu iradiasi antar variasi konsentrasi boron-10 dan arah penyinaran, data pada Tabel 4.9 juga disajikan dalam bentuk grafik pada Gambar 4.8.



Gambar 4.8 Grafik Waktu Iradiasi di setiap arah penyinaran

Gambar 4.8 menunjukkan bahwa arah iradiasi PA menghasilkan waktu iradiasi yang lebih singkat dibandingkan LLAT. Selain itu, semakin tinggi konsentrasi boron-10 maka waktu iradiasi semakin menurun karena laju dosis total yang diterima target meningkat.

4.1.5 Dosis Equivalent

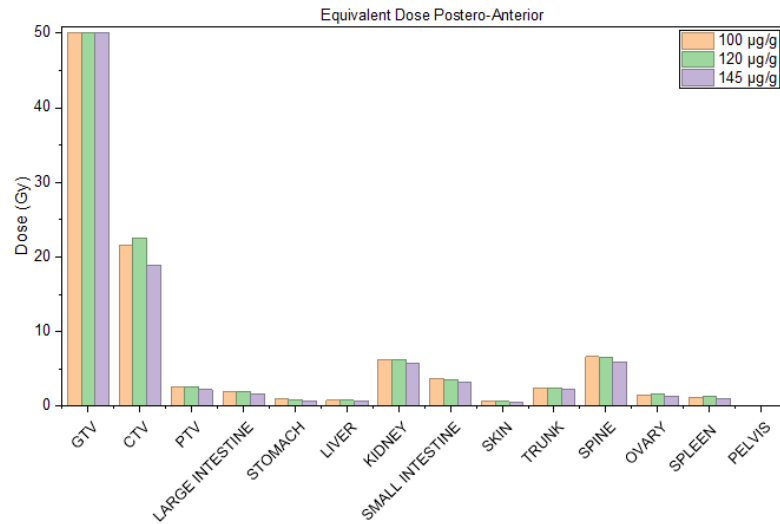
Setelah waktu iradiasi untuk mencapai dosis terapi pada target kanker ditentukan, tahap selanjutnya adalah menghitung dosis ekuivalen yang diterima oleh organ sehat di sekitar target (*Organ at Risk/OAR*). Perhitungan dosis ekuivalen dilakukan untuk melihat besarnya paparan radiasi pada jaringan normal selama proses penyinaran, sehingga dapat dievaluasi tingkat keamanan dari variasi arah iradiasi dan konsentrasi boron-10 yang digunakan.

Dosis ekuivalen dihitung berdasarkan dosis serap yang diterima setiap organ selama waktu iradiasi, kemudian dikalikan dengan faktor pembobot radiasi sesuai jenis radiasi yang berkontribusi pada BNCT. Hasil perhitungan dosis ekuivalen pada masing-masing organ untuk setiap variasi arah penyinaran dan konsentrasi boron-10 disajikan pada Tabel 4.10.

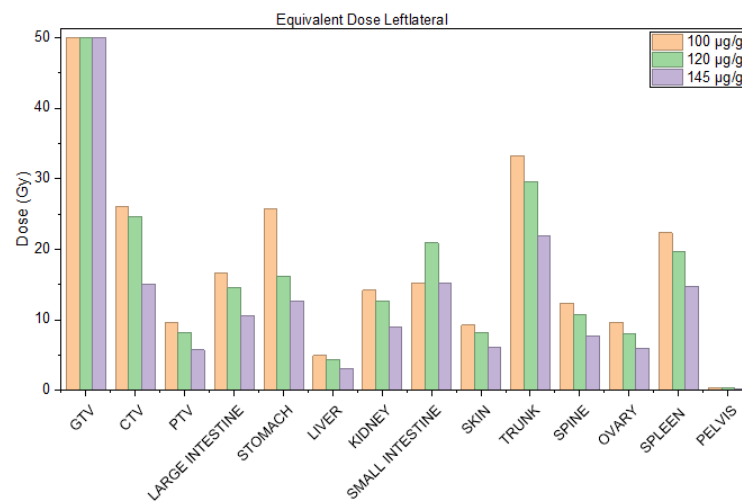
Tabel 4.10 Dosis ekuivalen pada organ sehat (OAR) untuk setiap variasi arah penyinaran dan konsentrasi boron-10.

No	Organ	Arah Iradiasi					
		PA			LLAT		
		100 μg/g	120 μg/g	145 μg/g	100 μg/g	120 μg/g	145 μg/g
1	GTV	50	50	50	50	50	50
2	CTV	21.5	22.57	18.86	26.04	24.66	15.08
3	PTV	2.62	2.57	2.21	9.62	8.23	5.73
4	Usus Besar	2	1.94	1.7	16.59	14.54	10.55
5	Lambung	1.02	0.8	0.73	25.66	16.14	12.7
6	Liver	0.8	0.78	0.69	4.94	4.33	3.11
7	Ginjal	6.22	6.28	5.72	14.22	12.7	9.04
8	Usus Kecil	3.69	3.6	3.13	15.21	20.89	15.21
9	Kulit	0.65	0.65	0.59	9.25	8.26	6.16
10	Jaringan Lunak	2.48	2.47	2.21	33.24	29.62	21.89
11	Tulang Belakang	6.63	6.62	5.96	12.33	10.75	7.77
12	Ovarium	1.53	1.59	1.34	9.65	7.94	5.98
13	Limpa	1.22	1.25	1.07	22.36	19.69	14.64
14	Tulang Pinggul	0.06	0.06	0.05	0.34	0.3	0.24

Hasil perhitungan dosis ekuivalen pada organ sehat (OAR) untuk setiap variasi arah iradiasi dan konsentrasi boron-10 telah disajikan pada Tabel 4.10 Untuk mempermudah melihat perbandingan dosis ekuivalen antar organ serta perbedaan antara arah penyinaran PA dan LLAT, data tersebut juga ditampilkan dalam bentuk grafik pada Gambar 4.9 dan Gambar 4.10 Grafik ini digunakan untuk menunjukkan organ yang menerima paparan dosis paling tinggi serta variasi iradiasi yang memberikan dosis serendah mungkin pada jaringan sehat.



Gambar 4.9 Dosis Equivalent pada arah iradiasi PA



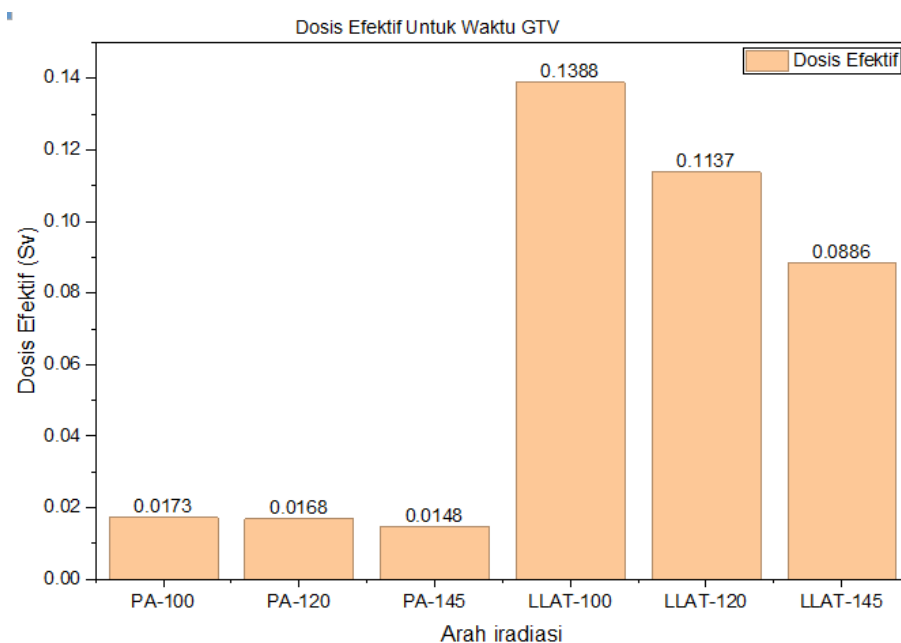
Gambar 4.10 Dosis Equivalent pada arah iradiasi LLAT

Berdasarkan Gambar 4.9 dan Gambar 4.10, dapat diketahui bahwa dosis ekuivalen pada OAR cenderung lebih rendah pada arah iradiasi PA dibandingkan LLAT. Hal ini menunjukkan bahwa arah PA lebih menguntungkan dari sisi keamanan organ sehat, karena dapat mencapai dosis terapi pada target dengan paparan yang lebih kecil pada jaringan normal.

Selanjutnya, nilai dosis ekuivalen yang telah diperoleh digunakan untuk menghitung dosis efektif sebagai parameter yang merepresentasikan risiko paparan radiasi secara keseluruhan pada tubuh pasien.

4.1.6 Dosis Efektif

Setelah dosis ekuivalen dihitung, tahap selanjutnya adalah menentukan dosis efektif (Sv) untuk melihat besarnya paparan radiasi secara keseluruhan yang diterima tubuh selama proses penyinaran. Dosis efektif diperoleh dari dosis ekuivalen tiap organ yang dikalikan dengan faktor pembobot jaringan, sehingga dapat digunakan sebagai indikator keamanan pada setiap variasi arah iradiasi dan konsentrasi boron-10. Untuk mempermudah perbandingan antara iradiasi Postero-Anterior (PA) dan *Left Lateral* (LLAT), serta melihat kecenderungan perubahan dosis efektif akibat variasi konsentrasi boron-10, hasil perhitungan tersebut disajikan dalam bentuk grafik pada Gambar 4.11



Gambar 4.11 Grafik hasil perbandingan dosis efektif masing masing arah iradiasi (Sv).

Gambar 4.11 menunjukkan bahwa dosis efektif pada iradiasi PA lebih rendah dibandingkan LLAT. Dosis efektif juga menurun seiring peningkatan konsentrasi boron-10 karena waktu iradiasi yang dibutuhkan semakin singkat. Untuk melengkapi evaluasi keamanan iradiasi, dilakukan pula perbandingan dosis ekuivalen pada masing-masing organ sehat (OAR) terhadap dosis toleransi organ. Perbandingan ini disajikan pada Tabel 4.11 beserta keterangan efek iradiasi yang berpotensi muncul apabila dosis yang diterima mendekati atau melebihi batas toleransi (BAPETEN, 2010).

Tabel 4.11 Tabel perbandingan dosis ekuivalen pada masing-masing organ sehat (OAR) terhadap dosis toleransi organ beserta efek setelah iradiasi dilakukan.

OAR	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Dosis Equivalent (Gy.Eq)	Dosis Toleransi (Gy)	Efek Iradiasi
Usus Besar	PA-100	2	40	-
	PA-120	1.94		-
	PA-145	1.7		-
	LLAT-100	16.59		-
	LLAT-120	14.54		-
	LLAT-145	10.55		-
Lambung	PA-100	1.02	50	-
	PA-120	0.8		-
	PA-145	0.73		-
	LLAT-100	25.66		-
	LLAT-120	16.14		-
	LLAT-145	12.7		-
Hati	PA-100	0.8	30	-
	PA-120	0.78		-
	PA-145	0.69		-
	LLAT-100	4.94		-
	LLAT-120	4.33		-
	LLAT-145	3.11		-
Ginjal	PA-100	3.69	23	-
	PA-120	3.6		-
	PA-145	3.13		-
	LLAT-100	15.21		-

	LLAT-120	20.89		Renal dysfunction
	LLAT-145	15.21		-
Usus Kecil	PA-100	0.65	45	-
	PA-120	0.65		-
	PA-145	0.59		-
	LLAT-100	9.25		-
	LLAT-120	8.26		-
	LLAT-145	6.16		-
Kulit	PA-100	2.48	2	Dermatitis radiasi/Berpotensi desquamasi
	PA-120	2.47		Dermatitis radiasi/Berpotensi desquamasi
	PA-145	2.21		Dermatitis radiasi ringan
	LLAT-100	33.24		Dermatitis berat
	LLAT-120	29.62		Dermatitis berat
	LLAT-145	21.89		Dermatitis
Limpa	PA-100	1.53	2	-
	PA-120	1.59		-
	PA-145	1.34		-
	LLAT-100	9.65		-
	LLAT-120	7.94		-
	LLAT-145	5.98		-
Ovarium	PA-100	1.22	30	-
	PA-120	1.25		-
	PA-145	1.07		-
	LLAT-100	22.36		-
	LLAT-120	19.69		Resiko infertilitas
	LLAT-145	14.64		Resiko infertilitas

Tabel 4.11 menunjukkan bahwa sebagian besar OAR masih berada di bawah dosis toleransi. Organ kulit menjadi organ pembatas karena melebihi toleransi pada seluruh variasi, sedangkan ovarium pada arah LLAT juga melewati toleransi. Hasil ini menunjukkan arah iradiasi berpengaruh terhadap tingkat keamanan terapi dan akan dibahas lebih lanjut pada subbab pembahasan.

4.2 Pembahasan

4.2.1 Pemodelan Geometri Phantom

Pemodelan geometri kanker menjadi tahap awal yang penting karena menentukan posisi target dan hubungan jaraknya terhadap organ sehat di sekitarnya pada simulasi BNCT menggunakan PHITS v3.35. Pada penelitian ini, kasus kanker oligometastasis ovarium dimodelkan berdasarkan citra CT/Scan dengan klasifikasi T3/b-N0/N1-M0. Target kanker berada pada area para-aorta di belakang peritoneum dengan kedalaman sekitar 6.9 cm dari permukaan kulit. Target volume kemudian dibagi menjadi GTV, CTV, dan PTV dengan volume masing-masing 2.52 cm^3 ; 6.95 cm^3 ; dan 28.94 cm^3 untuk merepresentasikan tumor utama, perluasan klinis, serta margin perencanaan.

Model target tersebut selanjutnya diintegrasikan ke dalam phantom matematis ORNL wanita dewasa sehingga perhitungan dosis dapat dilakukan tidak hanya pada target, tetapi juga pada organ at risk (OAR). Penetapan material jaringan mengacu pada ICRU Report 46 (1992), dengan GTV diasumsikan memiliki karakteristik material yang sama dengan CTV, sedangkan PTV disamakan dengan jaringan lunak karena berfungsi sebagai margin di sekitar tumor. Perbedaan material dan densitas jaringan ini berpengaruh terhadap interaksi neutron di dalam tubuh, sehingga dapat memengaruhi pola distribusi dosis yang terbentuk.

Selain geometri dan material, distribusi boron-10 juga ditetapkan karena berperan langsung dalam pembentukan dosis BNCT melalui reaksi penangkapan neutron termal. Pada simulasi ini, konsentrasi boron pada jaringan sehat diasumsikan 10% dari jaringan kanker, sedangkan pada jaringan kanker sebesar 90%. Distribusi boron pada jaringan kanker kemudian dibagi menjadi GTV sebesar 90%, serta CTV dan PTV masing-masing 5%. Variasi konsentrasi boron-10 yang

digunakan yaitu 100 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 145 $\mu\text{g/g}$ untuk melihat pengaruh perubahan konsentrasi terhadap laju dosis dan efisiensi penyinaran.

Visualisasi geometri kanker dan OAR ditunjukkan pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2. Berdasarkan visualisasi tersebut, target kanker (GTV/CTV/PTV) telah berhasil diposisikan pada area para-aorta sesuai informasi klinis. Posisi target yang berada cukup dalam dari permukaan tubuh menunjukkan bahwa arah penyinaran yang digunakan akan memengaruhi lintasan neutron sebelum mencapai target. Oleh karena itu, pemodelan geometri ini menjadi dasar penting dalam evaluasi distribusi dosis pada target maupun organ sehat pada variasi arah iradiasi yang dianalisis pada subbab berikutnya.

4.2.2 Pemodelan Sumber Neutron

Pemodelan sumber neutron pada simulasi BNCT dilakukan melalui Beam Shaping Assembly (BSA) karena neutron yang digunakan untuk terapi tidak langsung diberikan ke phantom, tetapi perlu dibentuk terlebih dahulu agar spektrumnya sesuai untuk kebutuhan BNCT. Pada prinsipnya, BNCT membutuhkan neutron epitermal yang cukup tinggi agar dapat menembus jaringan dan kemudian termoderasi menjadi neutron termal di sekitar target, sehingga reaksi penangkapan neutron oleh boron-10 dapat terjadi secara efektif.

Hasil validasi keluaran neutron dari BSA menggunakan water phantom menunjukkan bahwa seluruh parameter yang direkomendasikan oleh IAEA telah terpenuhi. Fluks neutron epitermal yang diperoleh berada di atas nilai minimum yang disyaratkan, sedangkan kontribusi dosis neutron cepat dan gamma terhadap fluks epitermal masih berada di bawah batas yang direkomendasikan. Selain itu, rasio fluks neutron termal terhadap epitermal juga masih berada dalam batas aman,

yang menunjukkan bahwa komponen neutron termal yang keluar dari BSA tidak terlalu dominan sebelum mencapai phantom. Dengan terpenuhinya parameter tersebut, BSA yang dimodelkan dapat dinyatakan layak digunakan untuk tahap simulasi pada phantom ORNL karena kualitas berkas neutron sudah sesuai untuk terapi BNCT.

Untuk mencapai keluaran neutron yang sesuai, dilakukan penyesuaian geometri dan penambahan material pada BSA, seperti variasi ketebalan shielding serta penggunaan material gadolinium. Penambahan shielding berfungsi untuk menekan komponen radiasi yang tidak diinginkan, sedangkan gadolinium berperan sebagai penyerap neutron termal sehingga dapat membantu menjaga dominasi neutron epitermal pada keluaran BSA. Proses optimasi ini penting karena kualitas berkas neutron sangat memengaruhi distribusi dosis, terutama pada organ sehat yang dapat menerima kontribusi dosis dari neutron cepat maupun gamma.

Selain kualitas sumber neutron, distribusi boron-10 juga menjadi faktor utama yang menentukan besarnya dosis terapi pada BNCT. Pada penelitian ini digunakan asumsi perbandingan konsentrasi boron antara jaringan kanker dan jaringan sehat sebesar 10:1 untuk menggambarkan selektivitas akumulasi boron pada jaringan tumor. Konsentrasi boron pada GTV ditetapkan paling tinggi karena mewakili tumor utama, sedangkan CTV lebih rendah dan PTV diasumsikan setara jaringan sehat karena merupakan margin perencanaan yang didominasi jaringan normal. Variasi konsentrasi boron-10 sebesar 100 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 145 $\mu\text{g/g}$ digunakan untuk melihat pengaruh peningkatan konsentrasi terhadap laju dosis dan efisiensi waktu iradiasi.

Visualisasi konfigurasi BSA dan arah iradiasi pada Gambar 4.3 serta lintasan partikel pada Gambar 4.4 menunjukkan bahwa arah penyinaran PA dan LLAT menghasilkan lintasan neutron yang berbeda di dalam phantom. Perbedaan lintasan ini menyebabkan neutron melewati bagian tubuh yang berbeda sebelum mencapai target, sehingga peluang interaksi neutron dengan jaringan serta sebaran dosis yang terbentuk pada target maupun organ sehat dapat berubah. Oleh karena itu, variasi arah iradiasi menjadi salah satu faktor yang penting dalam menentukan konfigurasi penyinaran yang paling efektif dan aman pada simulasi BNCT.

4.2.3 Laju Dosis

Setelah sumber neutron melalui BSA dinyatakan memenuhi kriteria IAEA dan distribusi boron-10 pada jaringan ditetapkan, tahap berikutnya adalah menganalisis laju dosis pada target kanker dan organ sehat di sekitarnya. Pada simulasi BNCT ini, laju dosis total tidak berasal dari satu jenis radiasi saja, tetapi merupakan gabungan dari beberapa komponen, yaitu dosis boron, dosis nitrogen, dosis neutron, dan dosis gamma. Oleh karena itu, hasil perhitungan laju dosis disajikan terlebih dahulu dalam bentuk komponen dosis (Tabel 4.3 - 4.8) untuk melihat kontribusi masing-masing komponen sebelum dihitung menjadi laju dosis total (Gambar 4.5 - 4.6).

a. Pola laju dosis pada arah iradiasi PA

Berdasarkan Tabel 4.3 hingga Tabel 4.5, laju dosis pada target kanker, terutama GTV, terlihat lebih tinggi dibandingkan CTV dan PTV maupun sebagian besar organ sehat. Hal ini sesuai dengan tujuan terapi, yaitu memberikan dosis yang lebih besar pada tumor utama. Selain itu, laju dosis boron pada GTV menunjukkan kecenderungan meningkat ketika konsentrasi boron-10 dinaikkan dari 100 $\mu\text{g/g}$

menjadi 120 $\mu\text{g/g}$ dan 145 $\mu\text{g/g}$. Kecenderungan ini masuk akal karena semakin tinggi konsentrasi boron-10, semakin besar peluang terjadinya reaksi penangkapan neutron termal pada jaringan tumor sehingga kontribusi dosis boron meningkat.

Pada organ sehat, nilai laju dosis umumnya lebih rendah dibandingkan target, namun beberapa organ menunjukkan nilai yang relatif lebih tinggi dibanding organ lainnya. Perbedaan ini dipengaruhi oleh posisi organ terhadap jalur lintasan neutron serta kedekatannya dengan area target, sehingga organ yang berada lebih dekat atau berada pada jalur penyinaran dapat menerima paparan lebih besar.

b. Pola laju dosis pada arah iradiasi LLAT

Pada arah iradiasi LLAT (Tabel 4.6 hingga Tabel 4.8), laju dosis pada target kanker cenderung lebih rendah dibandingkan hasil pada arah PA. Kondisi ini menunjukkan bahwa jumlah neutron yang mencapai target pada arah LLAT lebih sedikit atau mengalami penurunan akibat lintasan yang berbeda di dalam tubuh. Karena target berada pada area para-aorta dengan kedalaman tertentu, arah penyinaran yang berbeda akan menyebabkan neutron melewati ketebalan jaringan yang berbeda sebelum mencapai target. Semakin panjang lintasan yang dilalui, intensitas berkas dapat berkurang sehingga laju dosis yang terbentuk pada target juga menurun.

Selain itu, pola distribusi laju dosis pada organ sehat juga berubah pada arah LLAT. Beberapa organ yang berada pada sisi lintasan penyinaran dapat menerima paparan lebih besar dibandingkan arah PA, karena jalur masuk neutron berada pada sisi tubuh yang berbeda. Hal ini menunjukkan bahwa arah iradiasi tidak hanya memengaruhi besarnya laju dosis pada target, tetapi juga memengaruhi organ mana yang menerima paparan lebih dominan.

c. Laju dosis total dan pengaruh konsentrasi boron

Untuk melihat dosis keseluruhan yang diterima jaringan, laju dosis total dihitung sebagai penjumlahan seluruh komponen dosis. Hasil laju dosis total ditunjukkan pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6. Secara umum, peningkatan konsentrasi boron-10 menyebabkan laju dosis total pada target kanker meningkat, terutama pada GTV. Hal ini terjadi karena kontribusi dosis boron merupakan komponen yang paling sensitif terhadap perubahan konsentrasi boron-10, sehingga kenaikan konsentrasi langsung berdampak pada kenaikan laju dosis total pada target.

Perbandingan antara arah PA dan LLAT juga menunjukkan adanya perbedaan nilai laju dosis total yang dipengaruhi oleh perbedaan lintasan neutron di dalam phantom. Arah PA cenderung menghasilkan laju dosis total yang lebih tinggi pada target, sedangkan LLAT menghasilkan laju dosis total yang lebih rendah. Perbedaan ini menjadi penting karena laju dosis total digunakan sebagai dasar untuk menghitung waktu iradiasi yang diperlukan agar target kanker mencapai dosis terapi. Dengan laju dosis total yang lebih tinggi, waktu iradiasi akan lebih singkat, sedangkan laju dosis total yang lebih rendah akan menyebabkan waktu iradiasi lebih lama dan berpotensi meningkatkan paparan pada organ sehat.

4.2.4 Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi merupakan parameter penting dalam simulasi BNCT karena menunjukkan lama penyinaran yang dibutuhkan untuk mencapai dosis terapi pada target kanker. Pada penelitian ini, waktu iradiasi dihitung berdasarkan laju dosis total pada GTV yang diperoleh pada subbab sebelumnya. Secara umum, hubungan laju dosis total dan waktu iradiasi bersifat berbanding terbalik, yaitu semakin besar

laju dosis total yang diterima target, maka semakin singkat waktu penyinaran yang diperlukan untuk mencapai dosis terapi yang ditentukan. Oleh karena itu, variasi konsentrasi boron-10 dan arah iradiasi akan langsung memengaruhi hasil waktu iradiasi.

a. Pengaruh konsentrasi boron-10 terhadap waktu iradiasi

Berdasarkan hasil perhitungan, peningkatan konsentrasi boron-10 dari 100 $\mu\text{g/g}$ menjadi 120 $\mu\text{g/g}$ dan 145 $\mu\text{g/g}$ menyebabkan waktu iradiasi pada target kanker menjadi lebih singkat. Hal ini terjadi karena konsentrasi boron yang lebih tinggi meningkatkan kontribusi dosis boron melalui reaksi penangkapan neutron termal, sehingga laju dosis total pada target meningkat. Dengan laju dosis total yang lebih besar, target dapat mencapai dosis terapi dalam waktu yang lebih cepat.

Pola ini muncul pada kedua arah iradiasi (PA dan LLAT), di mana konsentrasi boron-10 yang lebih tinggi selalu menghasilkan waktu iradiasi yang lebih pendek. Kondisi ini menunjukkan bahwa peningkatan konsentrasi boron-10 dapat meningkatkan efisiensi penyinaran karena durasi iradiasi dapat dikurangi tanpa mengurangi dosis terapi yang diberikan pada target.

b. Pengaruh arah iradiasi terhadap waktu iradiasi

Selain konsentrasi boron, arah iradiasi juga memberikan pengaruh yang sangat signifikan terhadap waktu iradiasi. Berdasarkan hasil simulasi, arah iradiasi Postero-Anterior (PA) menghasilkan waktu iradiasi yang jauh lebih singkat dibandingkan Left Lateral (LLAT). Perbedaan ini sejalan dengan hasil laju dosis total pada subbab sebelumnya, di mana PA memberikan laju dosis total lebih tinggi pada target dibandingkan LLAT.

Waktu iradiasi yang lebih lama pada LLAT terjadi karena laju dosis total pada target lebih rendah, sehingga dibutuhkan durasi penyinaran yang lebih panjang untuk mencapai dosis terapi. Hal ini berkaitan dengan perbedaan lintasan neutron di dalam phantom. Pada arah LLAT, neutron harus melewati bagian tubuh yang berbeda sebelum mencapai target, sehingga intensitas neutron yang sampai ke target dapat menurun akibat interaksi dan atenuasi di dalam jaringan. Akibatnya, proses pembentukan dosis pada target menjadi kurang efisien dibandingkan arah PA.

c. Hubungan waktu iradiasi terhadap dosis paparan organ sehat (OAR)

Waktu iradiasi tidak hanya menentukan efisiensi terapi, tetapi juga berkaitan dengan tingkat paparan yang diterima organ sehat. Semakin lama durasi penyinaran, maka semakin besar kemungkinan organ sehat menerima akumulasi dosis dari komponen neutron maupun gamma selama proses iradiasi. Oleh karena itu, arah iradiasi yang menghasilkan waktu iradiasi lebih singkat cenderung lebih menguntungkan dari sisi keamanan, karena dapat menurunkan paparan total pada organ at risk (OAR).

Berdasarkan hasil tersebut, arah iradiasi PA memberikan keuntungan dalam efisiensi waktu karena mampu mencapai dosis terapi pada target dengan durasi yang lebih singkat dibandingkan LLAT. Selanjutnya, nilai waktu iradiasi yang diperoleh digunakan sebagai dasar untuk menghitung dosis ekuivalen dan dosis efektif pada organ sehat, sehingga dapat dievaluasi tingkat keamanan terapi pada setiap variasi konsentrasi boron-10 dan arah iradiasi.

4.2.5 Dosis Equivalent

Setelah waktu iradiasi untuk mencapai dosis terapi pada target kanker ditentukan, tahap berikutnya adalah mengevaluasi dosis ekuivalen yang diterima organ sehat di sekitar target (*Organ at Risk/OAR*). Perhitungan ini dilakukan untuk melihat besarnya paparan radiasi pada jaringan normal selama proses penyinaran, sehingga tingkat keamanan terapi dapat dibandingkan pada setiap variasi arah iradiasi dan konsentrasi boron-10.

Dosis ekuivalen dihitung berdasarkan dosis serap yang diterima masing-masing organ selama waktu iradiasi, kemudian dikalikan dengan faktor pembobot radiasi sesuai jenis radiasi yang berkontribusi pada BNCT. Hasil perhitungan dosis ekuivalen pada tiap organ untuk seluruh variasi arah iradiasi dan konsentrasi boron-10 ditampilkan pada Tabel 4.10.

Berdasarkan Tabel 4.10, dosis ekuivalen pada organ sehat (OAR) menunjukkan perbedaan yang cukup jelas antara arah iradiasi Postero-Anterior (PA) dan Left Lateral (LLAT), di mana secara umum nilai dosis ekuivalen pada arah PA lebih rendah dibandingkan LLAT untuk hampir seluruh organ. Pada target kanker, GTV tetap ditetapkan sebesar 50 Gy pada semua variasi konsentrasi boron-10 dan arah iradiasi, yang menandakan bahwa waktu iradiasi pada masing-masing variasi telah disesuaikan agar target menerima dosis terapi yang sama sehingga perbandingan paparan pada organ sehat dapat dilakukan secara adil. Jika dibandingkan antar arah penyinaran, pada LLAT beberapa organ mengalami peningkatan dosis ekuivalen yang jauh lebih besar dibandingkan PA, misalnya pada jaringan lunak yang pada PA hanya berada pada kisaran 2.21 - 2.48 Gy tetapi meningkat tajam pada LLAT menjadi 21.89 - 33.24 Gy, kemudian limpa yang pada

PA berada pada kisaran 1.07 - 1.25 Gy namun pada LLAT mencapai 14.64 - 22.36 Gy, serta lambung yang pada PA berkisar 0.73 - 1.02 Gy tetapi pada LLAT meningkat menjadi 12.70 - 25.66 Gy. Pola serupa juga terlihat pada usus besar, di mana dosis ekuivalen pada PA berada pada rentang 1.70 - 2.00 Gy sedangkan pada LLAT meningkat menjadi 10.55 - 16.59 Gy, dan pada ovarium yang pada PA berkisar 1.34 - 1.59 Gy tetapi pada LLAT meningkat menjadi 5.98 - 9.65 Gy. Selain pengaruh arah iradiasi, variasi konsentrasi boron-10 juga memberikan perubahan terhadap dosis ekuivalen OAR, terutama pada arah LLAT, di mana peningkatan konsentrasi boron dari 100 $\mu\text{g/g}$ menjadi 120 $\mu\text{g/g}$ dan 145 $\mu\text{g/g}$ cenderung menurunkan dosis ekuivalen pada banyak organ, contohnya jaringan lunak LLAT yang turun dari 33.24 Gy menjadi 29.62 Gy dan 21.89 Gy, usus besar LLAT yang turun dari 16.59 Gy menjadi 14.54 Gy dan 10.55 Gy, lambung LLAT yang turun dari 25.66 Gy menjadi 16.14 Gy dan 12.70 Gy, limpa LLAT yang turun dari 22.36 Gy menjadi 19.69 Gy dan 14.64 Gy, serta ovarium LLAT yang turun dari 9.65 Gy menjadi 7.94 Gy dan 5.98 Gy. Kecenderungan penurunan ini dapat dikaitkan dengan semakin tingginya konsentrasi boron yang membuat laju dosis pada target meningkat sehingga waktu iradiasi untuk mencapai 50 Gy menjadi lebih singkat, dan pada akhirnya akumulasi dosis yang diterima organ sehat selama penyinaran juga ikut berkurang. Dengan demikian, Tabel 4.10 memperlihatkan bahwa arah iradiasi merupakan faktor yang sangat memengaruhi besarnya paparan dosis pada organ sehat (PA cenderung lebih aman dibandingkan LLAT), sedangkan peningkatan konsentrasi boron-10 lebih berperan dalam meningkatkan efisiensi penyinaran karena dapat menurunkan paparan OAR melalui pemendekan waktu iradiasi, sehingga hasil dosis ekuivalen ini dapat dijadikan dasar untuk tahap

selanjutnya yaitu perhitungan dosis efektif sebagai indikator risiko paparan radiasi secara keseluruhan pada tubuh.

Bisa juga dilihat pada Gambar 4.8 dan Gambar 4.9, dosis ekuivalen pada OAR cenderung lebih rendah pada arah iradiasi PA dibandingkan LLAT. Hal ini menunjukkan bahwa arah PA lebih menguntungkan dari sisi keamanan, karena paparan pada jaringan normal lebih kecil selama proses penyinaran. Sementara itu, pada arah LLAT, beberapa organ menunjukkan dosis ekuivalen yang lebih tinggi, yang dapat dikaitkan dengan lintasan neutron yang berbeda serta durasi iradiasi yang lebih lama dibandingkan arah PA.

Selain arah iradiasi, variasi konsentrasi boron-10 juga memengaruhi nilai dosis ekuivalen yang diterima OAR. Secara umum, peningkatan konsentrasi boron-10 dapat mempercepat pencapaian dosis terapi pada target sehingga waktu iradiasi menjadi lebih singkat. Kondisi ini dapat menyebabkan dosis ekuivalen pada organ sehat cenderung menurun pada konsentrasi boron yang lebih tinggi, terutama pada organ yang paparan dosisnya dipengaruhi oleh lamanya penyinaran. Dengan demikian, konsentrasi boron-10 tidak hanya berpengaruh terhadap peningkatan dosis pada target, tetapi juga dapat berkontribusi terhadap efisiensi penyinaran dan pengurangan paparan pada jaringan sehat.

4.2.6 Dosis Efektif

Setelah dosis ekuivalen pada organ sehat (OAR) diperoleh, tahap berikutnya adalah menghitung dosis efektif untuk menggambarkan risiko paparan radiasi secara keseluruhan terhadap tubuh. Dosis efektif dihitung dengan menggabungkan dosis ekuivalen tiap organ dengan faktor pembobot jaringan (*tissue weighting factor*), sehingga organ yang memiliki sensitivitas lebih tinggi terhadap radiasi akan

memberikan kontribusi lebih besar terhadap nilai total dosis efektif. Dengan demikian, dosis efektif dapat digunakan sebagai parameter tambahan untuk mengevaluasi keamanan variasi arah iradiasi dan konsentrasi boron-10 pada simulasi BNCT.

Berdasarkan hasil perhitungan, dosis efektif pada arah iradiasi Postero-Anterior (PA) berada pada kisaran yang jauh lebih rendah dibandingkan *Left Lateral* (LLAT). Pada arah PA, dosis efektif yang diperoleh yaitu 0.0173 Sv untuk PA-100, 0.0168 Sv untuk PA-120, dan 0.0148 Sv untuk PA-145. Sementara itu, pada arah LLAT, dosis efektif meningkat cukup signifikan yaitu 0.1388 Sv untuk LLAT-100, 0.1137 Sv untuk LLAT-120 dan 0.0886 Sv untuk LLAT-145. Perbedaan ini menunjukkan bahwa arah iradiasi memiliki pengaruh yang besar terhadap besarnya paparan radiasi secara keseluruhan, di mana arah PA cenderung lebih aman karena menghasilkan dosis efektif yang lebih kecil dibandingkan LLAT. Nilai dosis efektif yang lebih tinggi pada LLAT didapatkan karena paparan dosis ekuivalen yang lebih besar pada beberapa organ sehat, serta durasi iradiasi yang lebih lama sehingga akumulasi dosis pada OAR menjadi lebih tinggi.

Selain dipengaruhi arah iradiasi, variasi konsentrasi boron-10 juga memengaruhi dosis efektif yang diperoleh. Pada kedua arah iradiasi, peningkatan konsentrasi boron dari 100 $\mu\text{g/g}$ menjadi 120 $\mu\text{g/g}$ dan 145 $\mu\text{g/g}$ menunjukkan kecenderungan penurunan dosis efektif. Penurunan ini terlihat pada arah PA dari 0.0173 Sv, 0.0168 Sv, 0.0148 Sv, serta pada arah LLAT dari 0.1388 Sv, 0.1137 Sv, 0.0886 Sv. Kondisi tersebut dapat dijelaskan karena konsentrasi boron yang lebih tinggi meningkatkan laju dosis pada target kanker, sehingga waktu iradiasi untuk mencapai dosis terapi menjadi lebih singkat. Akibatnya, akumulasi paparan yang

diterima organ sehat selama penyinaran ikut berkurang dan nilai dosis efektif menjadi lebih rendah. Dengan demikian, peningkatan konsentrasi boron-10 tidak hanya meningkatkan efisiensi penyinaran, tetapi juga dapat memberikan keuntungan dari sisi keamanan karena menurunkan paparan radiasi total pada tubuh.

Berdasarkan hasil yang diperoleh, dosis ekuivalen dan dosis efektif memberikan informasi yang berbeda namun saling melengkapi dalam mengevaluasi keamanan iradiasi BNCT. Dosis ekuivalen digunakan untuk melihat besarnya paparan radiasi pada masing-masing organ secara spesifik, sehingga dapat diketahui organ mana yang menerima dosis paling tinggi pada setiap variasi arah iradiasi dan konsentrasi boron-10. Pada penelitian ini, arah iradiasi LLAT cenderung menghasilkan dosis ekuivalen OAR yang lebih besar dibandingkan PA, misalnya pada jaringan lunak yang meningkat dari 2.21 - 2.48 Gy (PA) menjadi 21.89 - 33.24 Gy (LLAT), serta pada limpa yang meningkat dari 1.07 - 1.25 Gy (PA) menjadi 14.64 - 22.36 Gy (LLAT). Sementara itu, dosis efektif merangkum paparan tersebut menjadi satu nilai total yang mempertimbangkan sensitivitas biologis jaringan melalui faktor pembobot, sehingga lebih menggambarkan risiko paparan radiasi secara keseluruhan terhadap tubuh. Hasil dosis efektif menunjukkan tren yang konsisten dengan dosis ekuivalen, di mana nilai dosis efektif pada arah PA lebih rendah (0.0148 Sv - 0.0173 Sv) dibandingkan LLAT (0.0886 Sv - 0.1388 Sv). Selain itu, peningkatan konsentrasi boron-10 cenderung menurunkan dosis ekuivalen maupun dosis efektif, terutama pada LLAT, karena waktu iradiasi menjadi lebih singkat sehingga akumulasi dosis pada organ sehat berkurang. Dengan demikian, perbandingan kedua parameter ini menunjukkan bahwa arah PA

lebih menguntungkan dari sisi keamanan, dan konsentrasi boron yang lebih tinggi dapat meningkatkan efisiensi penyinaran sekaligus menurunkan paparan radiasi total pada jaringan normal.

4.3 Pengobatan BNCT menurut perspektif Al-Qur'an

Kanker merupakan salah satu penyakit dengan tingkat mortalitas yang tinggi, sehingga mendorong berbagai upaya pengembangan metode terapi yang lebih efektif dan aman. Salah satu pendekatan yang terus dikembangkan adalah Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), yaitu teknik terapi radiasi yang memanfaatkan interaksi neutron epitermal dengan isotop boron-10 di dalam tubuh untuk menghancurkan sel kanker secara selektif. Mekanisme BNCT bekerja pada skala atom dan partikel subatomik, yang dalam perspektif Islam termasuk bagian dari ciptaan Allah SWT yang sangat rinci dan terukur.

Allah SWT berfirman dalam Q.S. Yunus ayat 61 yang menjelaskan bahwa tidak ada satu pun kejadian di alam semesta yang luput dari pengetahuan-Nya, bahkan sesuatu yang sebesar zarah (atom) maupun yang lebih kecil dan lebih besar darinya.

وَمَا تَكُونُ فِي شَأْنٍ وَمَا تَتْلُوا مِنْهُ مِنْ قُرْآنٍ وَلَا تَعْمَلُونَ مِنْ عَمَلٍ إِلَّا كُنَّا عَلَيْكُمْ شُهُودًا إِذْ تُفِيضُونَ

فِيهِ وَمَا يَعْزُبُ عَنْ رَبِّكَ مِنْ مِثْقَالِ ذَرَّةٍ فِي الْأَرْضِ وَلَا فِي السَّمَاءِ وَلَا أَصْغَرَ مِنْ ذَلِكَ وَلَا أَكْبَرَ إِلَّا

فِي كِتَابٍ مُبِينٍ ﴿٦١﴾

Artinya: Kamu tidak berada dalam suatu keadaan dan tidak membaca suatu ayat dari Al Quran dan kamu tidak mengerjakan suatu pekerjaan, melainkan Kami menjadi saksi atasmu di waktu kamu melakukannya. Tidak luput dari pengetahuan Tuhanmu biarpun sebesar zarah (atom) di bumi ataupun di langit. Tidak ada yang lebih kecil dan tidak (pula) yang lebih besar dari itu, melainkan (semua tercatat) dalam kitab yang nyata (Lauh Mahfuzh) (Q.S. Yunus ayat 61).

Dalam penafsiran Lajnah Pentashihan Mushaf Al-Qur'an (2009), istilah *zarrah* tidak hanya dimaknai sebagai atom, tetapi juga mencakup konsep partikel subatomik yang lebih kecil, seperti neutron. Hal ini menunjukkan bahwa fenomena pada tingkat mikroskopik, termasuk interaksi neutron dan atom boron dalam BNCT, merupakan bagian dari sistem ciptaan Allah yang telah diatur dengan sangat rinci.

Konsep keteraturan dan ukuran juga ditegaskan dalam Q.S. Al-Qamar ayat 49 yang menyatakan bahwa Allah menciptakan segala sesuatu dengan ukuran tertentu.

إِنَّا كُلَّ شَيْءٍ خَلَقْنَاهُ بِقَدَرٍ ﴿٤٩﴾

Artinya: *Sesungguhnya Kami menciptakan segala sesuatu sesuai dengan ukuran.*

Tafsir ringkas Kementerian Agama RI menjelaskan bahwa ayat ini menunjukkan adanya ketentuan dan sistem yang telah ditetapkan Allah dalam setiap ciptaan. Dalam konteks BNCT, prinsip ini tercermin dalam penentuan konsentrasi boron-10 yang digunakan dalam terapi. Konsentrasi boron yang diinjeksi ke dalam tubuh tidak dapat diberikan secara sembarangan, melainkan harus berada pada kadar tertentu agar terapi efektif dan tetap aman bagi jaringan sehat.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa konsentrasi boron-10 memiliki pengaruh yang signifikan terhadap efektivitas dan keamanan terapi BNCT. Konsentrasi yang terlalu rendah berpotensi menyebabkan dosis terapi tidak optimal dan meningkatkan paparan pada jaringan sehat, sedangkan konsentrasi yang terlalu tinggi dapat menimbulkan risiko efek samping akibat residu boron dalam tubuh.

Oleh karena itu, penentuan konsentrasi optimum menjadi bagian penting

dalam memastikan keseimbangan antara keberhasilan terapi dan keselamatan pasien. Prinsip keseimbangan ini sejalan dengan ajaran Islam yang melarang sikap berlebih-lebihan, sebagaimana ditegaskan dalam Q.S. Al-A'raf ayat 31 bahwa Allah tidak menyukai perbuatan yang melampaui batas.

يٰۤاٰدَمُ خُذْ وَاٰدَمَ خُذُوْا زِيْنَتَكُمْ عِنْدَ كُلِّ مَسْجِدٍ وَكُلُوْا وَاشْرَبُوْا وَلَا تُسْرِفُوْا اِنَّهٗ لَا يُحِبُّ الْمُسْرِفِيْنَ ﴿٣١﴾

Artinya: “Wahai anak cucu Adam, pakailah pakaianmu yang indah pada setiap (memasuki) masjid dan makan serta minumlah, tetapi janganlah berlebihan. Sesungguhnya Dia tidak menyukai orang-orang yang berlebihan”.

Selain itu, Islam juga menekankan bahwa upaya pengobatan merupakan bagian dari ikhtiar manusia, namun tetap harus dilakukan secara bertanggung jawab. Rasulullah SAW bersabda, “Tidak boleh menimbulkan bahaya dan tidak boleh membalas bahaya dengan bahaya” (lā ḍarar wa lā ḍirār). Hadits ini menjadi landasan etis dalam pengembangan terapi medis, termasuk BNCT, bahwa tujuan pengobatan tidak hanya berfokus pada penyembuhan penyakit, tetapi juga pada pencegahan dampak negatif yang lebih besar pada tubuh pasien.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis dan pembahasan terkait simulasi Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) menggunakan PHITS v3.35, maka kesimpulan yang diperoleh pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Peningkatan konsentrasi boron-10 cenderung meningkatkan laju dosis total pada target kanker, terutama pada GTV, sehingga waktu iradiasi untuk mencapai dosis terapi menjadi lebih singkat. Hal ini menunjukkan bahwa konsentrasi boron-10 berpengaruh terhadap efektivitas penyinaran pada sel kanker serta efisiensi waktu iradiasi.
2. Arah iradiasi memengaruhi distribusi dosis pada target kanker maupun organ sehat. Arah Postero-Anterior (PA) menghasilkan laju dosis total pada target yang lebih tinggi dibandingkan Left Lateral (LLAT), sehingga waktu iradiasi pada PA lebih singkat dan paparan pada OAR lebih rendah.
3. Perhitungan dosis ekuivalen menunjukkan bahwa paparan organ sehat pada arah PA lebih kecil dibandingkan LLAT, dan hal ini konsisten dengan hasil dosis efektif yang juga lebih rendah pada arah PA. Nilai dosis efektif pada arah PA berada pada kisaran 0.0148 Sv - 0.0173 Sv, sedangkan pada LLAT berada pada kisaran 0.0886 Sv - 0.1388 Sv.
4. Berdasarkan evaluasi laju dosis total, waktu iradiasi, dosis ekuivalen, dan dosis efektif, kondisi iradiasi yang paling optimal pada penelitian ini adalah arah iradiasi Postero-Anterior (PA) dengan konsentrasi boron-10 sebesar 145 $\mu\text{g/g}$ (PA-145 $\mu\text{g/g}$), karena mampu mencapai dosis terapi pada target

dengan waktu iradiasi paling singkat serta menghasilkan paparan serendah mungkin pada organ sehat dibandingkan variasi lainnya.

5.2 Saran

Pada penelitian ini masih terdapat beberapa keterbatasan yang dapat dikembangkan lebih lanjut pada penelitian selanjutnya, antara lain sebagai berikut:

1. Meskipun pada penelitian ini kondisi iradiasi Postero-Anterior (PA) dengan konsentrasi boron-10 sebesar 145 $\mu\text{g/g}$ diperoleh sebagai kondisi yang paling optimal, diperlukan validasi lebih lanjut melalui data eksperimen atau referensi klinis agar hasil simulasi dapat lebih mendekati kondisi nyata.
2. Penelitian selanjutnya disarankan untuk mengevaluasi rentang konsentrasi boron-10 yang lebih luas atau dengan interval yang lebih rapat di sekitar nilai optimum, sehingga dapat diperoleh nilai optimum yang lebih spesifik dan aplikatif secara klinis.
3. Disarankan untuk menambahkan variasi teknik penyinaran atau kombinasi beberapa arah iradiasi untuk melihat kemungkinan distribusi dosis yang lebih merata pada target serta menurunkan paparan pada organ sehat (OAR).
4. Evaluasi dosimetri dapat dikembangkan dengan menambahkan analisis berbasis volume, seperti Dose Volume Histogram (DVH) atau distribusi dosis 3D, agar penilaian dosis pada target dan OAR menjadi lebih komprehensif.
5. Penelitian selanjutnya juga dapat mempertimbangkan penggunaan phantom berbasis pasien (patient-specific phantom) atau model anatomi yang lebih detail agar simulasi BNCT dapat merepresentasikan kondisi klinis secara lebih realistis.

DAFTAR PUSTAKA

- Arczewska, K. D., & Piekiełko-Witkowska, A. (2025). DNA Damage and Repair in Ovarian Cancer: Focus on MicroRNAs. *Cancers*, 17(18). <https://doi.org/10.3390/cancers17183011>
- Ardana, I. M., & Sardjono, Y. (2017). Optimization of a Neutron Beam Shaping Assembly Design for Bnct and Its Dosimetry Simulation Based on Mcnpx. *Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir Tri Dasa Mega*, 19(3), 121. <https://doi.org/10.17146/tm.2017.19.3.3582>
- Badan, K., & Tenaga, P. (2010). *Bapeten Efek Radiasi*.
- Baheti, R. K., Solanki, P. K., Ahmed, S., Baerwald, A., & Rabin, Y. (2025). Ultrasound-based geometric modeling of the human ovary with applications to cryopreservation. *Cryobiology*, 118(November 2024), 105187. <https://doi.org/10.1016/j.cryobiol.2024.105187>
- Berrod, Q., Lagrené, K., Ollivier, J., & Zanotti, J. M. (2018). EISF explanation. *EPJ Web of Conferences*, 188, 1–36.
- Bilalodin, B., Wihantoro, Haryadi, A., & Abdullatif, F. (2023). DOSIMETRY ANALYSIS OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) ON THYROID CANCER USING PHITS CODE WITH NEUTRON FROM 30 MeV CYCLOTRON. *Jurnal Teknologi*, 85(5), 21–26. <https://doi.org/10.11113/jurnalteknologi.v85.19454>
- Carter, L. M., Crawford, T. M., Sato, T., Furuta, T., Choi, C., Kim, C. H., Brown, J. L., Bolch, W. E., Zanzonico, P. B., & Lewis, J. S. (2019). PARaDIM: A PHITS-Based monte carlo tool for internal dosimetry with tetrahedral mesh computational phantoms. *Journal of Nuclear Medicine*, 60(12), 1802–1811. <https://doi.org/10.2967/jnumed.119.229013>
- Charkhchi, P., Cybulski, C., Gronwald, J., Wong, F. O., Narod, S. A., & Akbari, M. R. (2020). Ca125 and ovarian cancer: A comprehensive review. *Cancers*, 12(12), 1–29. <https://doi.org/10.3390/cancers12123730>
- Clément, F., & Monniaux, D. (2021). ScienceDirect Mathematical modeling of ovarian follicle development: A population dynamics viewpoint. *Current Opinion in Endocrine and Metabolic Research*, 18, 54–61. <https://doi.org/10.1016/j.coemr.2021.02.003>
- Collaborators, D. (2020). *Global Health Metrics Global age-sex-specific fertility , mortality , healthy life expectancy (HALE), and population estimates in 204 countries and territories , 1950 – 2019 : a comprehensive demographic*

analysis for the Global Burden of Disease Study 2. 396.
[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(20\)30977-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30977-6)

Ferlay, J., Colombet, M., Soerjomataram, I., Parkin, D. M., Piñeros, M., Znaor, A., & Bray, F. (2021). Cancer statistics for the year 2020: An overview. *International Journal of Cancer*, *149*(4), 778–789.
<https://doi.org/10.1002/ijc.33588>

Gibson E, M. H. (n.d.). *Anatomy, Abdomen and Pelvis, Ovary*. StatPearls Publishing; <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK545187/>

Gog-, P. E., Kamrava, M. R., Gonzalez-martin, A., Pothuri, B., Vergote, I., Graybill, W., Mirza, M. R., McCormick, C., Lorusso, D., Freyer, G., Malley, D. M. O., York, W., Malinowska, I. A., & Monk, B. J. (2024). Gynecologic Oncology Patterns of initial ovarian cancer recurrence on niraparib maintenance monotherapy in patients with no baseline evidence of disease after first-line chemotherapy : An ad hoc subgroup analysis of. *Gynecologic Oncology*, *189*, 68–74. <https://doi.org/10.1016/j.ygyno.2024.07.006>

Harish, A. F., Warsono, & Sardjono, Y. (2020). Dose Analysis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Treatment for Lung Cancer Based on Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS). *ASEAN Journal on Science and Technology for Development*, *35*(3), 187–194.
<https://doi.org/10.29037/ajstd.545>

Harter, P., Gnauert, K., Hils, R., Lehmann, T. G., Fisseler-Eckhoff, A., Traut, A., & Du Bois, A. (2007). Pattern and clinical predictors of lymph node metastases in epithelial ovarian cancer. *International Journal of Gynecological Cancer*, *17*(6), 1238–1244. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1438.2007.00931.x>

He, H., Li, J., Jiang, P., Tian, S., Wang, H., Fan, R., Liu, J., Yang, Y., Liu, Z., & Wang, J. (2021). The basis and advances in clinical application of boron neutron capture therapy. *Radiation Oncology*, *16*(1), 1–8.
<https://doi.org/10.1186/s13014-021-01939-7>

Hirose, K., Konno, A., Hiratsuka, J., Yoshimoto, S., Kato, T., Ono, K., Otsuki, N., Hatazawa, J., Tanaka, H., Takayama, K., Wada, H., Suzuki, M., Sato, M., Yamaguchi, H., Seto, I., Ueki, Y., Iketani, S., Imai, S., Nakamura, T., ... Takai, Y. (2021). Boron neutron capture therapy using cyclotron-based epithermal neutron source and borofalan (10B) for recurrent or locally advanced head and neck cancer (JHN002): An open-label phase II trial. *Radiotherapy and Oncology*, *155*, 182–187. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.11.001>

Hong, K., Liu, Y., Yin, H., Huang, K., Pu, X. L., & Zhu, Z. X. (2024). Identifying Factors Contributing to Delayed Diagnosis of Ovarian Cancer: A Comprehensive Analysis. *International Journal of Women's Health*,

- 16(September), 1463–1473. <https://doi.org/10.2147/IJWH.S473381>
- Hu, K., Yang, Z., Zhang, L., Xie, L., Wang, L., Xu, H., Josephson, L., Liang, S. H., & Zhang, M. R. (2020). Boron agents for neutron capture therapy. *Coordination Chemistry Reviews*, 405, 213139. <https://doi.org/10.1016/j.ccr.2019.213139>
- Huepenbecker, S. P., Sun, C. C., Fu, S., Zhao, H., Primm, K., Giordano, S. H., & Meyer, L. A. (2021). Factors impacting the time to ovarian cancer diagnosis based on classic symptom presentation in the United States. *Cancer*, 127(22), 4151–4160. <https://doi.org/10.1002/cncr.33829>
- ICRP. (2007). Annals of the ICRP Annals of the ICRP Annals of the ICRP. In *Radiation Physics and Chemistry* (Vol. 37, Issues 2–4). https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4
- Jin, W. H., Seldon, C., Butkus, M., Sauerwein, W., & Giap, H. B. (2022). A Review of Boron Neutron Capture Therapy: Its History and Current Challenges. *International Journal of Particle Therapy*, 9(1), 71–82. <https://doi.org/10.14338/IJPT-22-00002.1>
- Kakino, R., Hu, N., Tanaka, H., Takeno, S., Aihara, T., Nihei, K., & Ono, K. (2024). Out-of-field dosimetry using a validated PHITS model and computational phantom in clinical BNCT. *Medical Physics*, 51(2), 1351–1363. <https://doi.org/10.1002/mp.16916>
- Kato, T., Hirose, K., Tanaka, H., Mitsumoto, T., Motoyanagi, T., Arai, K., Harada, T., Takeuchi, A., Kato, R., Yajima, S., & Takai, Y. (2020). Design and construction of an accelerator-based boron neutron capture therapy (AB-BNCT) facility with multiple treatment rooms at the Southern Tohoku BNCT Research Center. *Applied Radiation and Isotopes*, 156(January 2019), 108961. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.108961>
- Koji, N. (2023). *User 's Manual English version. PHITS Ver. 2.30 User's Manual: English Version*. <https://phits.jaea.go.jp/lec/phits-introduction-en.pdf>
- Kondo, N., Sakurai, Y., Hirota, Y. et al. (2016). DNA damage induced by boron neutron capture therapy is partially repaired by DNA ligase IV. *Radiat Environ Biophys*, 55, 89–94. <https://doi.org/10.1007/s00411-015-0625-2>
- Kowalchuk, R. O., Waters, M. R., Richardson, K. M., Spencer, K., Larner, J. M., Irvin, W. P., & Kersh, C. R. (2020). Stereotactic body radiation therapy in the treatment of ovarian cancer. *Radiation Oncology*, 15(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s13014-020-01564-w>
- Kumada, H., & Takada, K. (2018). *Treatment planning system and patient positioning for boron neutron capture therapy*.

<https://doi.org/10.21037/tro.2018.10.12>

- Ladbury, C., Sueyoshi, M. H., Brovold, N. M., Kumar, R., Andraos, T. Y., Gogineni, E., Kim, M., Klopp, A., Albuquerque, K., Kunos, C., Leung, E., Mantz, C., Biswas, T., Beriwal, S., Small, W., Erickson, B., Gaffney, D., Lo, S. S., & Viswanathan, A. N. (2024). Stereotactic Body Radiation Therapy for Gynecologic Malignancies: A Case-Based Radiosurgery Society Practice Review. *Practical Radiation Oncology*, *14*(3), 252–266. <https://doi.org/10.1016/j.prro.2023.09.008>
- Laird, M., Matsumoto, K., Higashi, Y., Komatsu, A., Raitano, A., Morrison, K., Suzuki, M., & Tamanoi, F. (2023). Organosilica nanoparticles containing sodium borocaptate (BSH) provide new prospects for boron neutron capture therapy (BNCT): efficient cellular uptake and enhanced BNCT efficacy. *Nanoscale Advances*, *5*(9), 2537–2546. <https://doi.org/10.1039/d2na00839d>
- Le Saux, O., Ray-Coquard, I., & Labidi-Galy, S. I. (2021). Challenges for immunotherapy for the treatment of platinum resistant ovarian cancer. *Seminars in Cancer Biology*, *77*(May 2020), 127–143. <https://doi.org/10.1016/j.semcancer.2020.08.017>
- Li, G., Jiang, W., Zhang, L., Chen, W., & Li, Q. (2021). Design of Beam Shaping Assemblies for Accelerator-Based BNCT With Multi-Terminals. *Frontiers in Public Health*, *9*(March), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2021.642561>
- Meng, Y., Tan, Z., Zhen, J., Xiao, D., Cai, L., Dong, W., & Chen, C. (2025). Global, regional, and national burden of early-onset colorectal cancer from 1990 to 2021: a systematic analysis based on the global burden of disease study 2021. *BMC Medicine*, *23*(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s12916-025-03867-9>
- Miyatake, S. I., Wanibuchi, M., Hu, N., & Ono, K. (2020). Boron neutron capture therapy for malignant brain tumors. *Journal of Neuro-Oncology*, *149*(1), 1–11. <https://doi.org/10.1007/s11060-020-03586-6>
- Monti Hughes, A., & Hu, N. (2023). Optimizing Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) to Treat Cancer: An Updated Review on the Latest Developments on Boron Compounds and Strategies. *Cancers*, *15*(16), 1–30. <https://doi.org/10.3390/cancers15164091>
- Murilla, R. M., Edilo, G. G., Budlayan, M. L. M., & Auxtero, E. S. (2025). Boron delivery agents in BNCT: A mini review of current developments and emerging trends. *Nano TransMed*, *4*(March), 100081. <https://doi.org/10.1016/j.ntm.2025.100081>
- Nakamura, R., Hino, M., Tanaka, H., Kuriyama, Y., & Iwashita, Y. (2022). Conceptual design of a target station using a 30-MeV cyclotron accelerator for

the basic study of boron neutron capture therapy at KURNS. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 1042(August), 167425. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2022.167425>

- Nikanfar, S., Oghbaei, H., Rastgar Rezaei, Y., Zarezadeh, R., Jafari-gharabaghlu, D., Nejabati, H. R., Bahrami, Z., Bleisinger, N., Samadi, N., Fattahi, A., Nouri, M., & Dittrich, R. (2021). Role of adipokines in the ovarian function: Oogenesis and steroidogenesis. *The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology*, 209, 105852. <https://doi.org/10.1016/J.JSBMB.2021.105852>
- Papulino, C., Crepaldi, M., Favale, G., Del Gaudio, N., Benedetti, R., Nebbioso, A., Grieco, M., Malavolta, M., Sabbatinelli, J., Capuano, A., Martinelli, E., Martini, G., Nardone, V., Cappabianca, S., Ambrosino, C., Paolisso, G., Altucci, L., & Carafa, V. (2025). “Aging and epigenetic implications in radiotherapy: The promise of BNCT.” *Ageing Research Reviews*, 110(May), 102786. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2025.102786>
- Peng, J., Liu, J., Ning, M., Han, W., Wang, H., Wang, Z., Hong, L., & Liu, C. (2025). Fluzoparib disrupts Golgi apparatus to inhibit O-GlcNAcylation and nuclear translocation of β -catenin to attenuate ovarian cancer invasion and metastasis. *International Immunopharmacology*, 162(June), 115158. <https://doi.org/10.1016/j.intimp.2025.115158>
- Pistone, D., Bortolussi, S., Fatemi, S., Marcaccio, B., Bagnale, L., Pezzi, C., Paganelli, M., Ramos, R. L., Formicola, E., Sica, R., Buompane, R., Porzio, G., Manti, L., Gialanella, L., Vercesi, V., & Postuma, I. (2025). A GATE Monte Carlo study on ICRP110 phantoms for BNCT dosimetry evaluation. *Applied Radiation and Isotopes*, 220(February), 111724. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2025.111724>
- Ponnusamy, M. P., & Batra, S. K. (2008). Ovarian cancer: emerging concept on cancer stem cells. *Journal of Ovarian Research*, 1(1), 4. <https://doi.org/10.1186/1757-2215-1-4>
- Prihantono, Rusli, R., Christeven, R., & Faruk, M. (2023). Cancer Incidence and Mortality in a Tertiary Hospital in Indonesia: An 18-Year Data Review. *Ethiopian Journal of Health Sciences*, 33(3), 515–522. <https://doi.org/10.4314/ejhs.v33i3.15>
- Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S. I., Kai, T., Matsuya, Y., Matsuda, N., Hirata, Y., Sekikawa, T., Yao, L., Tsai, P. E., Ratliff, H. N., Iwase, H., Sakaki, Y., Sugihara, K., Shigyo, N., Sihver, L., & Niita, K. (2024). Recent improvements of the particle and heavy ion transport

- code system–PHITS version 3.33. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 61(1), 127–135. <https://doi.org/10.1080/00223131.2023.2275736>
- Shuto, Y., Nakamura, S., Imamichi, S., & Shimada, K. (2025). Relative biological effectiveness of an accelerator-based BNCT system coupled to a solid-state lithium target : two different approaches for neutron beams. *Applied Radiation and Isotopes*, 222(February), 111834. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2025.111834>
- Toptas, T., Pestereli, E., Erol, O., Bozkurt, S., Erdogan, G., & Simsek, T. (2016). Validation of Revised FIGO Staging Classification for Cancer of the Ovary, Fallopian Tube, and Peritoneum Based on a Single Histological Type. *International Journal of Gynecological Cancer*, 26(6), 1012–1019. <https://doi.org/10.1097/IGC.0000000000000736>
- Vali, M., Maleki, Z., Nikbakht, H. A., Hassanipour, S., Kouhi, A., Nazemi, S., hajizade-valokolae, M., Nayeb, M. R., & Ghaem, H. (2023). Survival rate of cervical cancer in Asian countries: a systematic review and meta-analysis. *BMC Women's Health*, 23(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12905-023-02829-8>
- Wang, L., Li, J., Zhang, D., Tan, S., Jiang, G., Wang, X., Li, F., Zhou, Y., Chen, P., Wei, R., & Xi, L. (2025). TMTP1-modified polymeric micelles for the inhibition of ovarian cancer metastasis and recurrence through enhanced photothermal-immunotherapy. *Materials Today Bio*, 32(February), 101825. <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2025.101825>
- Wang, Z., Zheng, Q., Wang, B., Li, Z., Li, J., Wang, S., Song, H., & Wang, B. (2025). Recent research progress of BNCT treatment planning system. *Nuclear Engineering and Technology*, 57(3), 103264. <https://doi.org/10.1016/j.net.2024.10.026>
- Watanabe, T., Sanada, Y., Hattori, Y., & Suzuki, M. (2023). Correlation between the expression of LAT1 in cancer cells and the potential efficacy of boron neutron capture therapy. *Journal of Radiation Research*, 64(1), 91–98. <https://doi.org/10.1093/jrr/rrac077>
- Whelan, E., Kalliala, I., Semertzidou, A., Raglan, O., Bowden, S., Kechagias, K., Markozannes, G., Cividini, S., McNeish, I., Marchesi, J., Macintyre, D., Bennett, P., Tsilidis, K., & Kyrgiou, M. (2022). Risk Factors for Ovarian Cancer: An Umbrella Review of the Literature. *Cancers*, 14(11). <https://doi.org/10.3390/cancers14112708>
- World Health Organization. (n.d.). *Cancer*. Retrieved August 20, 2025, from https://www.who.int/health-topics/cancer#tab=tab_1

- Xiao, L., Li, H., & Jin, Y. (2024). Automated early ovarian cancer detection system based on bioinformatics. *Scientific Reports*, *14*(1), 22887. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-71863-9>
- Zhong, W. B., Chen, J., Teng, Y. C., & Liu, Y. H. (2023). Introduction to the Monte Carlo dose engine COMPASS for BNCT. *Scientific Reports*, *13*(1), 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-38648-y>
- Zhu, Y., Lin, Z., Yu, H., Yu, X., & Dai, Z. (2024). Conceptual design of an adjustable moderator for BNCT based on a neutron source of 2.8 MeV proton bombarding with Li target. *Nuclear Engineering and Technology*, *56*(5), 1813–1821. <https://doi.org/10.1016/j.net.2023.12.038>

LAMPIRAN

[T i t l e]

Optimasi dosis BNCT ovarian cancer

[P a r a m e t e r s]

icntl = 0 # (D=0) 3:ECH 5:NOR 6:SRC 7,8:GSH 11:DSH 12:DUMP

maxcas = 1000000 # (D=10) number of particles per one batch

maxbch = 200 # (D=10) number of batches

[S o u r c e]

totfact = 6.241e15 #proton flux

s-type = 1 # mono-energetic axial source

proj = proton # kind of incident particle

dir = 1.0 # z-direction of beam [cosine]

r0 = 2.0 # radius [cm]

z0 = -74.00 # minimum position pf z-axis[cm]

z1 = -74.00 # maximum poition of z-axis[cm]

e0 = 30.000 # energy of beam [Mev/u]

[Material]

mat[1] \$udara

C -0.000124

N -0.755268

O -0.231781

Ar -0.012827

mat[2] \$GTV

H -0.10107092907092909

C -0.11088911088911091

N -0.025974025974025976

O -0.7610669330669331

10B -0.0009990009990009992
mat[3] \$CTV
H -0.10112143928035983
C -0.11094452773613195
N -0.025987006496751626
O -0.7614472763618191
10B -0.0004997501249375313
mat[4] \$PTV
H -0.10116188381161884
C -0.11098890110988902
N -0.025997400259974
O -0.7617518248175182
10B -9.999000099990002e-05
mat[5] \$jaringan sehat
H -0.10116188381161884
C -0.11098890110988902
N -0.025997400259974
O -0.7617518248175182
10B -9.999000099990002e-05
mat[6] \$spine
H -0.06397760223977603
C -0.27797220277972207
N -0.026997300269973004
O -0.40997500249975
Na -0.001999800019998
Mg -0.06999300069993002
P -0.001999800019998
S -0.146985301469853
10B -9.999000099990002e-05
mat[7] \$ovaries
H -0.104989501049895

C -0.09599040095990401
N -0.025997400259974
O -0.7609239076092391
Na -0.001999800019998
Mg -0.001999800019998
P -0.001999800019998
S -0.0029997000299970002
Cl -0.0029997000299970002
10B -9.999000099990002e-05
mat[10]\$ginjal
H -0.102989701029897
C -0.12498750124987501
N -0.030996900309969003
O -0.7299270072992701
Na -0.001999800019998
P -0.001999800019998
S -0.001999800019998
Cl -0.001999800019998
K -0.001999800019998
Ca -0.000999900009999
10B -9.999000099990002e-05
mat[11] \$susus kecil
H -0.104989501049895
C -0.11398860113988601
N -0.024997500249975005
O -0.7499250074992501
Na -0.000999900009999
P -0.000999900009999
S -0.000999900009999
Cl -0.001999800019998
K -0.000999900009999

10B -9.999000099990002e-05

mat[12] \$susus besar

H -0.104989501049895
C -0.11398860113988601
N -0.024997500249975005
O -0.7499250074992501
Na -0.000999900009999
P -0.000999900009999
S -0.000999900009999
Cl -0.001999800019998
K -0.000999900009999

10B -9.999000099990002e-05

mat[13] \$limpa

H -0.102989701029897
C -0.11198880111988802
N -0.031996800319968
O -0.7429257074292571
Na -0.000999900009999
P -0.001999800019998
S -0.001999800019998
Cl -0.001999800019998
K -0.0029997000299970002

10B -9.999000099990002e-05

mat[14] \$kandung kemih

H -0.104989501049895
C -0.09599040095990401
N -0.025997400259974
O -0.7609239076092391
Na -0.001999800019998
P -0.001999800019998
S -0.001999800019998

```
Cl    -0.0029997000299970002
K     -0.0029997000299970002
10B  -9.999000099990002e-05
mat[15]$uterus
H     -0.104989501049895
C     -0.285971402859714
N     -0.024997500249975005
O     -0.575942405759424
Na    -0.000999900009999
P     -0.001999800019998
S     -0.001999800019998
Cl    -0.000999900009999
K     -0.001999800019998
10B  -9.999000099990002e-05
mat[16] $urine
H     -0.106989301069893
C     -0.0029997000299970002
N     -0.009999000099990002
O     -0.8729127087291271
Na    -0.003999600039996
P     -0.000999900009999
S     -0.001999800019998
10B  -9.999000099990002e-05
Mat[17] $ pelvis
H     -0.09599040095990401
C     -0.4059594040595941
N     -0.024997500249975005
O     -0.411958804119588
Na    -0.000999900009999
P     -0.017998200179982
S     -0.001999800019998
```

```
Cl    -0.000999900009999
K     -0.000999900009999
Ca    -0.037996200379962
10B  -9.999000099990002e-05
mat[18] $perut
H     -0.104989501049895
C     -0.11398860113988601
N     -0.024997500249975005
O     -0.7499250074992501
Na    -0.000999900009999
P     -0.000999900009999
S     -0.000999900009999
Cl    -0.001999800019998
K     -0.000999900009999
10B  -9.999000099990002e-05
mat[19] $liver
H     -0.101989801019898
C     -0.130986901309869
N     -0.030996900309969003
O     -0.7239276072392761
Na    -0.001999800019998
P     -0.001999800019998
S     -0.0029997000299970002
Cl    -0.001999800019998
K     -0.0029997000299970002
10B  -9.999000099990002e-05
mat[20] $Skin
H     -0.09999000099990002
C     -0.19898010198980104
N     -0.041995800419958006
O     -0.6499350064993501
```

Na -0.001999800019998
P -0.000999900009999
S -0.001999800019998
Cl -0.0029997000299970002
K -0.000999900009999
10B -9.999000099990002e-05
Mat[22] \$BeriliumTarget: Be 10
04009 -1
Mat[23] \$Reflektor: PbF2
82000 -0.333
9019 -0.667
Mat[24] \$Moderator: Al
13027 -1
\$Mat[25] \$FastNeutronFilter: LiF
\$3007 -0.26785
\$9019 -0.732415
Mat[25] \$fastneutronfilter: copper
29000 -1.000000
\$Mat[14] \$FastNeutronFilter: Gd
\$64000 -1.000000
\$Mat[26] \$NeutronThermalFilter: BORON CARBIDE
\$5010 -0.782610
\$6012 -0.217390
Mat[26] \$NeutronThermalFilter: gd
64000 -1.000000
\$Mat[14] \$ B4C 2.520
\$5010 -0.782610
\$6012 -0.217390
Mat[27] \$Aperture: Ni 95 persen -8.86
28000 -0.95
25055 -0.015

26000 -0.01
14000 -0.005
29000 -0.01
6012 -0.005
22000 -0.005
Mat[28] \$Bismut: Bi-9.78
83209 -1
Mat[29] \$GammaShielding: Pb -11.34
82206 -0.244
82207 -0.224
82208 -0.532
Mat[30] \$Delimiter: Lithiated Polyethylene
1001 -0.5252
6000 -0.2969
8016 -0.1007
3006 -0.7024
3007 -0.0038
Mat[31] \$NeutronShielding: Borated Paraffin Wax
1001 -0.081
6012 -0.469
5010 -0.450
\$Mat[31] \$NeutronShielding
\$64000 -1.000000
\$tambhan
Mat[33] \$GD 8.96
64000 -1.000000
Mat[2001] H 1.0
mat[2002] N 1.0
mat[2003] 10B 1.0

[Mat Name Color]

mat name color

1 udara	pastelblue
2 GTV	red
3 CTV	pink
4 PTV	pastelpink
5 jaringan-sehat	green
6 spine	white
7 Tissueovaries	pastelviolet
10 ginjal	mossgreen
11 ususkecil	darkbrown
12 ususbesar	pastelbrown
13 limpa	cyan
14 kandungkemih	violet
15 uterus	winered
16 urine	cyanblue
17 pelvis	yellow
18 stomach	camel
19 liver	darkgreen
20 Skin	yellow
22 BeriliumTarget	red
23 Reflektor	camel
24 Moderator	magenta
25 FastNeutronFilter	yellow
26 NeutronThermalFilter	orangeyellow
27 Aperture	brown
28 Bismut	mossgreen
29 GammaShielding	green
30 Delimiter	pink
31 NeutronShielding	bluegreen
33 tambahan	gray

 [Surface]

1 sq 2.6695 2.6695 1.238 0 0 0 -1 0 2 23 \$GTV aslinya 2.335

2 sq 1.1143 1.1143 0.655 0 0 0 -1 0 2 23 \$CTV

3 sq 0.66 0.66 0.43 0 0 0 -1 0 2 23 \$PTV

4 pz -78

5 pz 0.0

6 pz 70.0

16 sq 96.04 392.04 0 0 0 0 -37651.521 0 0 0 \$trunk

19 pz 69.80

21 cz 5.4

36 pz 24.34

41 sq 110.49793921 176.35048209 208.29994276 0 0 0 -2014.6978764 0 -4.41
 7.21 \$ urinary bladder-wall

42 sq 82.3011842 135.37787904 161.951076 0 0 0 -1343.2870047744 0 -4.41 7.21
 \$ urinary bladder -contents

43 sq 1.089936 4.435236 0.460498 0 0 0 -1.492013 4.8 0 13.52 \$ovary-left

44 sq 1.089936 4.435236 0.460498 0 0 0 -1.492013 -4.8 0 13.52 \$ovary-right

49 sq 6.0025 4.66565 0 0 0 0 -28.00526 -7.33 -2.31 0 \$ ULI ascending colon-wal

50 sq 2.2801 3.24 0 0 0 0 -7.38887524 -7.33 -2.31 0 \$ascending colon- contents

51 pz 13.03

52 pz 21.03 \$end ac. col.

53 sq 0 1.8225 6.0025 0 0 0 -10.93956 0 -2.31 22.99 \$transverse colon-wal

54 sq 0 0.7369 3.8416 0 0 0 -2.841247 0 -2.31 22.29 \$transverse colon-contents

55 px 9.06

56 px -9.06

57 gq 0.381039 0.228932 0.00815687 0 0.0814647 -0.0372351 -5.27548 -
 0.640313 0.143858 17.711 \$LLI descending colon

58 gq 0.783147 0.390625 0.0142355 0 0.139002 -0.0765288 -10.8437 -1.09256
 0.33543 37.3003 \$descending colon

59 pz 7.86

61 ty 2.09 0 7.86 5.16 1.18 1.76 \$sigmoid colon -portion of upper torus

62 ty 2.09 0 7.86 5.16 0.59 1.17
 63 ty 2.59 0 0 2.70 1.18 1.76 \$sigmoid colon -portion of lower torus
 64 ty 2.59 0 0 2.70 0.59 1.17
 65 px 2.59
 82 sq 122.5449 94.4784 0 0 0 0 -11577.85 0 -3.72 0 \$pelvis
 83 sq 138.2976 107.1225 0 0 0 0 -14814.78 0 -2.94 0
 84 pz 19.83
 85 pz 12.62
 86 py 4.90
 87 py -2.94
 112 sq 6.0025 2.9929 0 0 0 0 -17.96488 0 5.39 0 \$spine
 113 pz 76.66
 114 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 1.45 0 \$spine-upper
 135 sq 57.58989 403.5277 38.39661 0 0 0 -944.6181 5.18 5.88 29.30 \$ left kidney
 136 sq 57.58989 403.5277 38.39661 0 0 0 -944.6181 -5.18 5.88 29.30 \$ right
 kidney
 137 px -2.48
 141 sq 95.20295 226.5326 29.7243 0 0 0 -800.6568 9.49 2.94 33.35 \$spleen
 164 py -4.76
 165 py 2.16
 166 pz 15.32
 170 sq 75.61172 14.65741 192.0081 0 0 0 -461.2995 0 -1.96 12.62
 171 py -4.77 \$uterus
 11 sq 100 400 0 0 0 0 -40000 0 0 0 \$trunk-skin
 214 pz 31.64
 365 px 2.48
 366 s 0 -100 83.15 1
 35 sq 61.4656 201.3561 0 0 0 0 -12376.47350016 0 0 0 \$liver
 37 pz 38.76
 38 p 0.03174 0.02235 -0.0258 -1 \$ end def liver

39 sq 437.11101184 603.13465744 100.31224336 0 0 0 -5142.56734 6.90 -3.92
31.55 \$ stomach-wall

40 sq 150.700156 358.799364 28.49637924 0 0 0 -1241.30228 6.90 -3.92 31.55 \$
stomach-contents

200 s 0.5 2 22 0.685423701 \$bola 1 +0.1

201 s 0.5 2 22 0.8213 \$bola 1

202 s 0.5 2 22 1.32095

\$-----BSA-----

501 px 252.1

502 px 242

503 px 190

504 cx 57

505 cx 28

506 cx 5.5 \$neutron shielding

507 cx 67.01

508 cx 25

509 cx 15

5010 px 166

5012 px 153

5031 px 146

5034 px 145.791

5035 px 129.3 \$neutron shielding

5038 kx 125 0.6

5039 kx 105.9 0.9

5043 cx 9.5

5044 px 260

5045 kx 135 0.65

5046 px 145.29

5048 px 145.291

5049 px 154

5050 px 155.995

5053 px 145.799 \$145
 5054 px 144
 5055 px 138.301
 5056 cx 5
 50101 cx 5
 50102 px 189.5
 50121 px 143
 50122 px 129.3
 50139 kx 106 0.9
 50171 cx 87 \$neutron shielding
 50181 px 252
 400 so 300 \$udara
 3001 px 123.201 \$neutron shielding
 3002 px 118.9
 3004 cz 10.0
 3005 pz 0.0
 3006 pz 10.0
 \$tambahan
 3007 cx 5.5
 3008 px 129.15
 3009 px 129.3

[Transform]

*tr1 0 0 120 0 0 0 2 90 0 0 0 0 3 \$BSA

*tr2 0 0 -120 0 0 0 0 0 0 0 0 3 \$SUMBER

*tr3 0 0 0.7 0 0 0 0 0 0 0 0 3 \$WATERPHANTOM

*tr4 -90 -113.25 21.5 0 90 0 0 0 2 90 3 90 3 \$phantom kanker

[Cell]

100 1 -0.0012 -400 #10 #63 #15 #19 #20 #41 #62 #64 #13 #14 #11 #48 #45 #1 #2
#3 #71 #31 #32 #33 #35 #36 #37 #38 #39 #310 #311 #312 #313 #314 #315 #316
#317 #318 #319 #320 #321 #322 #323 #324 #326

101 -1 400 \$ outer void

\$-----phantom-----

1 2 -1.2 (-1) : (-200) trcl=4 \$GTV

2 3 -1.2 (-2) #1 : (-201)#1 trcl=4 \$CTV

3 4 -1.2 (-3)#2 #1 : (-202)#2 #1 trcl=4 \$PTV

10 19 -1.04 -35 36 -37 -38 trcl=4 \$liver

11 18 -1.04 -39 40 trcl=4 \$stomach

13 14 -1.04 -41 42 trcl=4 \$ urinary bladder

14 16 -1.04 -42 trcl=4 \$ contents

15 7 -1.04 (-43):(-44) trcl=4 \$ovaries

19 12 -1.04 (-49 50 51 -52):(-53 54 -55 56)#1:(-57 58 59 -52):(-61 62 -59 65):(-63
64 -65 5) trcl=4 \$colon:ascending, transverse, descending and sigmoid

20 12 -1.04 (-50 51 -52):(-54 -55 56):(-58 59 -52):(-62 -59 65):(-64 -65 5) trcl=4
\$contents-colon

28 17 -1.4 ((-83 82 -86 87 5 -85):(-83 82 -84 85 87)) trcl=4 \$pelvis

41 6 -1.4 (-112 84 -214)#3 :(-112 214 -19):(19 -113 -114) trcl=4 \$spine #106 habs
#3

45 10 -1.04 (-135 365):(-136 -137) trcl=4 \$ kidneys

48 13 -1.04 -141 trcl=4 \$spleen

62 11 -1.04 (((-82 164 -165 52 -36)#3 #19 #20):(-82 49 164 -165 166 -52)) #1#2
#19 #20 #3 trcl=4 \$small intestine #106hbs#20

63 5 -1.04 ((-16 5 -19):(19 -6 -21 114)) #10 #15 #19 #20 #62 #13 #14 #64 #11 #48
#45 #1 #2 #3 #41 trcl=4 \$trunk hbs #20 #28

64 15 -1.04 -170 171 trcl=4 \$ uterus

71 20 -1.04 (-11 16 5 -19):(-11 19 -6 21) trcl=4 \$skin

\$-----BSA-----

31 30 -0.9843 (509 -50181 502 -504) : (-50171 -501 504 5012) : (-50171 -5012
50122 50139) trcl=1 \$Delimiter

32 23 -8.45 (-50139 5038 -5012 5035 506) : (5035 -5054 506 -50139):(-5012 5054
5045 -5038 506) : (506 -5038 5054 -5034) #39 #316 trcl=1 \$Reflektor

33 23 -8.45 -504 505 -502 5012 trcl=1 \$Reflektor
 35 23 -8.45 (509 -502 503 -505) : (-502 508 -505 5010) : (5045 -505 5012 -5010)
 trcl=1 \$Reflektor
 36 24 -2.7 -5010 5049 -5045 trcl=1 \$secondary
 Moderator
 37 24 -2.7 (5010 -508 -503 5043):(5010 -508 -50102) trcl=1
 \$Moderator
 38 26 -7.9004 -5045 -5053 5034 trcl=1 \$Neutron
 termal -2.520
 39 25 -2.653 -5050 -5045 5031 #36 #314 trcl=1 \$fast
 neutron
 310 0 5046 -5048 -506 trcl=1
 311 0 503 -50101 -5044 trcl=1 \$Voidprotonbeam
 312 22 -1.850 50102 -503 -5043 trcl=1 \$Berilium
 313 28 -9.8 -5044 503 50101 -509 trcl=1 \$Bismut
 314 28 -9.8 5048 -5034 -506 #316 trcl=1 \$Bismut
 315 0 -5049 -5045 5050 trcl=1
 316 0 -5045 5053 -5031 trcl=1
 317 0 -506 -5055 5056 5035 trcl=1
 318 27 -9.807 5055 -5046 5056 -506 trcl=1 \$Aperture
 319 0 50181 -501 -504 509 trcl=1
 320 0 50171 -507 -501 50121 trcl=1
 321 0 50121 -50122 -50171 50139 trcl=1
 322 0 50139 -5039 5035 -50121 #31 trcl=1
 323 31 -0.930 506 -50171 -5035 3001 trcl=1
 \$Neutronsheilding
 324 29 -11.34 506 -50171 -3001 3002 trcl=1 \$Gamma
 \$325 32 -1.00 3005 -3006 -3004 trcl=3 water
 326 33 -8.96 3008 -3007 -3009 trcl=1

 [V o l u m e]

reg vol

1 2.6417E+00
2 5.2860E+00
3 2.8818E+01
10 1.3508E+03
11 1.5275E+02
19 2.8708E+02
62 7.9539E+02
45 2.3865E+02
71 1.9477E+03
41 2.2605E+02
63 1.3455E+04
15 1.0291E+01
48 1.2064E+02
28 4.5427E+02

[T - T r a c k]

mesh = xyz # mesh type is xyz scoring mesh
x-type = 2 # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
nx = 200 # number of x-mesh points
xmin = -100. # minimum value of x-mesh points
xmax = 100. # maximum value of x-mesh points
z-type = 2 # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
nz = 200 # number of z-mesh points
zmin = -100. # minimum value of z-mesh points
zmax = 100. # maximum value of z-mesh points
y-type = 1 # y-mesh is given by the below data
ny = 1 # number of y-mesh points
-4.2 5.8
part = neutron
e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
ne = 1 # number of e-mesh points
0.0 1000.0

```

unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
axis = xz # axis of output
file = track_xzovary.out # file name of output for the above axis
title = Track Detection using [T-track] tally
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL

[ T - T r a c k ]
mesh = xyz # mesh type is xyz scoring mesh
y-type = 2 # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
ny = 200 # number of z-mesh points
ymin = -100. # minimum value of z-mesh points
ymax = 100. # maximum value of z-mesh points
z-type = 2 # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
nz = 300 # number of x-mesh points
zmin = -100. # minimum value of x-mesh points
zmax = 100. # maximum value of x-mesh points
x-type = 1 # y-mesh is given by the below data
nx = 1 # number of y-mesh points
-10.0 10.0
part = neutron
e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
ne = 1 # number of e-mesh points
0.0 1000.0
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
axis = yz # axis of output
file = track_yz_BSAORNL.out # file name of output for the above axis
title = Track Detection using [T-track] tally
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL

```

```
[T-Cross] off
title = fluks neutron thermal, epithermal, dan fast neutron
mesh = r-z
x0 = 0
y0 = 0
r-type = 1
nr = 1
0 5
z-type = 2
nz = 15
zmin = 0
zmax = 15
part = neutron
e-type = 1
ne = 3
0 0.5E-6 0.01 20
t-type = 1
nt = 1
0 1E+9
samepage = eng
unit = 1
axis = z
file = hasilfluksbareng
output = flux
epsout = 1
```

```
[T-Cross] off
title = arus neutron thermal, epithermal, dan fast neutron
mesh = r-z
x0 = 0
y0 = 0
```

```

r-type = 1
nr    = 1
0 5
z-type = 2
nz    = 15
zmin  = 0
zmax  = 15
part  = neutron
e-type = 1
ne    = 3
0 0.5E-6 0.01 20
t-type = 1
nt    = 1
0 1E+9
samepage = eng
unit = 1
axis = z
file = hasilarusbareng
output = current
epsout = 1
$-----neutron dose-----
[ T - T r a c k ]
title = Neutron Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)
mesh = reg # mesh type is region wise
reg = 1 2 3 19 11 10 45 62 71 63 41 15 48 28
e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr
ne = 1 #number of e-mesh point
0.0 1000.0
$0.01 28
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all

```

```

part = neutron
axis = reg # axis of output
t-type = 1
nt = 1
    0 1.0E9
file = Doserate_Neutron100.out
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg, 4:bnd+lat
y-txt = Dose rate (Gy/s)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
multiplier = 14
part = neutron
emax = 20
mat   mset1
2      (9.67594E-12 2001 1 -4) $gtv
3      (9.67594E-12 2001 1 -4) $ctv
4      (9.67594E-12 2001 1 -4) $ptv
12     (1.00511E-11 2001 1 -4) $susus besar
18     (1.00511E-11 2001 1 -4) $stomach
19     (9.7639E-12 2001 1 -4) $liver
10     (9.85963E-12 2001 1 -4) $ ginjal
11     (1.00511E-11 2001 1 -4) $susus kecil
20     (9.57246E-12 2001 1 -4) $skin
5      (9.68464E-12 2001 1 -4) $trunk
6      (6.12484E-12 2001 1 -4) $spine
7      (1.00511E-11 2001 1 -4) $ovarium
13     (9.85963E-12 2001 1 -4) $limpa
17     (9.18956E-12 2001 1 -4) $pelvis
$-----photon dose-----
[ T - T r a c k ]

```

```

title = Photon Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)
mesh = reg # mesh type is region wise
reg = 1 2 3 19 11 10 45 62 71 63 41 15 48 28
e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr
ne = 1 #number of e-mesh point
0.0 1000.0
$ 0 2.23
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all
part = photon
axis = reg # axis of output
t-type = 1
nt = 1
0 1.0E9
file = Doserate_Photon100.out
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg b4:bnd+lat
y-txt = Dose rate (Gy/s)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
multiplier = 14
part = photon
emax = 20
mat          mset1
2            (1.53E-11 2 -5 -6) $gtv
3            (1.53E-11 3 -5 -6) $ctv
4            (1.53E-11 4 -5 -6) $ptv
12           (1.57E-11 12 -5 -6) $susus besar
18           (1.57E-11 18 -5 -6) $stomach
19           (1.54E-11 19 -5 -6) $liver
10           (1.55E-11 10 -5 -6) $ ginjal

```

```

11          (1.57E-11 11 -5 -6) $susus kecil
20  (1.54E-11 20 -5 -6) $skin
5   (1.54E-11 5 -5 -6) $trunk
6   (1.10E-11 6 -5 -6) $spine
7   (1.56E-11 7 -5 -6) $ovarium
13  (1.55E-11 13 -5 -6) $limpa
17  (1.51E-11 17 -5 -6) $pelvis
$-----proton dose-----
[ T - T r a c k ]
title = Proton Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)
mesh = reg # mesh type is region wise
reg = 1 2 3 19 11 10 45 62 71 63 41 15 48 28
e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr
ne = 1 #number of e-mesh point
0.0 1000.0
$ 0 5e-7
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all
part = neutron
axis = reg # axis of output
t-type = 1
nt = 1
0 1.0E9
file = Doserate_Proton100.out
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg, 4:bnd+lat
y-txt = Dose rate (Gy/s)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
multiplier = 14
part = neutron

```

```

emax = 20
mat   mset1
2     (1.79E-13 2002 1 -4) $gtv
3     (1.79E-13 2002 1 -4) $ctv
4     (1.79E-13 2002 1 -4) $ptv
12    (1.72E-13 2002 1 -4) $susus besar
18    (1.72E-13 2002 1 -4) $stomach
19    (2.14E-13 2002 1 -4) $liver
10    (2.14E-13 2002 1 -4) $ ginjal
11    (1.72E-13 2002 1 -4) $susus kecil
20    (2.89E-13 2002 1 -4) $skin
5     (1.79E-13 2002 1 -4) $trunk
6     (1.86E-13 2002 1 -4) $spine
7     (1.79E-13 2002 1 -4) $ovarium
13    (2.20E-13 2002 1 -4) $limpa
17    (1.72E-13 2002 1 -4) $pelvis
$-----boron dose-----
[ T - T r a c k ]
title = Boron Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)
mesh = reg # mesh type is region wise
reg = 1 2 3 19 11 10 45 62 71 63 41 15 48 28
e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr
ne = 1 #number of e-mesh point
0.0 1000.0
$ 0 5e-7
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all
part = neutron
axis = reg # axis of output
t-type = 1
nt = 1

```

```
0 1.0E9
file = Doserate_Boron100.out
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
y-txt = Dose rate (Gy/s)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
multiplier = 14
part = neutron
emax = 20
mat    mset1
2      (9.63E-15 2003 1 -4) $gtv
3      (4.82E-15 2003 1 -4) $ctv
4      (9.64E-16 2003 1 -4) $ptv
12     (9.64E-16 2003 1 -4) $susus besar
18     (9.64E-16 2003 1 -4) $stomach
19     (9.64E-16 2003 1 -4) $liver
10     (9.64E-16 2003 1 -4) $ ginjal
11     (9.64E-16 2003 1 -4) $susus kecil
20     (9.64E-16 2003 1 -4) $skin
5      (9.64E-16 2003 1 -4) $trunk
6      (9.64E-16 2003 1 -4) $spine
7      (9.64E-16 2003 1 -4) $ovarium
13     (9.64E-16 2003 1 -4) $limpa
17     (9.64E-16 2003 1 -4) $pelvis
[ E n d ]
```



JURNAL BIMBINGAN SKRIPSI/TESIS/DISERTASI

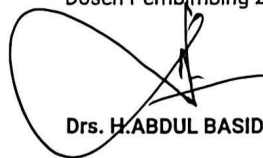
IDENTITAS MAHASISWA

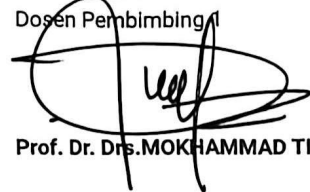
NIM : 220604110003
Nama : AL FIYATUZ ZUHROH
Fakultas : SAINS DAN TEKNOLOGI
Jurusan : FISIKA
Dosen Pembimbing 1 : Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI
Dosen Pembimbing 2 : Drs. H.ABDUL BASID, M.SI
Judul Skripsi/Tesis/Disertasi : OPTIMASI DOSIS BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) PADA KANKER OLIGOMETASTASIS OVARIIUM MENGGUNAKAN PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS) V3.35

IDENTITAS BIMBINGAN

No	Tanggal Bimbingan	Nama Pembimbing	Deskripsi Proses Bimbingan	Tahun Akademik	Status
1	27 Agustus 2025	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI	Pengajuan Judul	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
2	02 September 2025	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI	Bimbingan bab 1	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
3	16 September 2025	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI	Bimbingan bab 2	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
4	07 Oktober 2025	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI	Bimbingan bab 3	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
5	28 Oktober 2025	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI	Bab 1, 2, 3 disetujui	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
6	03 November 2025	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI	revisi hasil ujian seminar proposal	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
7	30 Januari 2026	Drs. H.ABDUL BASID, M.SI	bimbingan Integrasi	Genap 2025/2026	Sudah Dikoreksi
8	02 Februari 2026	Drs. H.ABDUL BASID, M.SI	Integrasi disetujui	Genap 2025/2026	Sudah Dikoreksi
9	04 Februari 2026	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI	bimbingan bab 4 dan 5	Genap 2025/2026	Sudah Dikoreksi

Telah disetujui
Untuk mengajukan ujian Skripsi/Tesis/Desertasi

Dosen Pembimbing 2

Drs. H.ABDUL BASID, M.SI

Malang, 12 Februari 2026
Dosen Pembimbing 1

Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO, M.SI

