

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)
PADA KANKER PAYUDARA BERBASIS *PARTICLE AND HEAVY ION*
TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS) 3.34**

SKRIPSI

Oleh:

**Rizky Mu'amanah
NIM. 210604110002**



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2025**

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT)*
PADA KANKER PAYUDARA BERBASIS *PARTICLE AND HEAVY ION*
*TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS) 3.34***

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:

Rizky Mu'amanah
NIM. 210604110002

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2025**

HALAMAN PERSETUJUAN

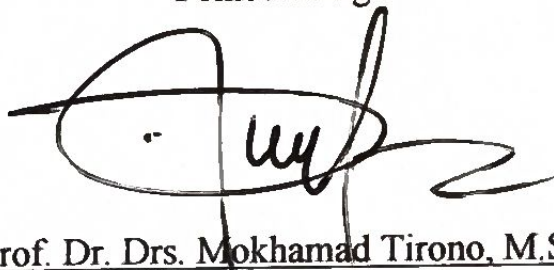
ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT)* PADA
KANKER PAYUDARA BERBASIS *PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT*
CODE SYSTEM (PHITS) 3.34

SKRIPSI

Oleh:
Rizky Mu'amanah
NIM. 210604110002

Telah Diperiksa dan Disetujui untuk Diuji
Pada tanggal, 25 Februari 2025

Pembimbing I



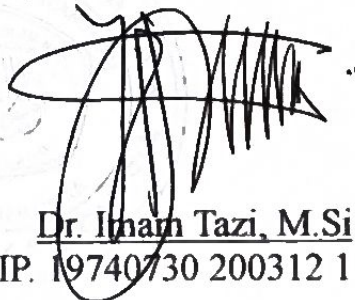
Prof. Dr. Drs. Mokhamad Tirono, M.Si.
NIP. 19641211 199111 1 001

Pembimbing II



Dr. Erna Hastuti, M.Si.
NIP. 19811119 200801 2 009

Mengetahui
Ketua Program Studi



Dr. Imah Tazi, M.Si
NIP. 19740730 200312 1 002

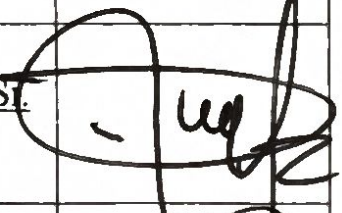
HALAMAN PENGESAHAN

ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT)* PADA
KANKER PAYUDARA BERBASIS *PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT*
CODE SYSTEM (PHITS) 3.34

SKRIPSI

Oleh:
Rizky Mu'amanah
NIM. 210604110002

Telah Dipertahankan Di Depan Dewan Penguji
Dan Diterima Sebagai Salah Satu Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)
Pada Tanggal, 19 Maret 2025

Penguji Utama	<u>Dr. H. Agus Mulyono, S.Pd., M.Kes.</u> NIP. 19750808 199903 1 003	
Ketua Penguji	<u>Irjan, M.Si</u> NIP. 19691231 200604 1 003	
Sekretaris Penguji	<u>Prof. Dr. Drs. Mokhamad Tirono, M.Si</u> NIP. 19641211 199111 1 001	
Anggota Penguji	<u>Dr. Erna Hastuti, M.Si</u> NIP. 19811119 200801 2 009	

Mengesahkan,
Ketua Program Studi


Dr. Imam Tazi, M.Si
NIP. 19740730 200312 1 002

PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Rizky Mu'amanah
NIM : 210604110002
Program Studi : Fisika
Fakultas : Sains dan Teknologi
Judul Penelitian : Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Pada Kanker Payudara Berbasis *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS) 3.34

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, 25 Februari 2025
Yang membuat pernyataan



Rizky Mu'amanah
NIM. 210604110002

MOTTO

“Lokasi lahir boleh dimana saja, tapi lokasi mimpi harus di langit”

-H. Anis Rasyid Baswedan-

مَنْ جَدَّ وَجَدَ

“Dan bersabarlah kamu, sesungguhnya janji Allah adalah benar”

(Q.S-Ar-Ruum:60)

“Kegagalan bukan pilihan, tetapi kemenangan adalah kebaikan”

“The scary new is, you’re on your own now

*But the cool new is, **YOU’RE ON YOUR OWN NOW!!!**”*

-Taylor Swift-

HALAMAN PERSEMBAHAN

Karya skripsi sederhana ini, saya persembahkan untuk:

- Bapak Muhadi Setiawan dan Mamak Aris Setyowati, selaku orang tua yang selalu mendoakan kebaikan bagi anak-anaknya. Terima kasih atas perjuangan dan usaha yang telah diberikan untuk mendukung anak perempuan pertama ini dalam menempuh pendidikan setinggi-tingginya, meskipun beliau sendiri tidak sempat merasakan pendidikan hingga perguruan tinggi. Namun, menjadi suatu kebanggaan bahwa beliau mampu mendidik, memotivasi, serta memberikan dukungan hingga saya dapat menyelesaikan studi sarjana ini.
- Adik saya tersayang, Ma'rifah Nur Aini, hiduplah lebih baik dari kakakmu.
- Nenek saya, Alm. Martini, yang telah merawat dan membesarkan saya sejak kecil, serta selalu meyakinkan saya untuk terus berjuang meraih mimpi dan cita-cita. Terima kasih atas masakan lezat yang selalu disiapkan untuk saya. Skripsi ini untukmu.
- Keluarga besar Djoyo Kromo.
- Jodoh saya (), dimanapun kamu berada semoga skripsi ini menjadi salah satu langkah menuju masa depan kita.

KATA PENGANTAR

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Segala puji syukur bagi Allah SWT atas limpahan kasih sayang, rahmat ,
taufiq, dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang
berjudul “**Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Pada Kanker
Payudara berbasis *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS)
3.34**” 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. Orang tua penulis, Bapak Muhadi Setiawan dan Ibu Aris Setyowati yang telah
memberikan do'a, cinta, dan kepercayaan, serta segala bentuk dukungan yang
diberikan kepada penulis, baik moril ataupun materil yang tidak akan dapat
terbalaskan.
3. Keluarga besar penulis, yang telah memberikan dukungan dan semangat agar
penulis dapat menyelesaikan studi.

4. Prof. Dr. H. M. Zainudin, MA., selaku rektor Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
5. Prof. Dr. Hj. Sri Harini, M.Si., selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
6. Dr. Imam Tazi, M.Si., selaku Ketua Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
7. Prof. Dr. Drs. Mokhamad Tirono, M.Si., dan Dr. Erma Hastuti, M.Si., selaku pembimbing skripsi.
8. Dr. Agus Mulyono, M.Kes., dan Irjan, M.Si., selaku dewan penguji skripsi.
9. Prof. Yohannes Sardjono, APU; Ir. Gede Sutrisna Wijaya; Ir. Isman Mulyadi Triatmoko selaku pembimbing MBKM di PRTKMMN BRIN Yogyakarta.
10. Seluruh Dosen dan Staff Akademik Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
11. Yahya Efendi, S.Si., yang telah menjadi bagian dari perjalanan penulis, mendukung secara penuh, membantu, dan memotivasi, serta memberikan mimpi baru untuk penulis. *We meet people for a reason, either they're a blessing or a lesson. Anytime soon, I will start my life in a way similar to his.*
12. Teman-teman MBKM, khususnya Nurin Krisfina S.Si., Aqsha Ananda Erin, S.Si., dan Faris Febian, S.Si., yang telah menjadi teman yang baik serta *patner* dalam belajar dan berdiskusi.
13. Kak Fadia Ainina Putri Maharani, S.Si., dan kak Riskikah Ucik Zahroh Islamiyah, S.Si., yang telah menjadi kakak sekaligus teman yang baik untuk berbagi cerita.
14. Latifatuz Zahro, yang menjadi salah satu *support system* penulis selama studi.

15. Almaida Enggar Ashari sebagai *a last-minute backup*.
16. Teman-teman Mabna Fatimah Azzahra, khususnya Akmila, Erfi, Azka, dan Luluk, yang telah menjadi keluarga penulis selama studi.
17. Teman-teman fisika angkatan 2021 yang telah memberikan *support*.
18. Semua pihak yang telah memberikan dukungan secara langsung maupun tidak langsung dalam penulisan skripsi ini.

Dengan kerendahan hati, penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan. Meski demikian, penulis berharap karya ini dapat memberikan wawasan, manfaat, serta kontribusi kecil bagi pengembangan ilmu pengetahuan. Semoga skripsi ini menjadi referensi yang bermanfaat dan membawa kebaikan bagi kita semua.

Malang, 16 Februari 2025

Rizky Mu'amanah
NIM. 210604110002

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGAJUAN.....	ii
HALAMAN PERSETUJUAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iv
PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN	v
MOTTO	vi
HALAMAN PERSEMBAHAN	vii
KATA PENGANTAR.....	viii
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	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 Penelitian:	6
1.4 Manfaat Penelitian.....	7
1.5 Batasan Masalah.....	7
 BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	 9
2.1 Kanker Payudara	9
2.2 Radioterapi	10
2.2.1 Target Volume	11
2.2.2 Dosis Tumoricidal.....	12
2.2.3 Organ at Risk dan Batasan Dosisnya.....	12
2.3 BNCT	13
2.3.1 Boron Carrier	15
2.3.2 Neutron Source	16
2.4 Komponen Dosis BNCT	18
2.4.1 Laju Dosis BNCT	19
2.4.2 Waktu Iradiasi.....	20
2.4.3 Dosis Ekuivalen	20
2.4.4 Dosis Efektif	21
2.5 Monte Carlo dan PHITS.....	21
2.6 Penelitian Relevan.....	22
 BAB III METODOLOGI PENELITIAN	 25
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	25
3.2 Alat dan Bahan	25
3.2.1 Perangkat Keras	25
3.2.2 Perangkat Lunak	25
3.2.3 Bahan	26

3.3 Variabel Penelitian	26
3.4 Rancangan Penelitian	27
3.4.1 <i>Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)</i>	28
3.4.2 Pemodelan Geometri Kanker dan Jaringan di Sekitarnya	31
3.4.3 Pemodelan Optimasi BSA	33
3.5 Teknik Analisis Hasil Penelitian	36
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	39
4.1 Hasil.....	39
4.1.1 Pemodelan Geometri Phantom	40
4.1.2 Pemodelan Sumber Neutron.....	42
4.1.3 Laju Dosis Total	46
4.1.4 Waktu Iradiasi.....	49
4.1.5 Dosis Ekuivalen.....	50
4.1.6 Dosis Efektif	53
4.2 Pembahasan	53
4.2.1 permodelan phantom	53
4.2.2 pemodelan sumber neutron.....	54
4.2.3 Laju Dosis Total	57
4.2.4 Waktu Iradiasi.....	59
4.2.5 Dosis Ekuivalen.....	59
4.2.6 Dosis Efektif	64
4.3 Pengobatan BNCT untuk Kanker Payudara Dalam Perspektif Islam	65
BAB V PENUTUP.....	69
5.1 Kesimpulan.....	69
5.2 Saran.....	69
DAFTAR PUSTAKA.....	70
LAMPIRAN.....	78

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 <i>Anatomy payudara</i>	9
Gambar 2. 2 Tanda awal gejala kanker payudara	10
Gambar 2. 3 Citra FDG PET/CT pasien kanker payudara	11
Gambar 2. 4 Ilustrasi GTV, CTV, dan PTV	11
Gambar 2. 5 Skema Penangkapan neutron oleh ^{10}B dan reaksi fisi ^{11}B	14
Gambar 2. 6 Diagram skema sumber neutron berbasis akselerator untuk BNCT	16
Gambar 2. 7 Contoh rangkaian BSA	17
Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian	27
Gambar 3. 2 Algoritma PHITS	28
Gambar 3. 3 <i>Phantom</i> ORNL-UF	31
Gambar 3. 4 Citra FDG-PET/CT pada pasien kanker payudara	32
Gambar 3. 5 Diagram alir pemodelan geometri kanker dan jaringan sehat	33
Gambar 3. 6 Geometri BSA	34
Gambar 3. 7 Diagram alir pemodelan dan optimasi BSA	35
Gambar 3. 8 Diagram alir simulasi dosis BNCT kanker payudara	36
Gambar 4. 1 Hasil pemodelan phantom ORNL 2D pada potongan <i>axial</i>	40
Gambar 4. 2 Hasil pemodelan phantom ORNL 2D pada potongan <i>sagittal</i>	41
Gambar 4. 3 Visualiasi arah iradiasi <i>anterior-posterior</i> pada potongan <i>sagittal</i> ..	42
Gambar 4. 4 Visualiasi arah iradiasi <i>left lateral</i> pada potongan <i>axial</i>	43
Gambar 4. 5 Lintasan partikel pada BSA dan <i>phantom</i> ORNL	45
Gambar 4. 6 Hasil distribusi flux per kedalaman tubuh	46
Gambar 4. 7 Komponen laju dosis arah penyinaran <i>anterior-posterior</i>	46
Gambar 4. 8 Komponen laju dosis arah penyinaran <i>left-lateral</i>	47
Gambar 4. 9 Komponen laju dosis arah penyinaran <i>anterior-posterior</i>	48
Gambar 4. 10 Laju dosis total arah penyinaran <i>left-lateral</i>	48
Gambar 4. 11 Pengaruh konsentrasi ^{10}B pada laju dosis total GTV	49
Gambar 4. 12 Grafik hubungan konsentrasi ^{10}B dengan waktu iradiasi	50
Gambar 4. 13 Dosis ekuivalen pada penyinaran AP	52
Gambar 4. 14 Dosis ekuivalen pada penyinaran LLAT	52
Gambar 4. 15 Dosis efektif pada arah penyinaran AP dan LLAT	53
Gambar 4. 16 Perbandingan distribusi kedalaman fluks untuk neutron	56

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 2 Pembagian rentang energi berkas neutron	15
Tabel 2. 3 Parameter sumber neutron BSA menurut IAEA.....	18
Tabel 2. 4 Nilai faktor bobot dari setiap dosis	20
Tabel 2. 5 Faktor bobot jaringan untuk dosis efektif	21
Tabel 3. 1 Spesifikasi alat penelitian.....	25
Tabel 3. 2 Perangkat lunak penelitian	25
Tabel 3. 3 Bahan dalam Penelitian.....	26
Tabel 3. 4 <i>Section</i> input PHITS	28
Tabel 4. 1 Volume jaringan kanker.....	41
Tabel 4. 2 Kedalaman organ dari permukaan kulit	42
Tabel 4. 3 Keluaran hasil BSA menggunakan <i>water phantom</i>	44
Tabel 4. 4 Keluaran hasil BSA dengan <i>phantom</i> ORNL	45
Tabel 4. 5 Data laju dosis GTV	48
Tabel 4. 6 Hasil waktu iradiasi.....	50
Tabel 4. 7 Data hasil dosis ekuivalen pada penyinaran AP	51
Tabel 4. 8 Data hasil dosis ekuivalen pada penyinaran LLAT	51
Tabel 4. 9 Hasil kolimator penelitian	55
Tabel 4. 10 Nilai batas toleransi dosis ekuivalen pada organ	60
Tabel 4. 11 Studi kasus BNCT pada kanker payudara.....	63

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Listing program PHITS	79
Lampiran 2 Data Fraksi Massa Organ	83
Lampiran 3 Data Laju Dosis	84
Lampiran 4 Perhitungan Massa ^{10}B yang Di Injeksikan Ke Dalam tubuh	86

ABSTRAK

Mu'amanah, Rizky.2025. Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Pada Kanker Payudara Berbasis *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS) 3.34. Skripsi. Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
Pembimbing: (1) Prof. Dr. Drs. Mokhamad Tirono, M.Si. (2) Dr. Erna Hastuti, M.Si.

Kata Kunci : Kanker Payudara; BNCT; Dosimetri; PHITS

kanker adalah salah satu penyebab kematian tertinggi dengan jumlah kasus yang terus meningkat setiap tahun. Kanker payudara merupakan salah satu jenis kanker dengan tingkat insiden dan kematian yang tinggi di seluruh dunia, termasuk di Indonesia. Metode pengobatan kanker payudara yang umum digunakan meliputi radioterapi, operasi, dan kemoterapi. Namun, metode tersebut dinilai kurang efektif karena dapat merusak jaringan sehat di sekitar sel kanker. Oleh karena itu, dikembangkan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) sebagai metode terapi yang lebih selektif dan efektif dalam menargetkan sel kanker tanpa merusak jaringan sehat. BNCT merupakan terapi radiasi yang memanfaatkan isotop ^{10}B dan neutron untuk membunuh sel kanker secara selektif, yaitu hanya pada jaringan yang mengandung ^{10}B . Penelitian ini bertujuan untuk menentukan parameter optimal dalam terapi kanker payudara menggunakan BNCT. Fokus utama penelitian meliputi penentuan konsentrasi ^{10}B yang optimal untuk mencapai efektivitas maksimum dalam membunuh sel kanker payudara, serta waktu iradiasi yang sesuai pada konsentrasi optimal untuk mencapai efektivitas maksimum dalam membunuh sel kanker payudara. Selain itu, penelitian ini juga menganalisis arah iradiasi yang paling efektif untuk meminimalkan paparan radiasi terhadap jaringan sehat. Metode penelitian yang digunakan adalah simulasi Monte Carlo menggunakan program PHITS versi 3.34. Phantom yang digunakan adalah ORNL wanita dewasa dengan kasus kanker payudara stadium 1 (T1N0M0), yang mengindikasikan tumor berukuran 2 cm di payudara sebelah kiri. Sumber neutron yang digunakan berasal dari siklotron 30 MeV, yang dikenal sebagai *Beam Shaping Assembly* (BSA). Konsentrasi boron yang diuji dalam penelitian ini adalah 30, 60, 90, 120, dan 150 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, dengan dua variasi arah penyinaran, yaitu *Anterior-Posterior* (AP) dan *Left-Lateral* (LLAT). Hasil penelitian menunjukkan bahwa konsentrasi ^{10}B yang optimal untuk pengobatan kanker payudara menggunakan BNCT adalah 150 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Pada konsentrasi ini, waktu iradiasi yang diperlukan adalah 9 menit 54 detik. Selain itu, arah penyinaran *Anterior-Posterior* (AP) terbukti lebih efektif dalam mengurangi efek radiasi terhadap jaringan sehat dibandingkan dengan penyinaran dari arah *Left-Lateral* (LLAT).

ABSTRACT

Mu'amanah, Rizky.2025. Analysis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Dose in Breast Cancer Based on Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS) 3.34.. Ungraduated Thesis. Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Maulana Malik Ibrahim State Islamic University, Malang.
Supervisor: (1) Prof. Dr. Drs. Mokhamad Tirono, M.Si. (2) Dr. Erna Hastuti, M.Si.

Keywords: Breast Cancer; BNCT; Dosimetry; PHITS

Cancer is one of the leading causes of death, with the number of cases increasing every year. Breast cancer is among the types of cancer with high incidence and mortality rates worldwide, including in Indonesia. Common treatments for breast cancer include radiotherapy, surgery, and chemotherapy. However, these treatments are considered less effective as they may damage healthy tissues surrounding cancer cells. Therefore, Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) has been developed as a more selective and effective therapy that targets cancer cells while preserving healthy tissues. BNCT is a radiation therapy that utilizes the ^{10}B isotope and neutrons to selectively kill cancer cells, specifically in tissues containing ^{10}B . This study aims to determine the optimal parameters for breast cancer therapy using BNCT. The primary focus includes determining the optimal ^{10}B concentration to achieve maximum effectiveness in eliminating breast cancer cells and the appropriate irradiation duration at the optimal concentration to enhance cancer cell destruction. Additionally, this study analyzes the most effective irradiation direction to minimize radiation exposure to healthy tissues. The research method employed a Monte Carlo simulation using PHITS version 3.34. The phantom used in this study was an adult female ORNL model with stage 1 breast cancer (T1N0M0), indicating a 2 cm tumor located in the left breast. The neutron source was derived from a 30 MeV cyclotron known as the Beam Shaping Assembly (BSA). The tested boron concentrations were 30, 60, 90, 120, and 150 $\mu\text{g/g}$ of cancerous tissue, with two irradiation directions: Anterior-Posterior (AP) and Left-Lateral (LLAT). The results showed that the optimal ^{10}B concentration for breast cancer treatment using BNCT was 150 $\mu\text{g/g}$ of cancerous tissue. The required irradiation duration at this concentration was 9 minutes and 54 seconds. Additionally, the Anterior-Posterior (AP) irradiation direction proved to be more effective in reducing radiation exposure to healthy tissues compared to left lateral (LLAT) irradiation.

مستخلص البحث

مؤامنة، رزقي. ٢٠٢٥. تحليل جرعة علاج سرطان الثدي باستخدام شعاع التقاط البورون النيوتروني ("بي إن سي تي")، اعتماداً على نظام كود نقل الجسيمات والأيونات الثقيلة ("بي إتش آي تي إس") (٣، ٣٤. الرسالة. قسم دراسة الفيزياء، كلية العلوم والتكنولوجيا، بجامعة الإسلامية الحكومية مولانا مالك إبراهيم في مالانج .

مشرف الرسالة: (١) الأستاذ الدكتور. دكتوراندوس محمد تيرون، ماجستير العلوم. (٢) الدكتورة. إرنا هاستوتي، ماجستير في العلوم

الكلمات الرئيسية: سرطان الثدي؛ شعاع التقاط البورون النيوتروني (“بي إن سي تي”)؛ قياس الجرعات؛ كود نقل الجسيمات والأيونات الثقيلة (بي إتش آي تي إس)

إن السرطان هو أحد الأسباب الرئيسية للوفاة مع زيادة عدد حالات الإصابة به كل سنة. وسرطان الثدي هو أحد السرطانات مع ارتفاع الإصابة والوفاة في جميع أنحاء العالم، بما في ذلك دولة إندونيسيا. وتشتمل طرق علاج سرطان الثدي المستخدمة بصورة عامة ولكن تلك الطريقة تعتبر أقل فعالية لأنها قد تدمر الأنفاق الصحية المحيطة. على العلاج الإشعاعي والعمليات الجراحية والعلاج الكيميائي بالأنسجة السرطانية. ولذلك، طُوِّر شعاع التقاط البورون النيوتروني ("بي إن سي تي") كطريقة علاجية أكثر خصوصية وفعالية في إستهداف الخلايا السرطانية دون تدمير الخلايا الصحية. ويعتبر شعاع التقاط البورون النيوتروني "بي إن سي تي" علاجاً إشعاعياً يستفيد من نظير البورون- العشرة والنيوترونات لقتل الخلايا السرطانية بصورة إختيارية، أي في الأنسجة المحتوية على "البورون- العشرة" ويهدف هذا البحث إلى تحديد المعايير المثالية في علاج سرطان الثدي باستخدام شعاع التقاط البورون النيوتروني ("بي إن سي تي"). فقط للوصول إلى أعلى فعالية في قتل الخلايا السرطانية في "تي"). ويشمل التركيز الرئيسي للبحث تحديد التركيز الأمثل للبورون- العشرة وبالإضافة إلى ذلك، يحل. الثدي، وكذلك الوقت المناسب للتشعيع بالتركيز الأمثل لتحقيق أقصى فعالية في قتل خلايا سرطان الثدي هذا البحث أيضاً إتجاه التشعيع أكثر فعالية لتقليل التعرض الإشعاعي للأنسجة الصحية. وكانت طريقة البحث المستخدمة هي عملية محاكاة مونت كارلو باستخدام برنامج (بي إتش آي تي إس) للإصدار رقم ٣.٣٤. والفاتنوم المستخدم هو (أو آر إن إل) أنثى بالغة مصابة بسرطان الثدي في المستوى الأول ("تي ١-ن-٠-م-٠")، وهو ما يشير إلى وجود ورم طوله ٢ سنتيمتر في الثدي الأيسر وجاء مصدر النيوترون المستخدم من سيكلوترون بقدرة ٣٠ ميغا فولت، المعروف باسم مجموعة تشكيل الخزمة ("بي إس أ"). وكان تركيز البورون المختبر في هذا البحث هو ٣٠ و ٦٠ و ٩٠ و ١٢٠ و ١٢٠ و ١٥٠ ميكروغرام/غرام من الأنسجة السرطانية، مع نوعين وأظهرت النتائج أن. مختلفين من اتجاه الإشعاعي، وهما الاتجاه الأمامي الخلفي ("أي بي") والاتجاه الأيسر الجانبي (ل.ل. أ. ت) التركيز الأمثل ل البورون- العشرة لعلاج سرطان الثدي باستخدام شعاع التقاط البورون النيوتروني هو ١٥٠ ميكروغرام/غرام من الأنسجة السرطانية. وعند هذا التركيز، يكون وقت التشعيع المطلوب هو ٩ دقائق و ٥٤ ثانية. وبالإضافة إلى ذلك، أثبت اتجاه التشعيع الأمامي الخلفي أنه أكثر فعالية في الحد من آثار الإشعاع على الأنسجة الصحية بالمقارنة مع التشعيع من الاتجاه الأيسر الجانبي (ل.ل. أ. ت).

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kanker adalah penyakit yang terjadi akibat transformasi sel yang menjadi abnormal dan berkembang biak secara berlebihan dibagian tubuh manapun. Menurut *World Health Organization* (WHO), pada tahun 2022 tercatat hampir 20 juta kasus baru kanker di dunia dengan 9,7 juta kematian. Di Indonesia, jumlah kasus baru kanker mencapai 400.820 dengan 240.537 kematian (Bray et al., 2024; Globocan, 2022a). Secara global, kanker adalah salah satu penyebab kematian tertinggi dengan jumlah kasus yang terus meningkat setiap tahun, dan diperkirakan mencapai 35 juta pada tahun 2050 (Bray et al., 2021).

Kanker payudara adalah penyakit yang sering terjadi dan sulit diobati. Menurut GLOBOCAN (*Global Cancer Observatory*), pada tahun 2022 terdapat 2,3 juta infeksi baru atau 11,6% dari total kasus kanker, menjadikannya sebagai jenis kanker paling umum kedua di dunia dan penyebab kematian keempat, dengan 666.101 kematian (Bray et al., 2024; Globocan, 2022a). Pada tahun yang sama, kanker payudara di Indonesia menduduki peringkat pertama dengan 66.271 infeksi baru (16,2%) dan 22.598 kematian (9,3%) dari total kasus (Bray et al., 2024; Globocan, 2022b). Pada tahun 2040, beban kanker payudara diproyeksikan meningkat menjadi lebih dari 3 juta kasus baru dan 1 juta kematian (Arnold et al., 2022). Meningkatnya kasus dan angka kematian mengindikasikan bahwa kanker payudara masih menjadi tantangan besar dalam pengobatan. Meskipun demikian, berbagai upaya terus dilakukan untuk menemukan metode pengobatan yang efektif untuk meningkatkan kualitas hidup penderita kanker payudara.

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 مَرَضْتُ فَهُوَ يَشْفِينِ

Artinya : “*Apabila aku sakit, Dialah (Allah) yang menyembuhkanku.*” (Q.S Asy-Syu'ara[26]:80)

Menurut tafsir M.Quraish Shihab, dalam kitab al-misbah dijelaskan bahwa penyakit merupakan bagian dari ketetapan hidup yang harus dihadapi manusia, sementara kesembuhan merupakan anugerah dari Allah SWT. Penyakit, baik fisik maupun mental, merupakan bentuk ujian yang mengajarkan manusia untuk bersabar dan berusaha. Kalimat فَهُوَ يَشْفِينِ mengingatkan bahwa hanya Allah yang memberikan kesembuhan. Namun, manusia tetap dianjurkan untuk berikhtiar dan bersabar (Q. Shihab, 2007). Ayat tersebut selaras dengan sebuah Hadist yang diriwayatkan oleh Imam Al Bukhori, Rasulullah SAW. bersabda:

مَا أُنْزِلَ اللَّهُ دَاءً إِلَّا أَنْزَلَ لَهُ شِفَاءً

Artinya: “*Tidaklah Allah menurunkan penyakit, melainkan Dia pula yang menurunkan obatnya.*” (HR. Al-Bukhari)

Hadist dan penggalan ayat di atas menegaskan bahwa setiap penyakit pasti memiliki obat, yang berarti tidak ada penyakit yang tidak dapat disembuhkan jika ditemukan pengobatan yang tepat. Selain itu, Rasulullah SAW juga menekankan bahwa keberadaan obat tersebut memerlukan upaya dari manusia untuk menemukannya. Sehingga, diperlukan kesungguhan dalam melakukan penelitian, pengembangan ilmu pengetahuan, dan inovasi dalam bidang medis agar pengobatan yang efektif dapat ditemukan dan dimanfaatkan secara luas.

Seiring dengan kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi, berbagai metode pengobatan kanker telah ditemukan dan diterapkan, antara lain operasi, radioterapi, serta terapi sistemik seperti kemoterapi, imunoterapi, dan terapi hormonal. Operasi dan kemoterapi merupakan metode pengobatan yang umum digunakan. Namun, kedua metode tersebut masih kurang optimal, dikarenakan pada operasi hanya efektif untuk sel kanker berukuran kecil dan tidak dapat mengatasi penyebaran kanker (NCI, 2024), sedangkan kemoterapi memiliki efek samping signifikan, seperti mual dan muntah (Murphy et al., 2021; Nurgali et al., 2018), penurunan berat badan, anemia, kelelahan, serta risiko sepsis atau gangguan pada organ (Nurgali et al., 2018). Selain itu, kemoterapi juga dapat menyebabkan resistensi tumor terhadap pengobatan (Purohit & Kumar, 2022).

Pengobatan lainnya, yaitu radioterapi juga dapat menimbulkan efek samping yang mempengaruhi sel-sel sehat di sekitar sel kanker, termasuk kerusakan permanen pada kelenjar ludah, penyempitan faring atau esofagus, *hipotiroidisme*, fibrosis kulit, *lymphedema*, dan efek *neurologis* (Brook, 2021). Dengan keterbatasan ini, pengobatan kanker payudara yang tersedia saat ini dinilai kurang efektif, sehingga perlu adanya pengembangan metode terapi baru yang dapat meminimalisasi efek samping yang ditimbulkan setelah melakukan terapi, salah satunya adalah *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT).

BNCT memiliki keunggulan daripada terapi radiasi lainnya, termasuk terapi proton, karena mampu memberikan dosis tinggi secara selektif dengan kerusakan minimal pada jaringan sehat. Efek samping yang dihasilkan juga lebih ringan dibandingkan terapi konvensional dan kemoterapi (Chiek Quah et al., 2020). BNCT merupakan terapi inovatif yang memanfaatkan reaksi nuklir antara ^{10}B dengan

neutron berenergi rendah untuk menghasilkan partikel alfa dan litium yang memiliki *Linear Energy Transfer* (LET) tinggi dengan jarak tembus yang terbatas. Sehingga, penggunaan radiasi jarak pendek dapat memastikan bahwa jaringan normal disekitar kanker dapat terhindar dari kerusakan (Mahima Purohit, 2022; Z. Wang et al., 2024).

Keunggulan BNCT dalam efektivitas terapi kanker telah mendorong pengembangannya sebagai metode pengobatan kanker di berbagai negara. Pada Mei tahun 2020, Jepang menjadi satu-satunya negara yang mengoperasikan fasilitas BNCT untuk pengobatan klinis dengan sumber neutron berbasis akselerator yang telah disetujui. Fasilitas tersebut berada di Kansai BNCT *Medical Center* dan *Southern TOHUKU Hospital Group* (Jin et al., 2022). Sementara itu, fasilitas BNCT di Finlandia, China, Argentina, dan Korea Selatan masih dalam tahap pengembangan (Dziura et al., 2023).

Seiring dengan perkembangan BNCT, penelitian terkait pemodelan dan optimasi dosis terapi terus dilakukan 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 (Park et al., 2021). 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 (JAEA, 2023).

Percobaan BNCT pada kanker payudara pertama kali dilaporkan oleh Fujitomo dkk. Dalam laporan kasus tersebut, Fujitomo dkk. menggambarkan pengobatan kanker payudara berulang di aksila kiri pada wanita berusia 65 tahun

yang sebelumnya sudah menjalani kemoterapi dan terapi radiasi konvensional. Dalam proses pengobatan menggunakan BNCT, pasien diposisikan dalam keadaan berbaring terlentang, dan ^{10}B diberikan dengan injeksi secara intravena. Berkas neutron ditembakkan dari arah depan dan belakang ketiak kiri (Fujimoto et al., 2016). Andoh dkk. juga melakukan penelitian untuk mengevaluasi terapi BNCT pada metastasis tulang menggunakan garis sel kanker payudara manusia. Konsentrasi boron yang digunakan adalah $24\text{ }\mu\text{g/g}$ dengan hasil yang menunjukkan bahwa konsentrasi boron dalam tumor mencapai $22.8 \pm 5.8\text{ ppm}$ dalam satu jam setelah pemberian intravena, sementara konsentrasi boron dalam jaringan normal kurang dari 15 ppm diberikan satu setengah jam setelah pemberian intravena. Rasio tumor ke darah (T/B) dan tumor ke tulang di kaki yang tidak diimplan (T/N) masing-masing adalah 2:4 dan 2:4 (Andoh et al., 2020). Pramusita et al. membandingkan waktu iradiasi pada kanker payudara dengan konsentrasi boron $70\text{--}150\text{ }\mu\text{g/g}$ dengan menggunakan MCNPX, yang menunjukkan hasil dari konsentrasi boron maksimum dihasilkan waktu iradiasi tersingkat yaitu 4 jam 15 detik (Pramusinta et al., 2019). Percobaan BNCT menggunakan PHITS dilakukan oleh Kumada dkk. penelitian tersebut berfokus pada pengembangan dan verifikasi sistem perencanaan pengobatan untuk terapi BNCT oleh *Japan Atomic Energy Agency* (JAEA). Hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa PHITS dapat secara akurat mengevaluasi dosis untuk perencanaan pengobatan BNCT, karena PHITS memungkinkan perhitungan dosimetri yang rinci dan dapat digunakan untuk perawatan radioterapi (Kumada et al., 2009).

Penelitian yang dilakukan sebelumnya menggunakan metode penyinaran dari arah depan dan belakang ketiak kiri yang dapat membatasi efek penyinaran dari

sudut lain yang mungkin lebih efektif dan dapat memberikan dosis minimum terhadap organ sehat disekitar sel kanker. Pada penelitian sebelumnya juga dihasilkan waktu iradiasi yang cukup lama sehingga dapat menyebabkan ketidaknyamanan fisik serta dapat meningkatkan kerusakan pada jaringan sehat. Sehingga penelitian lebih lanjut diperlukan untuk menganalisis dosis BNCT pada kanker payudara dengan dua teknik iradiasi, yaitu AP (*anterior-posterior*) dan LLAT (*left-lateral*), untuk menentukan arah penyinaran yang efektif dalam meminimalkan paparan radiasi pada organ sehat. Program simulasi yang digunakan yaitu PHITS versi 3.34 karena memiliki keunggulan dalam kecepatan inisiasi dan akurasi perhitungan dari berbagai kode simulai Monte-carlo yang lainnya.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini, yaitu:

1. Berapa konsentrasi optimal unsur boron untuk terapi BNCT pada kanker payudara?
2. Bagaimana variasi konsentrasi boron mempengaruhi durasi waktu iradiasi yang dibutuhkan untuk terapi BNCT pada kanker payudara?
3. Arah penyinaran manakah yang paling efektif dalam membunuh jaringan kanker dengan kerusakan paling minimal pada jaringan sehat dalam penerapan terapi BNCT untuk kanker payudara?

1.3 Tujuan Penelitian:

Tujuan penelitian ini, yaitu:

1. Untuk menentukan konsentrasi boron yang optimal untuk mencapai efektivitas maksimum dalam membunuh sel kanker pada payudara menggunakan metode BNCT

2. Untuk menentukan waktu iradiasi pada konsentrasi boron optimal untuk memaksimalkan pembunuhan sel kanker pada payudara dengan metode BNCT
3. Untuk menganalisis arah iradiasi yang paling efektif untuk meningkatkan efikasi terapi kanker payudara dengan metode BNCT

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah:

1. Menyediakan gambaran dosimetri BNCT dalam kasus kanker payudara menggunakan *Phantom* ORNL dengan program simulasi PHITS 3.34
2. Menjadi referensi untuk menentukan konsentrasi boron yang paling optimal dalam terapi kanker payudara menggunakan metode BNCT
3. Mengembangkan penggunaan simulasi program PHITS dalam penentuan dosis radiasi pada terapi kanker dengan metode BNCT

1.5 Batasan Masalah

Batasan masalah dari penelitian ini, yaitu:

1. Histologi kanker payudara dengan diagnosis T1N0M0 dengan diameter 2 cm dan kedalaman dari kulit 2 cm
2. Energi sumber neutron sebesar 30 MeV dan sumber radiasi akselerator berbasis siklotron yang telah dioptimalkan oleh I Made Ardana dan Yohannes Sardjono
3. Model geometri kanker yang digunakan mengacu pada model wanita dewasa dari *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL)
4. Komposisi material organ sehat mengikuti panduan dari *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) 145

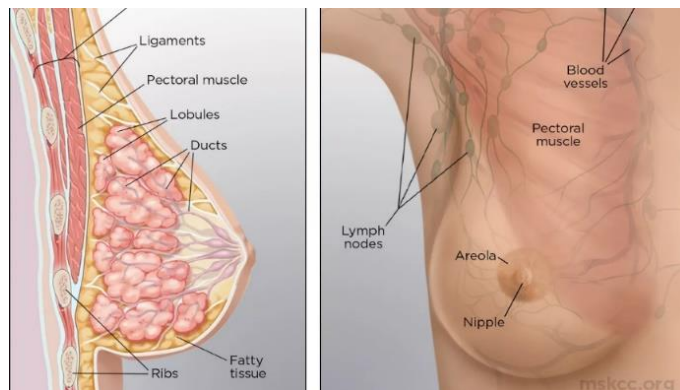
5. Iradiasi dilakukan dengan LLAT (*left-lateral*) dan AP (*anterior-posterior*)
6. Variabel konsentrasi boron yang digunakan dalam penelitian adalah 30, 60, 90, 120 dan 150 $\mu\text{g/g}$

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

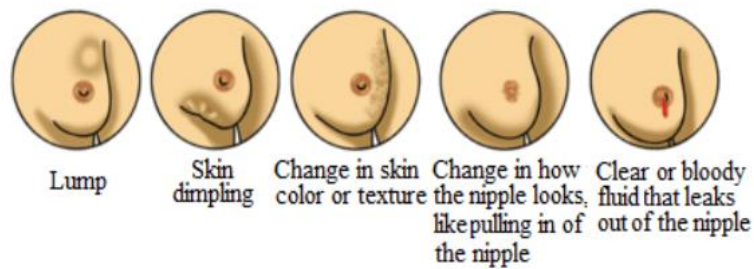
2.1 Kanker Payudara

Kanker payudara merupakan sel jaringan payudara yang tumbuh secara abnormal yang disebabkan oleh pertumbuhan dan perkembangan yang tak terkendali dari sel-sel di payudara (WHO, 2024). Payudara terdiri dari jaringan kelenjar, ikat, dan lemak (MSKCC, 2024), dengan 15–20 lobus penghasil susu yang mengandung lobulus sebagai tempat produksi susu (DerSarkissian, 2024). Kanker payudara sering terjadi di lobulus dan duktus (Ekici & Jawzal, 2020)



Gambar 2. 1 *Anatomy payudara*
(MSKCC, 2024)

Menurut *World Health Organization*, gejala kanker payudara meliputi penebalan atau perubahan bentuk payudara, munculnya bercak merah pada kulit payudara, perubahan kulit di sekitarnya menjadi keriput seperti kulit jeruk, keluarnya cairan abnormal seperti darah dari puting susu, serta perubahan bentuk atau posisi puting yang menjadi terbalik (WHO, 2024). Jika kanker bermetastasis ke tulang, gejala tambahannya dapat mencakup pembengkakan kelenjar getah bening, sesak napas, dan kulit yang menguning (Poedjomartono et al., 2019).

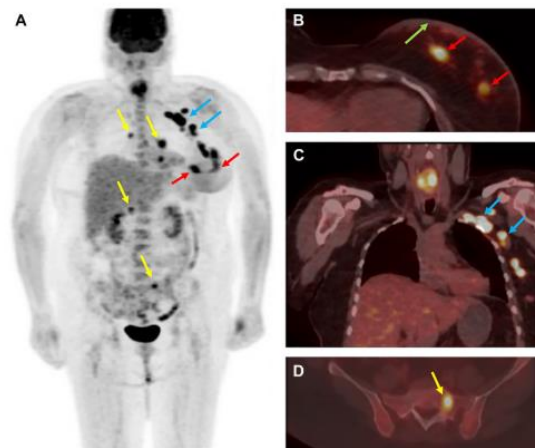


Gambar 2. 2 Tanda awal gejala kanker payudara
(Poedjomartono et al., 2019)

Penyebab pasti kanker payudara belum diketahui. Namun, terdapat beberapa faktor risiko yang dapat memicu pertumbuhan sel kanker payudara, seperti bertambahnya usia, obesitas, konsumsi alkohol, riwayat keluarga, paparan radiasi, penggunaan tembakau, dan terapi hormon *pascamenopause*. Sebagian besar kasus terjadi pada wanita di atas 40 tahun tanpa faktor risiko yang jelas (WHO, 2024).

2.2 Radioterapi

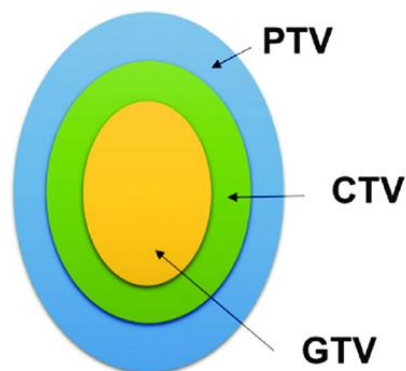
Radioterapi merupakan metode pengobatan kanker yang memanfaatkan radiasi pengion untuk membunuh sel kanker dengan merusak DNA dan struktur selnya (Briefs, 2021). Metode pencitraan yang digunakan sebelum radioterapi kanker payudara adalah FDG-PET/CT, yang menggabungkan teknologi *positron emission tomography* (PET) dan *Computer Tomography* (CT) (van Olmen et al., 2024). Prinsip kerja dari FDG-PET/CT dimulai dari pemindaian PET setelah proses injeksi [^{18}F] FDG ke dalam tubuh kemudian dilakukan pemindaian CT sehingga didapatkan fusi gambar PET/CT (Groheux, 2022). Citra gambar FDG-PET/CT dapat dilihat pada gambar 2.3



Gambar 2. 3 Citra FDG PET/CT pasien kanker payudara (Groheux, 2023)

2.2.1 Target Volume

Dalam perencanaan radioterapi terdapat tiga volume utama, yaitu *Gross Tumour Volume* (GTV) yang mencakup lokasi dan perluasan tumor primer, *Clinical Target Volume* (CTV) yang meliputi penyebaran mikroskopis tumor di sekitar GTV, serta *Planning Target Volume* (PTV) yang mempertimbangkan penyesuaian akibat kesalahan pengaturan pasien dan pergerakan organ (Mutamimah & Sardjono, 2022). Gambar 2.4 merupakan ilustrasi tiga volume utama dalam *treatment planning*



Gambar 2. 4 Ilustrasi GTV, CTV, dan PTV (Mutamimah & Sardjono, 2022)

2.2.2 Dosis Tumoricidal

Rahimi dkk. melaporkan uji coba fase 1 iradiasi parsial payudara stereotaktik dosis tunggal menunjukkan bahwa pemberian dosis 30 Gy dalam satu fraksinasi memberikan toksisitas rendah tanpa dampak signifikan atau kekambuhan (Rahimi et al., 2022). Hasil ini sejalan dengan radioterapi konvensional yang menetapkan dosis tumor pada 30 Gy (Gadan et al., 2015).

2.2.3 Organ at Risk dan Batasan Dosisnya

Organ yang beresiko atau *Organ at risk* (OAR) adalah organ sehat yang berada di dekat tumor dan berpotensi terdampak oleh pengobatan radioterapi. Dalam terapi kanker payudara, organ sehat yang berisiko meliputi jantung, paru-paru, tulang rusuk, dan kulit (Thomsen et al., 2021). Oleh karena itu, dosis radiasi yang diberikan pada OAR harus berada di bawah batas maksimal yang telah ditetapkan.

Cedera kulit akibat paparan radiasi (*Radiation Skin Injury* atau RSI) dapat terjadi secara akut maupun kronis, tergantung pada dosis radiasi yang diterima. RSI akut biasanya muncul dalam beberapa minggu setelah paparan dan ditandai dengan eritema, peradangan, deskuamasi kering atau lembap, ulkus, serta nekrosis dermal. Risiko cedera meningkat jika dosis radiasi melebihi 20 Gy. Sementara itu, efek jangka panjang dapat berupa ulserasi dan fibrosis (Y. Wang et al., 2020). Berdasarkan peraturan BAPETEN tahun 2010, paparan radiasi pada kulit dengan dosis radiasi 3 Gy dapat menyebabkan beberapa efek, seperti seperti eritema atau kemerahan pada kulit (BAPETEN, 2010)

Penyakit paru-paru akibat paparan radiasi dapat terjadi selama pengobatan radioterapi di daerah toraks. Studi kasus mengenai efek *Boron Neutron Capture*

Therapy (BNCT) pada paru-paru dalam pengobatan kekambuhan kanker payudara menunjukkan bahwa dosis 31,4 Gy pada GTV dan 5 Gy pada paru-paru tidak menyebabkan pneumonitis radiasi dalam 90 hari (Kurosaki et al., 2024).

Risiko penyakit jantung akibat radiasi meliputi penyakit arteri koroner, perikarditis, iskemia, penyakit katup jantung, dan aritmia (Ellahham et al., 2022). Dosis yang direkomendasikan untuk diterima jantung adalah 2 Gy (Holt et al., 2024).

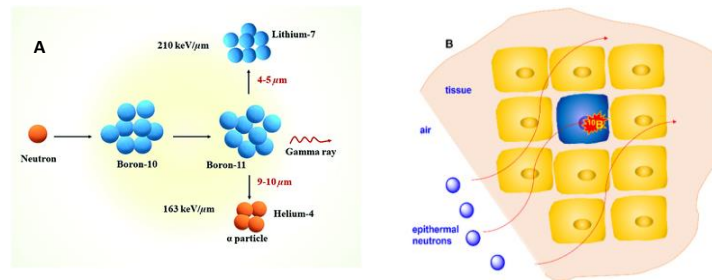
Risiko patah tulang rusuk meningkat seiring dengan peningkatan dosis radiasi per fraksi. Menurut pedoman *National Comprehensive Cancer Network* (NCCN) untuk radioterapi NSCLC (*Non Small Cell Lung Cancer*) dosis radiasi yang diperbolehkan untuk tulang rusuk adalah 30 Gy. Jika melebihi batas maksimum, dapat terjadi toksisitas pada tulang rusuk (Veluvolu et al., 2020)

2.3 BNCT

Boron Neutron Capture Therapy adalah suatu metode inovatif dalam pengobatan kanker yang memanfaatkan neutron untuk menghancurkan sel-sel kanker yang telah secara selektif menyerap senyawa boron. BNCT diusulkan pertama kali di tahun 1936 oleh Locher. Setelah beberapa dekade penelitian dan pengembangan, uji klinis pertama dilakukan pada tahun 1951. Namun, berbagai tantangan teknis dan klinis menyebabkan perkembangan yang lambat. Penelitian terus berlanjut dengan fokus pada pengembangan agen boron yang lebih efektif dan peningkatan teknik iradiasi neutron (Purohit & Kumar, 2022).

BNCT adalah terapi radiasi yang didasarkan pada reaksi penangkapan neutron yang terjadi ketika ^{10}B diiradiasi oleh neutron dengan energi yang rendah untuk menghasilkan ^{11}B tereksitasi dengan dengan waktu paruh 10^{-12} sekon dan

mengalami reaksi nuklir yang menghasilkan partikel alfa dan ${}^7\text{Li}$ (Dymova et al., 2020).



Gambar 2. 5 Skema Penangkapan neutron oleh ${}^{10}\text{B}$ dan reaksi fisi ${}^{11}\text{B}$ (K. Hu et al., 2020; Imperio, 2022)

Gambar 2.5 menunjukkan partikel α dan ${}^7\text{Li}$ yang memiliki nilai LET yang tinggi, dengan jangkauan lintasan masing-masing 9-10 μm dan 4-5 μm (K. Hu et al., 2020). Dengan diameter sel sekitar 10 μm , deposisi energi dari reaksi penangkapan neutron hanya terbatas pada sel individu (Fukuda, 2021b).

Fenomena ilmiah dalam BNCT mencerminkan bagaimana Allah menciptakan sistem yang harmonis dan berpasangan dalam alam semesta, sebagaimana dijelaskan dalam Q.S Adz-Zariyat[51]:49

وَمِنْ كُلِّ شَيْءٍ خَلَقْنَا زَوْجَيْنِ لَعَلَّكُمْ تَذَكَّرُونَ

Artinya :” Segala sesuatu Kami ciptakan berpasang-pasangan agar kamu mengingat (kebesaran Allah).” (Q.S Adz-Zariyat:49)

Menurut Ibnu Katsir, istilah zauj berarti berpasangan. Makna ini tidak hanya berlaku bagi manusia, tetapi juga mencakup seluruh makhluk hidup di bumi. Contohnya, hubungan antara langit dan bumi, malam dan siang, matahari dan bulan, serta berbagai jenis buah-buahan dan hewan. Bahkan, konsep ini juga mencakup makhluk-makhluk yang wujudnya masih belum diketahui (Susiana et al., 2018).

Dalam ayat ini, Allah mengungkapkan bahwa segala sesuatu di alam diciptakan berpasang-pasangan untuk saling melengkapi. Hal ini dimaksudkan agar manusia senantiasa mengingat kekuasaan dan kebesaran-Nya (Kemenag RI, 2022).

Konsep keseimbangan dan berpasangan ini sejalan dengan mekanisme BNCT, di mana interaksi terjadi secara spesifik antara neutron dengan isotop ^{10}B . Neutron berperan sebagai pemicu reaksi, sedangkan ^{10}B menjadi target utama. Neutron merupakan partikel netral yang memiliki tampang lintang lebih besar dibandingkan partikel bermuatan, sehingga lebih mudah berinteraksi dengan inti atom.

Dalam mekanisme BNCT, ^{10}B dapat menyerap energi neutron dengan tingkat energi yang rendah karena dipengaruhi oleh tampang lintang serapan neutron termal terhadap boron, yaitu sebesar 3840 barn. Tampang lintang inti dalam reaksi nuklir digunakan untuk menunjukkan probabilitas interaksi antar partikel, yang dinyatakan dalam satuan barn ($1 \text{ barn} = 10^{-28} \text{ m}^2$) (Jin et al., 2022). Dalam BNCT, neutron memiliki tingkat energi yang berbeda seperti yang disajikan pada tabel 2.2

Tabel 2. 1 Pembagian rentang energi berkas neutron (Li et al., 2021)

Jenis Neutron	Rentang Energi
Neutron Termal	$E \leq 0,5 \text{ eV}$
Neutron Epitermal	$0,5 \text{ eV} < E \leq 10 \text{ KeV}$
Neutron Cepat	$10 \text{ KeV} < E \leq 28 \text{ MeV}$

2.3.1 Boron Carrier

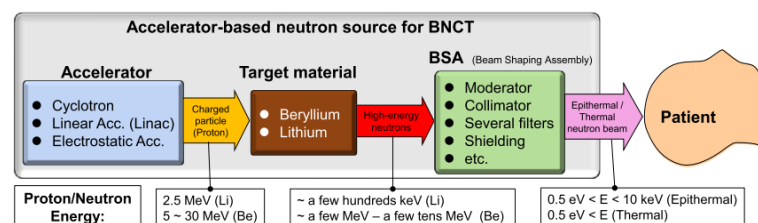
Salah satu tantangan utama dalam BNCT adalah pengiriman senyawa boron ke tumor tanpa penyerapan berlebihan di jaringan normal sekitarnya. Sehingga diperlukan senyawa khusus yang di dalam BNCT disebut dengan agen pembawa boron. Dalam BNCT terdapat dua senyawa boron yang digunakan, yaitu $^{10}\text{B-p-}$

Boronophenylalanine (BPA) dan *Sodium Borocaptate* (BSH) (Fukuda, 2021a). Senyawa tersebut digunakan untuk mengantarkan boron ke tumor dalam terapi penangkapan neutron boron (BNCT). Agen ini perlu memiliki kemampuan penyerapan yang tinggi di dalam tumor, sekitar 20-50 $\mu\text{g } ^{10}\text{B}$, serta penyerapan yang rendah di jaringan sehat. Idealnya, rasio konsentrasi boron antara tumor dan jaringan sehat serta antara tumor dan darah harus lebih dari 3:1 (Barth et al., 2018). Selain itu, agen pengiriman boron yang ideal harus memiliki kemampuan pembersihan yang cepat setelah pengobatan, dan tingkat toksisitas yang minimal (Malouff et al., 2021).

2.3.2 Neutron Source

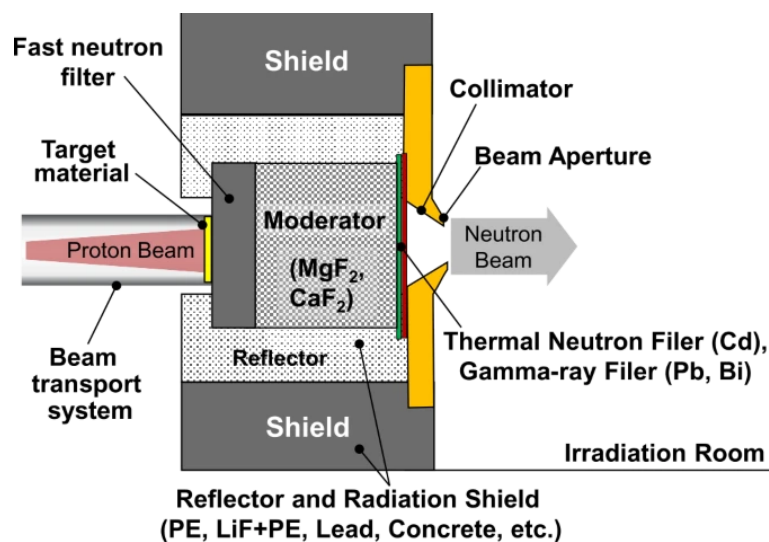
Dalam BNCT, neutron memiliki peran penting untuk menghasilkan partikel bermuatan dengan energi tinggi. Sumber neutron yang digunakan untuk iradiasi ada dua, yaitu sumber neutron reaktor dan akselerator. Namun, sumber neutron akselerator dianggap lebih efektif daripada sumber neutron berbasis reaktor untuk penggunaan dalam fasilitas kesehatan (He et al., 2021).

Akselerator adalah alat yang mempercepat partikel bermuatan, seperti proton atau elektron, hingga energi tinggi (Kumada et al., 2023). Gambar 2.6 menunjukkan skema perangkat BNCT berbasis akselerator yang sudah digunakan secara klinis di Jepang sejak tahun 2020.



Gambar 2. 6 Diagram skema sumber neutron berbasis akselerator untuk BNCT (Kumada et al., 2023)

Sumitomo Heavy Industries mengembangkan akselerator berbasis siklotron yang digunakan untuk BNCT klinis, yaitu HM-30 1 mA yang menghasilkan berkas proton 30 MeV untuk BNCT (Kumada et al., 2023). 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 (Li et al., 2021).



Gambar 2. 7 Contoh rangkaian BSA
(Kumada et al., 2023)

BSA terdiri dari berbagai komponen, seperti filter neutron cepat, moderator, filter sinar gamma, aperture, reflektor, dan filter neutron termal (Kumada et al., 2023; Li et al., 2021). 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 2.3

Tabel 2. 2 Parameter sumber neutron BSA menurut IAEA (IAEA, 2023; Li et al., 2021)

Parameter	Satuan	Rekomendasi IAEA
Fluks neutron epitermal	$\phi_{epi} (n/cm^2 s)$	$> 1,0 \times 10^9$
Laju dosis neutron cepat/fluks neutron epitermal	$Df/\phi_{epi} (Gy - cm^2 /n)$	$< 2,0 \times 10^{-13}$
Laju dosis gamma/fluks neutron epitermal	$D\gamma/\phi_{epi} (Gy - cm^2 /n)$	$< 2,0 \times 10^{-13}$
Rasio fluks termal dan epitermal	ϕ_{th}/ϕ_{epi}	$< 0,05$
Rasio arus neutron dan fluks neutron	J/ϕ_{epi}	$> 0,7$

2.4 Komponen Dosis BNCT

Dosimetri adalah ilmu yang mempelajari pengukuran dan penilaian dosis radiasi yang diserap oleh jaringan biologis. Dalam bidang medis, dosimetri digunakan untuk memastikan bahwa dosis radiasi yang diberikan sesuai dengan prosedur radiodiagnostik, guna memaksimalkan manfaat klinis dan meminimalkan risiko efek samping (Lorduy-Alós et al., 2024).

Dalam terapi BNCT, terdapat dua komponen dosis yang perlu diperhatikan, yaitu dosis boron dan dosis non-boron. Dosis boron diperoleh dari reaksi neutron dengan isotop ^{10}B yang ada dalam jaringan, sementara dosis *non-boron* berasal dari interaksi neutron dengan berbagai atom, seperti nitrogen, oksigen, karbon, dan hidrogen. Biasanya, dosis non-boron dapat diabaikan karena kontribusinya yang relatif kecil. Selain itu, terdapat juga dosis radiasi gamma, yang terdiri dari dua bagian. Dosis radiasi gamma primer dihasilkan dari sumber neutron, sedangkan dosis radiasi gamma sekunder dihasilkan dari interaksi neutron dengan hidrogen yang terdapat dalam tubuh manusia (Kumada & Takada, 2018). Untuk efektivitas BNCT, dosis boron harus lebih tinggi di jaringan kanker dibandingkan jaringan sehat. Reaksi utama dalam dosis BNCT adalah sebagai berikut (Sajad et al., 2022).

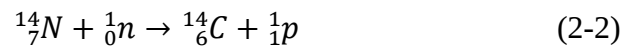
1. Dosis foton

Dosis foton atau gamma dihasilkan dari reaksi neutron termal dengan inti hidrogen (^1H), yang menghasilkan deuterium (^2H) dengan energi sebesar 2,22 MeV. Persamaan reaksinya adalah:



2. Dosis proton

Dosis proton dihasilkan dari reaksi neutron termal dengan nitrogen (^{14}N), yang menghasilkan karbon-14 (^{14}C) dengan energi proton sebesar 0,58 MeV. Persamaan reaksinya adalah:



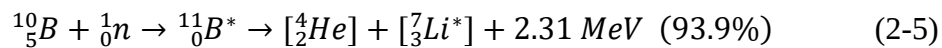
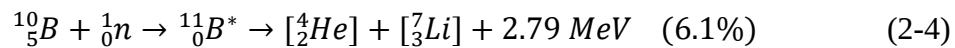
3. Dosis neutron cepat

Dosis neutron cepat dihasilkan akibat tumbukan antara neutron cepat dengan hidrogen (^1H). Persamaan reaksinya adalah:



4. 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). Persamaan reaksinya adalah:



2.4.1 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 ($\dot{D}_p$), dan dosis foton ($\dot{D}_\gamma$), yang masing-masing dikalikan dengan faktor bobot radiasi sesuai dengan jenisnya, seperti pada tabel 2.4. Setiap komponen dosis memiliki efektivitas biologis relatif (RBE) atau kualitas radiasi yang berbeda. Persamaan untuk total laju dosis adalah:

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

Dengan $\dot{D}_B$ adalah dosis boron, $\dot{D}_N$ Dosis neutron, $\dot{D}_H$ Dosis proton, dan $\dot{D}_\gamma$ Dosis gamma (Kurosaki et al., 2024; Zhu et al., 2024). 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 tingkah ^{10}B pada setiap jaringan (Kumada & Takada, 2018)

Tabel 2. 3 Nilai faktor bobot dari setiap dosis(N. Hu et al., 2021)

<i>Tissue Type</i>	CBE	RBE_N	RBE_H	RBE_γ
Sel Kanker	3,8	2,9	2,4	1
Kulit	2,5	2,9	2,4	1
Tulang	1	2,9	2,4	1
<i>Soft Tissue</i>	1,34	2,9	2,4	1

2.4.2 Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi diperoleh dari perbandingan dosis minimum yang diperlukan untuk membunuh sel kanker payudara, yaitu 30 Gy (Gadan et al., 2015; Rahimi et al., 2022), terhadap total laju dosis jaringan kanker ($\dot{D}_{GTV}$). Formula yang digunakan adalah sebagai berikut: (Harish et al., 2020)

$$\text{Waktu iradiasi (t)} = \frac{\text{dosis minimum} \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right)}{\text{total laju dosis GTV} \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right)} \quad (2-8)$$

2.4.3 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)

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

2.4.4 Dosis Efektif

Nilai dosis efektif dapat dihitung setelah didapatkan nilai dosis dosis ekuivalen. Nilai dosis efektif pada organ sehat, dihitung dengan formula: (BAPETEN, 2010)

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

Dimana W_T adalah faktor bobot jaringan yang terdapat pada tabel 2.5

Tabel 2. 4 Faktor bobot jaringan untuk dosis efektif (ICRP 145, 2020)

Organ	Tissue weighting factor (w_T)
Kulit	0,01
Paru-paru	0,12
Payudara	0,12
Jantung	0,12
Tulang	0,01
Organ lain	0,12

2.5 Monte Carlo dan 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 (Abdul Aziz et al., 2020; Di Nisio et al., 2025). Teknik ini banyak digunakan dalam fisika reaktor, perlindungan radiasi, pengolahan limbah nuklir, dan pencitraan medis (Sardjono, 2019). Beberapa perangkat lunak yang mengimplementasikan metode Monte Carlo meliputi GEANT4, FLUKA, MCNP 6.1, dan PHITS (Androulakaki et al., 2021).

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 (Abdul Aziz et al., 2020; Z. Wang et al., 2024). 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 (Abdul Aziz et al., 2020), dan dapat dijalankan oleh semua sistem operasi, seperti Windows, Mac, dan Linux. Sehingga, perangkat lunak PHITS dapat digunakan dalam proses simulasi apapun (Androulakaki et al., 2021).

2.6 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 $6,37 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}$, 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

METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan selama periode Februari hingga Juli 2024, 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	VivoBook_ASUSLaptop X415EA_A1400EA
Processor	Intel(R) Pentium(R) Gold 7505 @ 2.00GHz 2.00 GHz
RAM, SSD	8 GB, 256 GB
Versi Windows	Windows 10 <i>Home Single Language</i> 64-bit

3.2.2 Perangkat Lunak

Dalam menjalankan simulasi, diperlukan beberapa perangkat lunak yang perlu di instal dalam laptop. Perangkat lunak yang digunakan dalam penelitian disajikan pada tabel 3.2

Tabel 3. 2 Perangkat lunak 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>GSView</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 ini berupa simulasi partikel dalam jaringan tiruan dalam bentuk geometri sel kanker dan jaringan disekitarnya, serta sumber neutron untuk BNCT. Pembuatan geometri tersebut mengacu pada bahan yang disajikan dalam tabel 3.3

Tabel 3. 3 Bahan dalam 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

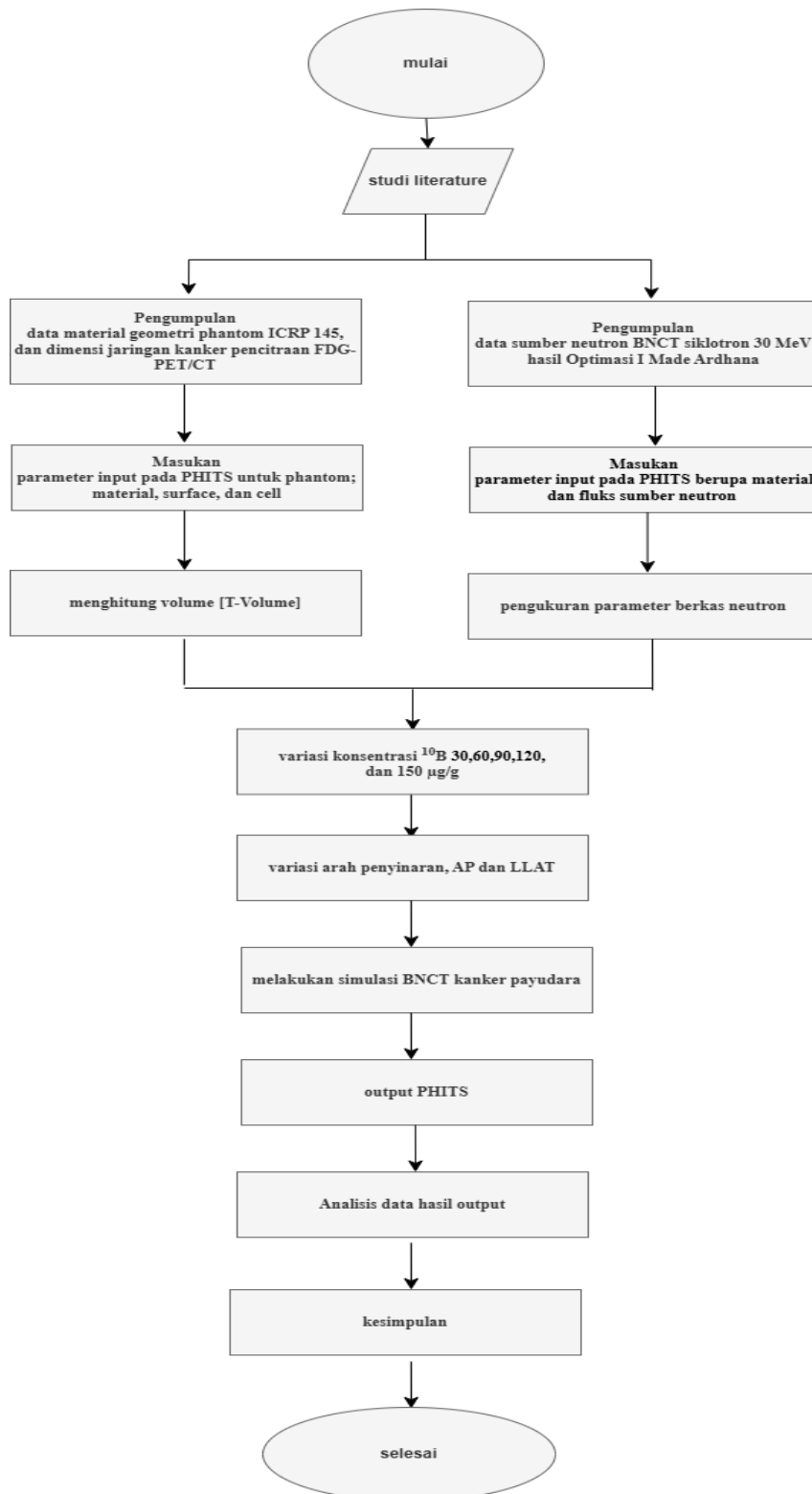
3.3 Variabel Penelitian

Variabel yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu:

1. Variabel Bebas : Variabel bebas dalam simulasi ini adalah arah penyinaran dan variasi konsentrasi boron dalam jaringan kanker. Arah penyinaran yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu *Anterior-Posterior* (AP) dan *Left-Lateral* (LLAT). Sedangkan variasi konsentrasi boron, yaitu 30, 60, 90, 120, dan 150 $\mu\text{g/g}$ jaringan. Variasi ini dipilih berdasarkan konsentrasi ^{10}B minimum untuk penggunaan klinik BNCT adalah 20 $\mu\text{g/g}$ (Seneviratne et al., 2022). Sedangkan penggunaan konsentrasi ^{10}B maksimum 150 $\mu\text{g/g}$ menunjukkan bahwa tidak ada efek samping pada kulit karena dosis yang diterima berada dalam batas aman (Pramusinta et al., 2019).
2. Variabel Terikat : Total laju dosis dan waktu iradiasi.
3. Variabel Kontrol : parameter BSA, ukuran geometri kanker, dan material penyusun jaringan.

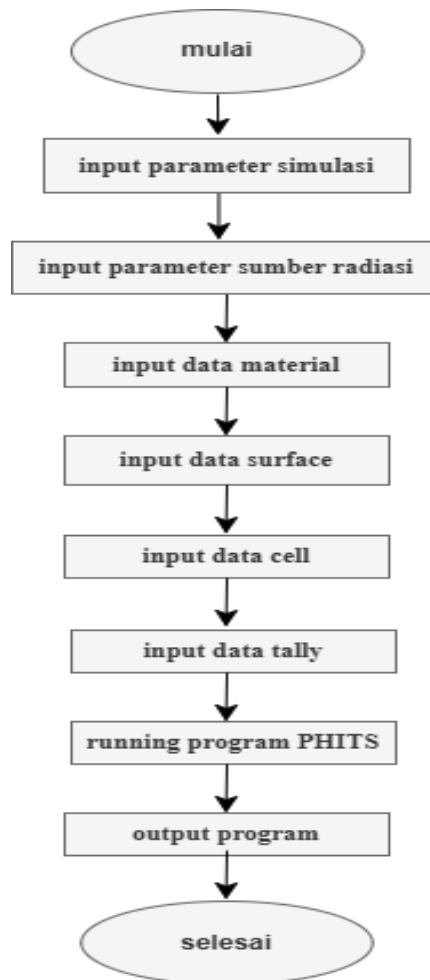
3.4 Rancangan Penelitian

Adapun tahapan penelitian sebagai berikut:



Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian

Adapun tahapan algoritma PHITS sebagai berikut:



Gambar 3. 2 Algoritma PHITS

3.4.1 *Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)*

Dalam menyelesaikan penelitian ini digunakan program simulasi PHITS versi 3.34 untuk melakukan pemodelan geometri kanker beserta jaringan disekitarnya, optimasi BSA, penentuan distribusi fluks dalam phantom serta perhitungan dosimetris BNCT. Seluruh langkah dalam penelitian ini dilakukan dengan menambahkan parameter input yang konsisten. Input untuk kode PHITS disiapkan menggunakan perangkat lunak Notepad++ dan disimpan dengan

ekstensi *.inp atau .txt. Sebagian besar bagian dari file input PHITS mencakup parameter judul, sumber, material, warna material, *surface*, sel, dan tally.

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 pada masing-masing penelitian terletak pada penggunaan *input tally* dalam menghitung tujuan dari penelitian yang diinginkan. Pada penelitian ini terdapat beberapa *tally* yang digunakan, seperti *tally* [T-Gshow] dan [T-Volume] untuk pemodelan geometri, *tally* [T-Track], [T-Cross] untuk pemodelan optimasi BSA, *tally* [T-Track] untuk penentuan distribusi fluks neutron, dan pemanfaatan *tally* [T-Track] serta *multiplier subsection* untuk perhitungan dosimetri BNCT (Koji, 2023).

Multiplier merupakan faktor normalisasi yang digunakan dalam program untuk menyesuaikan satuan keluaran program. Dosis dalam program PHITS dihitung dengan persamaan.

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

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 faktor normalisasi untuk perhitungan laju dosis:

Multiplier dosis boron

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

Multiplier dosis nitrogen

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

Multiplier dosis neutron fast

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

Multiplier dosis foton

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

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)

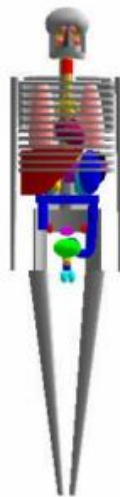
f_k = faktor konversi dari MeV/g menjadi Gy ($1,60 \times 10^{-10}$ J/MeV)

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 GSView. Sementara itu, file dengan ekstensi *. out dapat diakses menggunakan Notepad++.

3.4.2 Pemodelan Geometri Kanker dan Jaringan di Sekitarnya

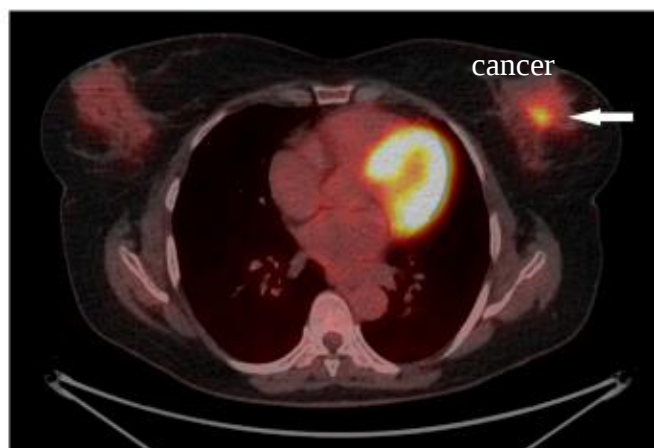
Pemodelan geometri kanker dan jaringan disekitarnya berdasarkan model *phantom Oak Ridge National Library* (ORNL) wanita dewasa yang dirancang oleh D. Krstic dkk. Model phantom ORNL tersebut diperbaharui oleh *Universitas of Florida* (UF) yang kemudian dikenal dengan nama phantom ORNL-UF (Boham et al., 2020; Krstić & Nikezić, 2007). Kode program *phantom* dirujuk dari hasil penelitian Krstic dan Nikezic yang ditulis dengan program MCNP-4B yang kemudian di ubah menjadi kode dalam simulasi PHITS. Kode-kode tersebut disesuaikan dengan keperluan model penelitian. Listing program terdapat pada lampiran 1.



Gambar 3. 3 Phantom ORNL-UF
(Boham et al., 2020)

Organ sehat yang dimodelkan dalam penelitian ini meliputi payudara, paru-paru, jantung, tulang rusuk, hati, tulang belakang, dan kulit. Untuk jaringan kanker payudara yang menjadi fokus penelitian, diambil dari kasus di National Taiwan University Hospital, dengan diagnosis stadium I pada tingkat T1N0M0. Ini menunjukkan adanya tumor kecil dengan diameter sekitar 2 cm yang belum menyebar ke kelenjar getah bening atau memiliki metastasis jauh. Lokasi tumor berada di payudara sebelah kiri dengan jarak antara CTV (Clinical Target Volume) dan kulit adalah 2 cm (Akamatsu et al., 2014). Menurut pedoman nasional pelayanan kesehatan mengenai penanganan kanker payudara yang dikeluarkan oleh Kementerian Kesehatan RI tahun 2018, jarak dari GTV (Gross Tumor Volume) ke CTV ditentukan sebesar 0,5 cm, sedangkan jarak dari CTV ke PTV (Planning Target Volume) berkisar antara 0,5-1 cm (Kemenkes, 2018).

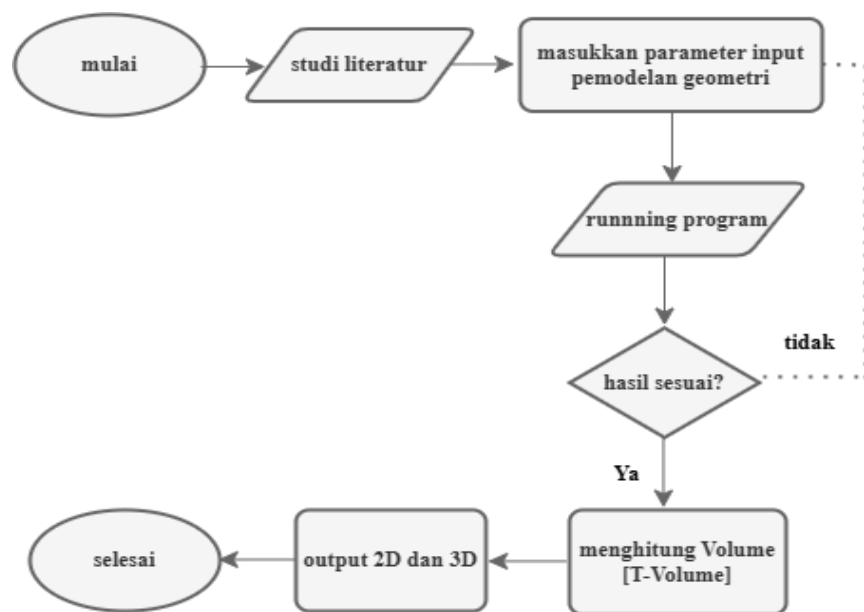
Sebagai referensi untuk hasil simulasi, digunakan data dari FDG-PET/CT kanker payudara yang diperoleh dari Sekolah Kedokteran Universitas Aristoteles Thessaloniki dan Rumah Sakit Umum Papageorgiou di Thessaloniki, Yunani (Iakovou et al., 2018) yang dapat dilihat pada gambar 3.4.



Gambar 3. 4 Citra FDG-PET/CT pada pasien kanker payudara (Iakovou et al., 2018)

Komposisi kimia dan fraksi massa organ sehat dan PTV mengacu pada ICRP 145. Komposisi dan fraksi massa PTV sesuai dengan komposisi penyusun pada jaringan glandular payudara (Kim et al., 2020). kemudian untuk pemilihan komposisi GTV dan CTV mengacu pada atom penyusun jaringan kanker (Mundy & Jevremovic, 2005). Daftar unsur-unsur material penyusun phantom yang digunakan untuk simulasi pada penelitian ini terdapat pada lampiran 2.

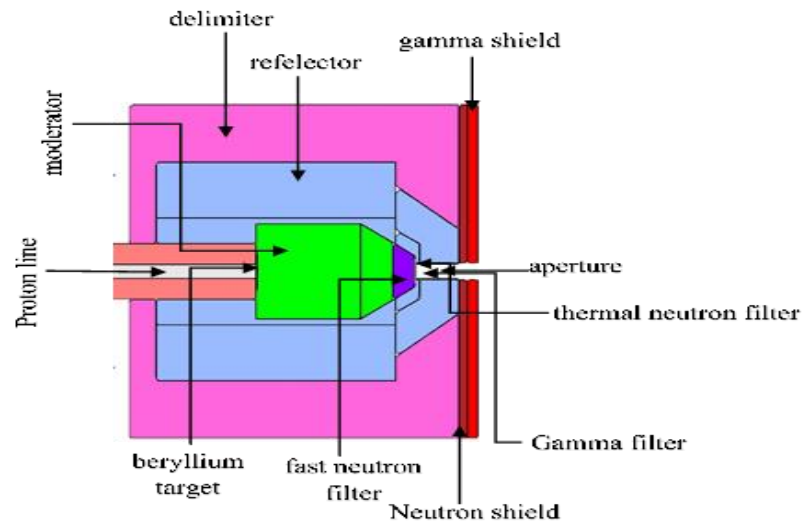
Diagram alir pemodelan geometri kanker dan jaringan sehat adalah sebagai berikut:



Gambar 3. 5 Diagram alir pemodelan geometri kanker dan jaringan sehat

3.4.3 Pemodelan Optimasi BSA

Penggambaran kolimator BSA dalam penelitian ini adalah hasil replikasi dari optimasi yang dilakukan oleh I Made Ardhana dan Yohannes sardjono. Geometri BSA ditunjukkan pada gambar dan Material penyusun BSA disajikan pada tabel 3.5



Gambar 3. 6 Geometri BSA

Tabel 3. 5 Data material penyusun kolimator BSA

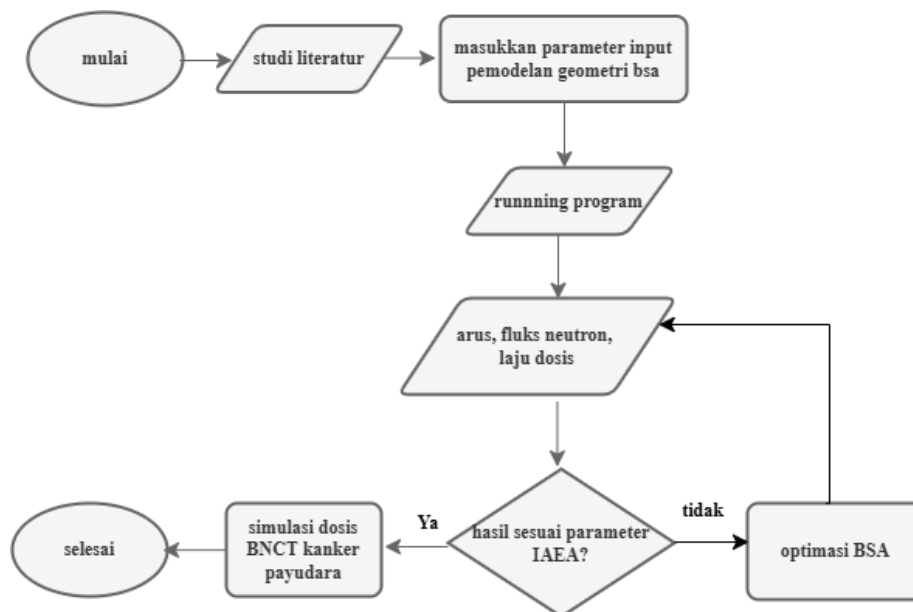
Nama Komponen	Material
Target Berilium	Be
Gamma Shielding	Pb
Gamma Filter	Bi
Filter neutron fast	LiF
Filter neutron termal	B ₄ C
Aperture	Ni 95%
Delimiter	Lithiated Polyethylene
Moderator	Al
Proton Beam Line	Void
Reflektor	PbF ₂
Neutron Shielding	Borated Parafin

Diperoleh sejumlah parameter output dari optimasi BSA menggunakan program PHITS, antara lain 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 akan dibandingkan dengan rekomendasi IAEA terkait parameter berkas neutron hasil optimasi yang sesuai. Hasil dari optimasi dapat dimasukkan ke dalam tabel 3.6

Tabel 3. 6 Tabel hasil optimasi BSA

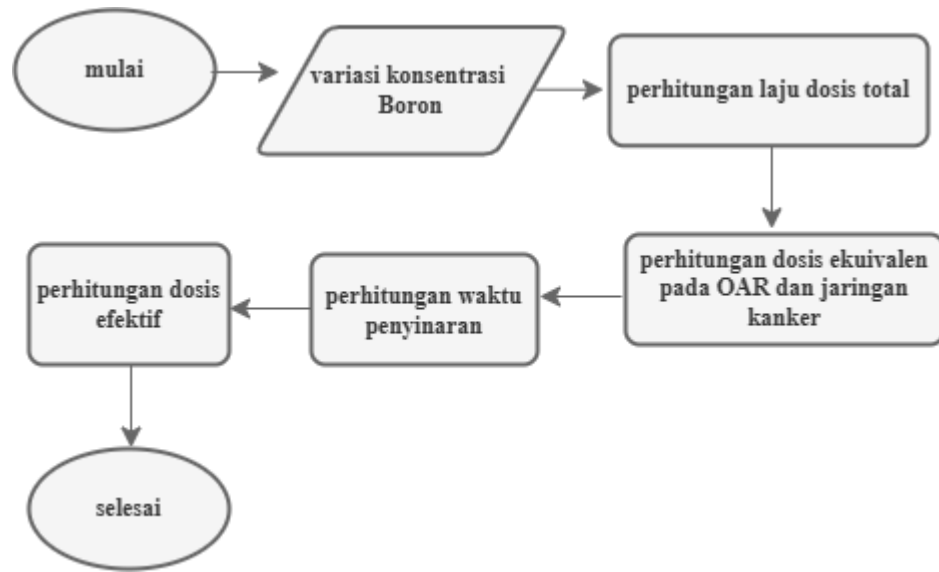
Parameter	Rekomendasi	Hasil Optimasi
<i>epihermal neutron flux</i> ($n/cm^2 s$)	$> 1,0 \times 10^9$	
Laju dosis neutron <i>fast</i> /epihermal neutron flux ($Gy - cm^2 /n$)	$< 2,0 \times 10^{-13}$	
Laju dosis gamma/ epihermal neutron flux ($Gy - cm^2 /n$)	$< 2,0 \times 10^{-13}$	
Rasio flux <i>thermal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

Diagram alir pemodelan dan optimasi BSA adalah sebagai berikut:



Gambar 3. 7 Diagram alir pemodelan dan optimasi BSA

3.5 Teknik Analisis Hasil Penelitian



Gambar 3. 8 Diagram alir simulasi dosis BNCT kanker payudara

Dalam BNCT terdapat empat komponen dosis yang berkontribusi dalam transfer energi ke jaringan, yaitu dosis boron, proton, neutron, dan gamma atau foton. Pada penelitian ini diasumsikan akumulasi boron yang terdistribusi untuk jaringan sehat adalah 0,3% dengan perbandingan antara jaringan sehat dan kanker, yaitu 10:1. Boron yang diinjeksikan ke dalam tubuh akan mempengaruhi fraksi massa boron terhadap komponen penyusun material. Perubahan fraksi massa pada masing-masing elemen dapat dihitung dengan persamaan:

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

f_i adalah fraksi massa atom i setelah ditambah boron, dan m_i = massa atom i pada jaringan.

Massa atom dalam jaringan dapat dihitung dengan mengalikan fraksi massa atom sebelum diinjeksikan boron (f_i) dengan massa jaringan. Massa boron dihitung dengan persamaan:

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

C_B merupakan konsentrasi boron pada jaringan dengan satuan $\mu\text{g/g}$ boron/jaringan, dan r adalah rasio antara boron yang terkonsentrasi pada jaringan sehat terhadap boron yang terkonsentrasi pada tumor. Substitusi persamaan (3-6) ke dalam persamaan (3-7), sehingga:

$$f_{\text{boron}} = \frac{m_{\text{boron}}}{(m_{\text{boron}} + m_{\text{jaringan}})} \quad (3-8)$$

$$f_{\text{boron}} = \frac{C_B \times r \times m_{\text{jaringan}}}{(C_B \times r \times m_{\text{jaringan}} + m_{\text{jaringan}})} \quad (3-9)$$

$$f_{\text{boron}} = \frac{m_{\text{jaringan}} \times C_B \times r}{m_{\text{jaringan}} (C_B \times r + 1)} \quad (3-10)$$

$$f_{\text{boron}} = \frac{C_B \times r}{(C_B \times r + 1)} \quad (3-11)$$

Perubahan fraksi massa atom pada jaringan dipengaruhi oleh perubahan konsentrasi boron yang diberikan. Perubahan fraksi massa atom akan merubah material jaringan dan nilai faktor normalisasi pada *multiplier* yang akan dimasukan kedalam progam PHITS dan dilakukan perhitungan dengan metode Monte Carlo. Hasil output dari *running* program tersebut berupa 4 komponen laju dosis dalam BNCT, yaitu laju dosis serap ^{10}B , Hidrogen, Nitrogen, dan Gamma atau foton. Setelah didapatkan empat komponen laju dosis hasil optimasi berkas neutron, selanjutnya dihitung total laju dosis atau laju dosis ekuivalen OARs dan sel kanker. Perhitungan total laju dosis atau laju dosis ekuivalen untuk OARs, yaitu:

$$E\dot{D}_{\text{kulit}} = (2,5 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times \dot{D}_H) + (1 \times \dot{D}_\gamma) \quad (3-12)$$

$$E\dot{D}_{\text{tulang}} = (1,0 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times \dot{D}_H) + (1 \times \dot{D}_\gamma) \quad (3-13)$$

$$E\dot{D}_{\text{soft tissue}} = (1,34 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times \dot{D}_H) + (1 \times \dot{D}_\gamma) \quad (3-14)$$

Perhitungan laju dosis total pada OARs dihitung sesuai dengan nilai RBE dan CBE dari masing-masing OARs seperti pada tabel 2.5 Sedangkan perhitungan total laju dosis atau laju dosis ekuivalen pada GTV, yaitu:

$$E\dot{D}_{GTV} = (3,8 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times \dot{D}_H) + (1 \times \dot{D}_\gamma) \quad (3-15)$$

Setelah didapatkan hasil total laju dosis atau laju dosis ekuivalen pada OARs dan sel kanker, maka waktu iradiasi yang dibutuhkan agar sel kanker dapat menerima dosis sebesar 30 Gy dapat dihitung menggunakan persamaan (2-16).

Dari waktu iradiasi yang telah yang didapatkan maka dapat diketahui dosis optimal yang dapat digunakan untuk BNCT dengan mengetahui waktu iradiasi tersingkat. Setelah mendapatkan dosis optimal dan waktu irdiasinya, maka dosis ekuivalen pada OARs dapat dihitung menggunakan persamaan (2-17). Hasil perkalian antara dosis ekuivalen dengan faktor bobot jaringan merupakan dosis efektif. Dosis efektif dapat dihitung dengan persamaan (2-18). Faktor bobot jaringan diambil dari ICRP 145 yang disajikan pada tabel 2.6.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil

Simulasi dosis BNCT untuk kanker payudara dilakukan dengan program komputer PHITS versi 3.34. Simulasi diawali dengan pemodelan geometri kanker berdasarkan citra FDG-PET/CT dengan diagnosis T1N0M0, tanpa pembengkakan kelenjar getah bening, dan terletak pada payudara kiri dengan kedalaman 2 cm dari permukaan kulit.. Diameter GTV (*Gross Tumor Volume*) yang digunakan adalah 2 cm. CTV (*Clinical Target Volume*) dimodelkan dengan menambahkan margin sebesar 0,5 cm dari GTV, sehingga diameternya menjadi 3 cm. Sedangkan PTV (*Planning Target Volume*), dimodelkan dengan diameter 4 cm setelah ditambahkan margin sebesar 0,5 cm dari CTV.

Dalam penelitian ini, teknik iradiasi yang digunakan, yaitu *Anterior-Posterior* (AP) dan *Left-Lateral* (LLAT). Teknik AP merupakan penyinaran dari arah depan tubuh dengan jarak sumber terhadap permukaan kulit sejauh 2 cm. Sementara itu, teknik LLAT merupakan penyinaran dari arah samping kiri tubuh dengan jarak sumber terhadap kulit sejauh 8,8 cm. Pemilihan dua teknik iradiasi ini dilakukan untuk mempertimbangkan distribusi laju dosis serta dampak biologis yang mungkin diterima oleh jaringan sehat di sekitar target kanker payudara, sehingga diharapkan dapat memperoleh kombinasi distribusi dosis yang optimal antara efektivitas terapeutik dan minimnya efek samping terhadap organ sehat.

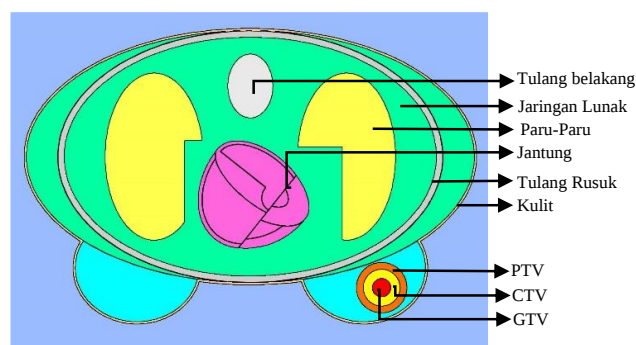
Selain pemodelan geometri kanker, dilakukan juga pemodelan sumber neutron untuk BNCT berupa *Beam Shaping Assembly* (BSA). Keluaran BSA dioptimasi untuk menghasilkan fluks neutron yang sesuai dengan standar parameter

dari IAEA. Sebelum digunakan pada simulasi *phantom* ORNL, dilakukan pengecekan fluks menggunakan *water phantom* berbentuk silinder dengan diameter 10 cm dan tinggi 60 cm. Komponen BSA yang divariasikan adalah ketebalan neutron shielding, yaitu 2 cm, 3 cm, dan 4 cm. Distribusi fluks neutron dianalisis setelah BSA dioptimasi dan diterapkan pada *phantom* ORNL. Distribusi dilakukan terhadap kedalaman untuk menentukan letak puncak fluks maksimum akibat interaksi neutron dengan boron. Setelah fluks neutron sesuai dengan parameter yang dibutuhkan, proses dilanjutkan ke tahap perhitungan dosis.

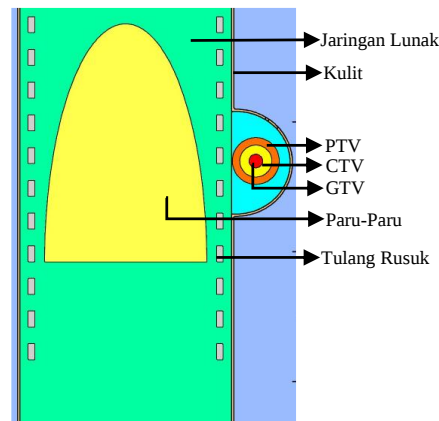
Perhitungan dosis dilakukan dengan mengatur nilai multiplier pada perintah [t-track] di PHITS. Komponen laju dosis yang dihasilkan dalam simulasi ini mencakup laju dosis boron, neutron cepat, proton, dan foton. Simulasi dilakukan dengan menggunakan 150.000.000 histori partikel dan waktu komputasi selama 35 jam. Output yang diperoleh kemudian diolah untuk menentukan dosis ekuivalen, waktu iradiasi, dan dosis efektif.

4.1.1 Pemodelan Geometri Phantom

.Gambar 4.1 dan 4.2 merupakan hasil pemodelan *phantom* dalam dua dimensi. Visualisasi pemodelan geometri *phantom* dilakukan berdasarkan hasil pemindaian FDG-PET/CT.



Gambar 4. 1 Hasil pemodelan *phantom* ORNL 2D pada potongan *axial*



Gambar 4. 2 Hasil pemodelan *phantom* ORNL 2D pada potongan *sagittal*

Pemodelan geometri kanker payudara mencakup tiga wilayah utama dalam *treatment planning system*, yaitu *Gross Tumor Volume* (GTV) sebagai area tumor utama dengan diameter 2 cm, *Clinical Target Volume* (CTV) berdiameter 3 cm dengan margin tambahan 0,5 cm untuk mengantisipasi penyebaran mikroskopik sel kanker, serta *Planning Target Volume* (PTV) berdiameter 4 cm dengan margin 0,5 cm guna mengakomodasi kemungkinan pergerakan pasien selama terapi. Geometri kanker dimodelkan dengan pendekatan bentuk bola berlapis. Pada penelitian ini volume jaringan kanker yang terukur menggunakan program PHITS disajikan pada tabel 4.1

Tabel 4. 1 Volume jaringan kanker

No	Volume	Nilai Ralat	Keterangan
1	4,09 cm ³	2 %	GTV
2	6,95 cm ³	2 %	CTV
3	14,92 cm ³	2 %	PTV

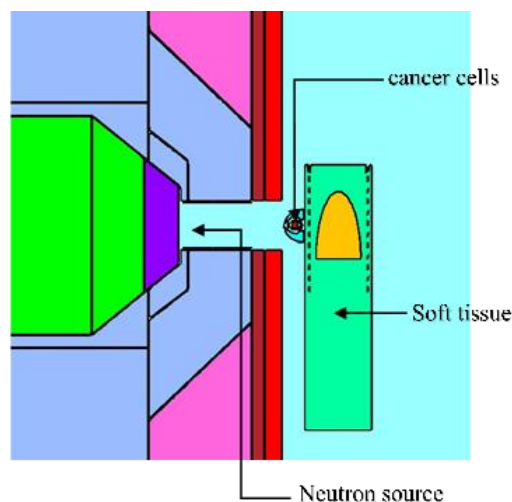
Pada Gambar 4.1 dan 4.2 organ sehat yang dimodelkan, yaitu kulit, jantung, hati, paru-paru, tulang rusuk, dan tulang belakang. Kedalaman masing-masing organ yang dimodelkan dapat dilihat pada tabel 4.2.

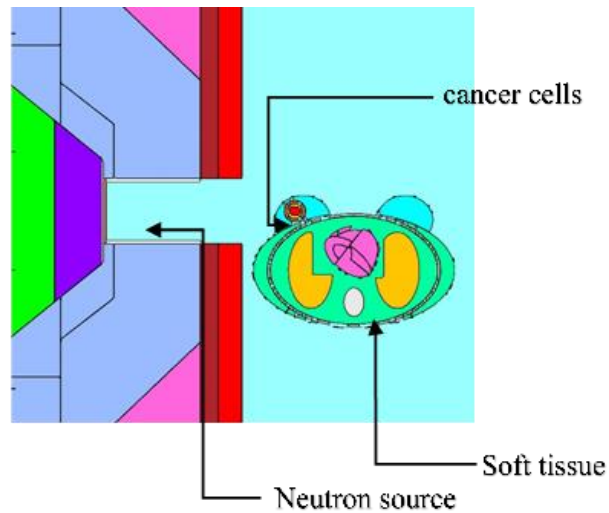
Tabel 4. 2 Kedalaman organ dari permukaan kulit

No	Nama Organ	Kedalaman (cm)
1	Kulit	1-23
2	Paru-paru kanan	6,85
3	Paru-paru kiri	6,85
4	Hati	5,99
5	Tulang Rusuk	4,24
6	Tulang Belakang	12,29
7	Jantung	5,83
8	Soft Tissue	4,21
9	Payudara Kanan	1,17
10	Payudara Kiri	1,17
11	GTV	3,035
12	CTV	2,5
13	PTV	2,03

4.1.2 Pemodelan Sumber Neutron

Gambar 4.3 dan 4.4 menunjukkan arah desain kolimator BSA dengan *phantom* ORNL dari arah iradiasi AP dan LLAT, yang mengilustrasikan perbedaan dalam pendekatan iradiasi dan bagaimana setiap arah dapat memengaruhi distribusi dosis radiasi dalam jaringan kanker. Pada penyinaran LLAT, jarak antara sumber neutron dan jaringan target (GTV) adalah 8,8 cm, sedangkan pada penyinaran AP, jarak penyinaran adalah 2 cm.

Gambar 4. 3 Visualiasi arah iradiasi *anterior-posterior* pada potongan *sagittal*



Gambar 4. 4 Visualiasi arah iradiasi *left lateral* pada potongan *axial*

Pemodelan *Beam Shaping Assembly* (BSA) dirancang untuk menghasilkan berkas neutron yang sesuai dengan rekomendasi IAEA. Berkas neutron keluaran BSA terlebih dahulu di analisis menggunakan *water phantom* berbentuk silinder dengan tinggi 60 cm dengan diameter 10 cm. BSA dimodelkan dengan variasi ketebalan *neutron shielding*, yang terdiri dari 2 cm, 3 cm, dan 4 cm. Hasil optimasi fluks neutron keluaran BSA menggunakan *water phantom* disajikan pada tabel 4.3

Tabel 4. 3 Keluaran hasil BSA menggunakan *water phantom*

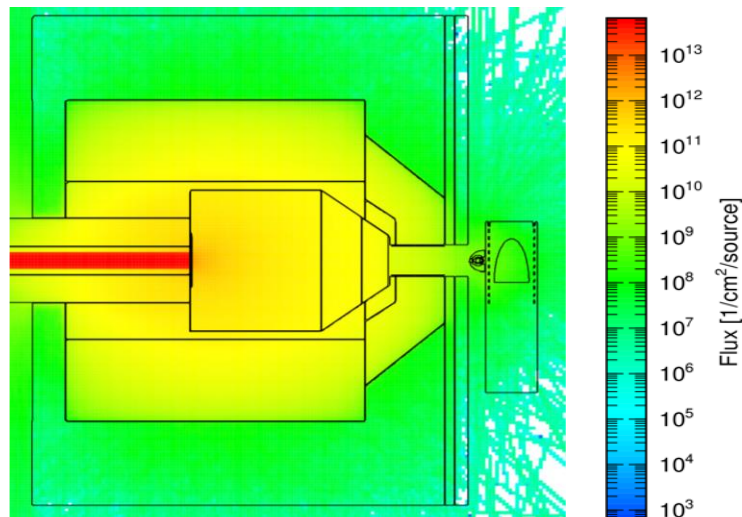
Parameter	Rekomendasi IAEA	Variasi Ketebalan Neutron Shielding		
		2 cm	3 cm	4 cm
fluks neutron epitermal ($n/cm^2 s$)	$> 1,0 \times 10^9$	$1,08 \times 10^{10}$	$9,50 \times 10^9$	$8,50 \times 10^9$
Laju dosis neutron cepat/ fluks neutron epitermal ($Gy - cm^2 /n$)	$< 2,0 \times 10^{-13}$	$3,50 \times 10^{-12}$	$1,80 \times 10^{-13}$	$1,20 \times 10^{-13}$
Laju dosis gamma/ fluks neutron epitermal ($Gy - cm^2 /n$)	$< 2,0 \times 10^{-13}$	$2,10 \times 10^{-12}$	$1,89 \times 10^{-13}$	$7,02 \times 10^{-13}$
Rasio fluks termal dan epitermal (ϕ_{th}/ϕ_{epi})	$< 0,05$	0,10	0,04	0,03
Rasio arus neutron dan fluks neutron (J/ϕ_{epi})	$> 0,7$	1,2	1,4	1,3

Berdasarkan hasil simulasi, ketebalan 3 cm dipilih sebagai konfigurasi *neutron shielding* yang digunakan untuk percobaan pada phantom ORNL. Hal ini didasarkan pada hasil analisis variasi ketebalan shielding yang menunjukkan bahwa ketebalan 3 cm adalah ketebalan paling optimal dalam memenuhi parameter yang ditetapkan oleh IAEA. Hasil keluaran BSA dengan *phantom* ORNL disajikan pada tabel 4.4

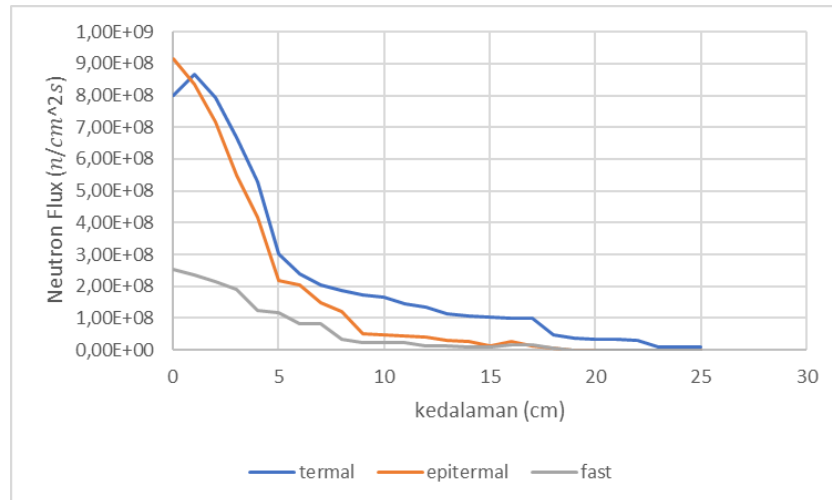
Tabel 4. 4 Keluaran hasil BSA dengan *phantom* ORNL

Parameter	Rekomendasi IAEA	Hasil Optimasi
fluks neutron epitermal ($n/cm^2 s$)	$>1.0 \times 10^9$	1.7×10^9
Laju dosis neutron cepat/ fluks neutron epitermal ($Gy - cm^2 /n$)	$<2.0 \times 10^{-13}$	1.3×10^{-13}
Laju dosis gamma/ fluks neutron epitermal ($Gy - cm^2 /n$)	$<2.0 \times 10^{-13}$	1.6×10^{-13}
Rasio fluks termal dan epitermal (ϕ_{th}/ϕ_{epi})	<0.05	0.04
Rasio arus neutron dan fluks neutron (J/ϕ_{epi})	>0.7	0.9

Berdasarkan tabel 4.4 hasil keluaran BSA dengan *phantom* ORNL telah memenuhi rekomendasi IAEA untuk pengobatan klinis. Lintasan partikel yang disimulasikan pada penelitian ini dapat dilihat pada gambar 4.5. lintasan partikel yang ditinjau merupakan semua jenis partikel, yaitu proton dan neutron. Fluks partikel di representasikan dengan skala warna. Merah merupakan nilai fluks paling tinggi, dan biru merupakan nilai fluks paling rendah.

Gambar 4. 5 Lintasan partikel pada BSA dan *phantom* ORNL

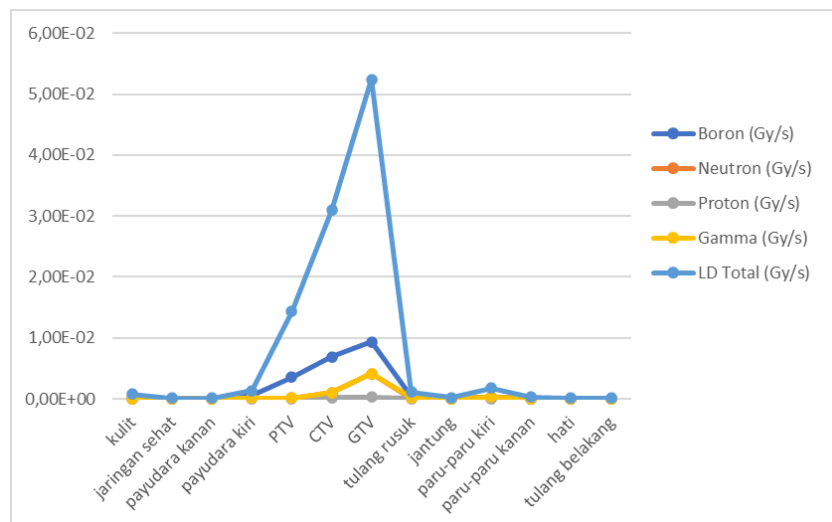
Kedalaman fluks neutron termal dalam *phantom* dapat di lihat pada Gambar 4.6.



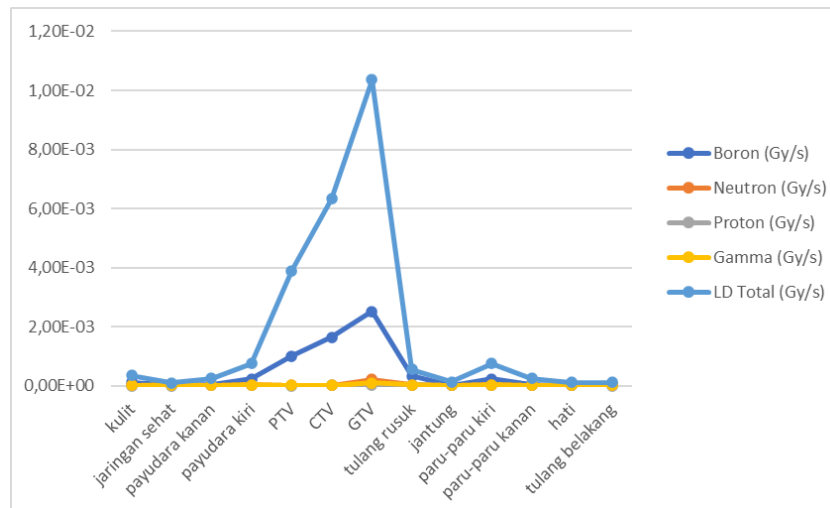
Gambar 4. 6 Hasil distribusi flux per kedalaman tubuh

4.1.3 Laju Dosis Total

Nilai fluks neutron yang diperoleh pada setiap organ akan mempengaruhi nilai laju dosis yang diterima oleh jaringan tubuh. Gambar 4.7 dan 4.8 menunjukkan komponen laju dosis pada konsentrasi 150 ug/g pada masing-masing penyinaran.

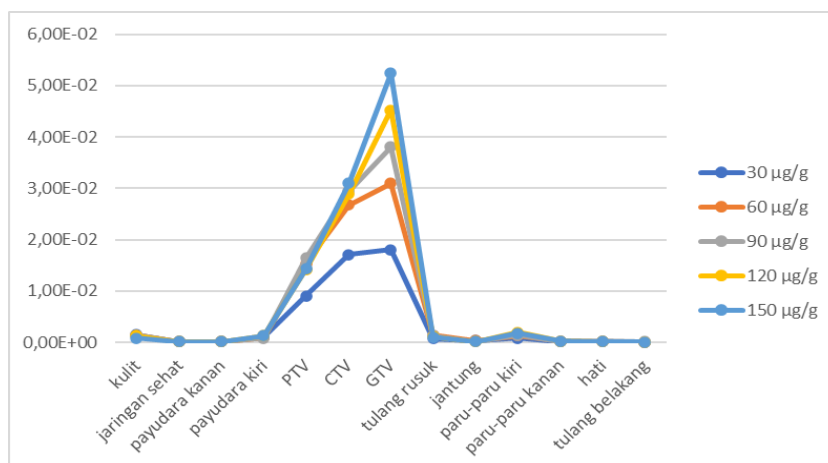


Gambar 4. 7 Komponen laju dosis arah penyinaran *anterior-posterior*

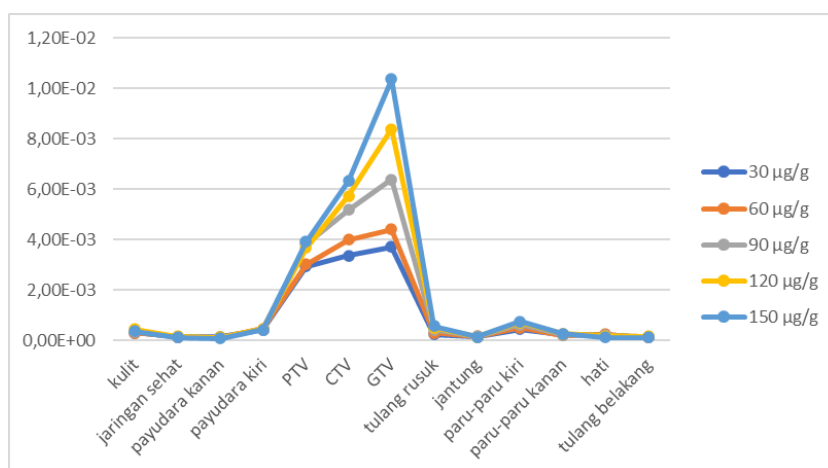


Gambar 4. 8 Komponen laju dosis arah penyinaran *left-lateral*

Berdasarkan hasil penelitian pada arah penyinaran AP maupun LLAT, kotributor terbesar terhadap total laju dosis BNCT adalah komponen dosis boron yang lebih banyak terakumulasi dalam jaringan kanker. Komponen laju dosis gamma dan neutron menunjukkan tidak ada perbedaan yang signifikan dalam jaringan. Sedangkan komponen laju dosis *hydrogen* atau proton memiliki ketergantungan terhadap ke dalaman. Hal ini disebabkan komponen hidrogen bergantung pada fluks neutron cepat, yang memiliki penurunan curam saat memasuki medium jaringan. Nilai dari laju dosis masing-masing komponen akan mempengaruhi dosis total yang diterima oleh jaringan sehat maupun jaringan kanker. Gambar 4.9 Dan 4.10 menunjukan laju dosis total untuk arah penyinaran AP dan LLAT.



Gambar 4. 9 Komponen laju dosis arah penyinaran *anterior-posterior*



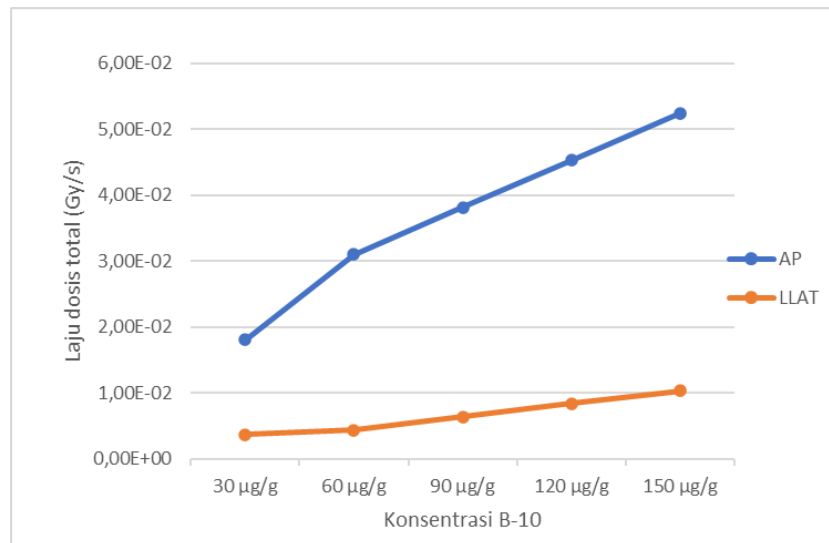
Gambar 4. 10 Laju dosis total arah penyinaran *left-lateral*

Laju dosis ekuivalen yang diterima GTV untuk setiap konsentrasi ^{10}B dan arah penyinaran disajikan dalam tabel 4.5.

Tabel 4. 5 Data laju dosis GTV

No	Konsentrasi ^{10}B ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis (Gy/s)	
		AP	LLAT
1	30	1,81E-02	3,70E-03
2	60	3,10E-02	4,41E-03
3	90	3,81E-02	6,39E-03
4	120	4,53E-02	8,38E-03
5	150	5,24E-02	1,04E-02

Hubungan antara konsentrasi ^{10}B dengan laju dosis pada GTV ditunjukkan pada gambar 4.11 memiliki hubungan yang linier dengan laju dosis



Gambar 4. 11 Pengaruh konsentrasi ^{10}B pada laju dosis total GTV

Gambar 4.11 membandingkan laju dosis total (Gy/s) antara teknik iradiasi AP dan LLAT pada berbagai konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$). Grafik menunjukkan bahwa kedua teknik iradiasi akan meningkatkan laju dosis total dan konsentrasi boron. Dengan demikian, semakin tinggi konsentrasi ^{10}B yang diberikan, semakin besar laju dosis total yang terserap dalam jaringan. Namun, teknik AP secara konsisten menunjukkan hasil tingkat dosis yang lebih tinggi daripada teknik LLAT. Ini menunjukkan bahwa teknik AP memberikan dosis radiasi ke target lebih efisien daripada teknik LLAT.

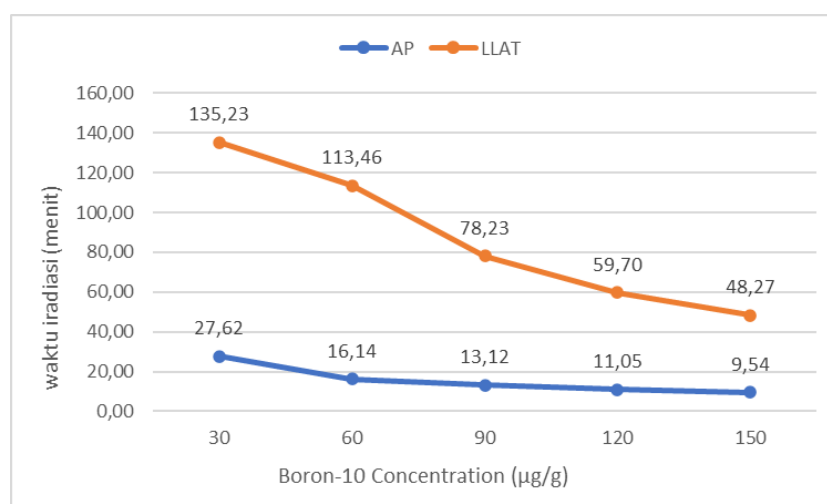
4.1.4 Waktu Iradiasi

Untuk memastikan efektivitas penyinaran pada organ target, diperlukan dosis minimum yang mampu membunuh jaringan kanker. Dosis minimal yang digunakan untuk membunuh sel kanker payudara adalah 30 Gy. Dengan demikian, waktu iradiasi dapat dihitung dengan membagi dosis minimum pada terapi kanker payudara dengan laju dosis total yang diterima oleh GTV, seperti yang ditunjukkan dalam Tabel 4.6.

Tabel 4. 6 Hasil waktu iradiasi

Arah Iradiasi	Konsentrasi ^{10}B ($\mu\text{g/g}$)	Waktu Iradiasi (s)	Waktu Iradiasi
AP	30	1657,20	27 menit 62 detik
	60	968,33	16 menit 14 detik
	90	787,35	13 menit 12 detik
	120	662,95	11 menit 05 detik
	150	572,50	9 menit 54 detik
LLAT	30	8113,81	2 jam 15 menit 23 detik
	60	6807,71	1 jam 53 menit 46 detik
	90	4694,01	1 jam 18 menit 23 detik
	120	3581,89	59 menit 70 detik
	150	2896,60	48 menit 27 detik

Grafik yang menggambarkan hubungan antara waktu iradiasi dan konsentrasi ^{10}B yang diserap dalam organ dapat dilihat pada Gambar 4.12

Gambar 4. 12 Grafik hubungan konsentrasi ^{10}B dengan waktu iradiasi

Hasil penelitian menunjukkan semakin tinggi konsentrasi ^{10}B yang diinjeksikan ke dalam jaringan kanker maka akan semakin cepat waktu yang diperlukan untuk iradiasi.

4.1.5 Dosis Ekuivalen

Dosis ekuivalen adalah jumlah dosis yang diserap oleh setiap organ selama proses penyinaran. Perhitungan dosis ekuivalen, seperti pada persamaan (2-12), diperoleh dengan mengalikan laju dosis total dengan waktu iradiasi untuk

setiap konsentrasi ^{10}B . Hasilnya disajikan dalam tabel 4.7 dan 4.8 yang menunjukkan jumlah dosis ekuivalen yang diterima oleh jaringan kanker serta organ sehat pada masing-masing arah penyinaran.

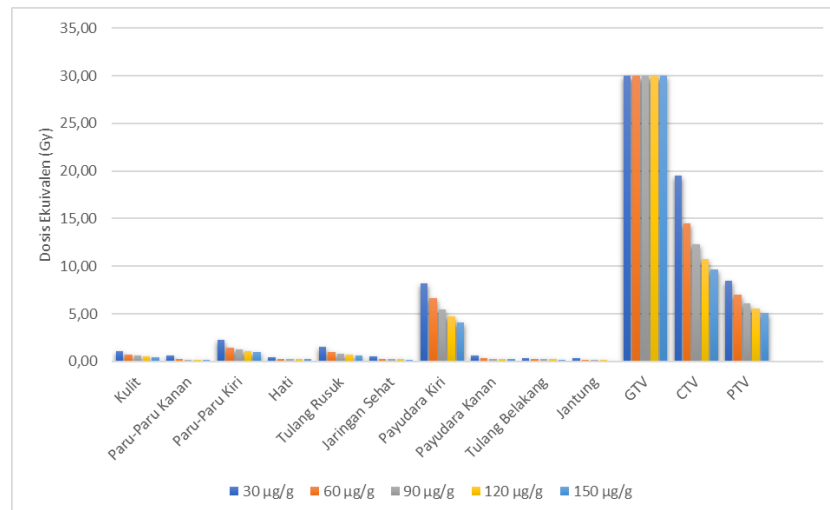
Tabel 4. 7 Data hasil dosis ekuivalen pada penyinaran AP

No	Organ	Dosis Ekuivalen (Gy)				
		30 $\mu\text{g/g}$	60 $\mu\text{g/g}$	90 $\mu\text{g/g}$	120 $\mu\text{g/g}$	150 $\mu\text{g/g}$
1	Kulit	2,45	1,37	1,10	0,87	0,46
2	Paru-Paru Kanan	0,31	0,23	0,15	0,17	0,16
3	Paru-Paru Kiri	1,38	1,24	1,14	1,31	1,01
4	Hati	0,36	0,20	0,18	0,10	0,09
5	Tulang Rusuk	1,27	1,38	1,05	0,74	0,61
6	Jaringan Sehat	0,33	0,17	0,15	0,10	0,09
7	Payudara Kiri	1,71	0,93	0,69	0,89	0,76
8	Payudara Kanan	0,29	0,15	0,12	0,10	0,08
9	Tulang Belakang	0,18	0,11	0,10	0,08	0,06
10	Jantung	0,64	0,37	0,16	0,13	0,11
11	GTV	30,00	30,00	30,00	30,00	30,00
12	CTV	29,72	26,04	23,18	19,13	17,72
13	PTV	15,02	14,86	12,94	9,43	8,18

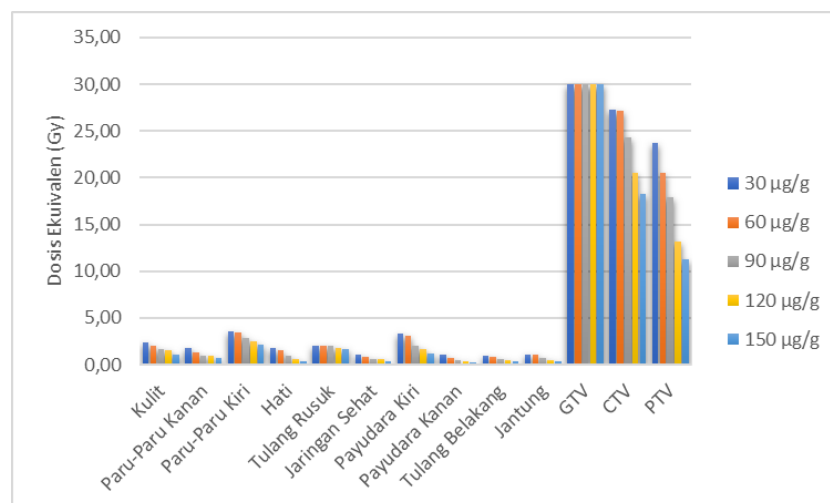
Tabel 4. 8 Data hasil dosis ekuivalen pada penyinaran LLAT

No	Organ	Dosis Ekuivalen (Gy)				
		30 $\mu\text{g/g}$	60 $\mu\text{g/g}$	90 $\mu\text{g/g}$	120 $\mu\text{g/g}$	150 $\mu\text{g/g}$
1	Kulit	2,35	2,00	1,63	1,55	1,03
2	Paru-Paru Kanan	1,85	1,30	0,97	0,91	0,72
3	Paru-Paru Kiri	3,62	3,46	2,91	2,50	2,19
4	Hati	1,77	1,61	0,93	0,64	0,36
5	Tulang Rusuk	2,00	2,03	1,98	1,80	1,62
6	Jaringan Sehat	1,12	0,85	0,65	0,57	0,32
7	Payudara Kiri	3,39	3,12	2,02	1,62	1,24
8	Payudara Kanan	1,12	0,78	0,53	0,38	0,22
9	Tulang Belakang	0,96	0,85	0,65	0,54	0,32
10	Jantung	1,07	1,03	0,73	0,50	0,40
11	GTV	30,00	30,00	30,00	30,00	30,00
12	CTV	27,30	27,18	24,26	20,55	18,32
13	PTV	23,71	20,56	17,93	13,14	11,30

Grafik kolom yang menunjukkan banyaknya dosis ekuivalen yang diterima oleh jaringan kanker dan organ sehat pada masing-masing arah penyinaran dapat dilihat pada gambar 4.13 dan 4.14.



Gambar 4. 13 Dosis ekuivalen pada penyinaran AP

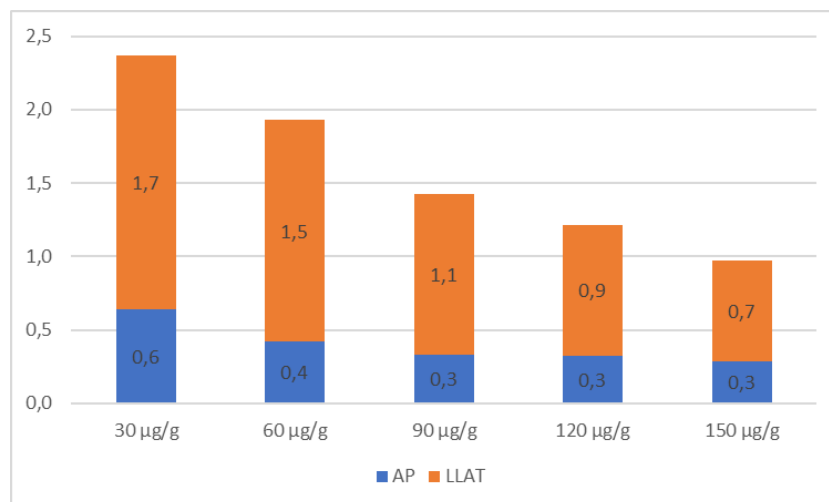


Gambar 4. 14 Dosis ekuivalen pada penyinaran LLAT

Hasil simulasi menunjukkan bahwa penyinaran AP menghasilkan distribusi dosis yang lebih terkonsentrasi pada area tumor, dengan dosis yang lebih rendah pada organ sehat dibandingkan penyinaran LLAT. Berdasarkan indeks terapi, penyinaran AP lebih direkomendasikan dibandingkan LLAT karena memberikan perlindungan lebih baik terhadap organ sehat.

4.1.6 Dosis Efektif

Dosis efektif digunakan untuk menilai risiko biologis akibat paparan radiasi pada organ sehat. Dosis ini diukur dalam satuan Sievert (Sv). Dosis efektif dalam penelitian ini ditunjukkan pada gambar 4.14



Gambar 4. 15 Dosis efektif pada arah penyinaran AP dan LLAT

4.2 Pembahasan

4.2.1 permodelan phantom

Pada tabel 4.1 dapat dilihat hasil volume jaringan kanker yang terukur menggunakan program PHITS. Berdasarkan target volume dari perencanaan akamatsu (2014) volume GTV adalah 2 cm dengan perluasan 5 mm ke kulit dengan volume yang terukur $\pm 4,19 \text{ cm}^3$ untuk GTV. Pada penelitian ini ditemukan bahwa volume tumor yang terukur menggunakan aplikasi PHITS hampir sama dengan referensi dari perencanaan Akamatsu (2014).

Menurut Zhang et al. hasil pemeriksaan menggunakan FDG-PET/CT cenderung memiliki margin yang lebih luas dengan nilai minimum 1,5 mm (Li et al., 2021). Hasil penelitian jika dibandingkan dengan referensi milik Akamatsu (2014) memiliki nilai yang sama dengan volume yang terukur pada program PHITS. Ukuran kanker kurang dari 3,5 cm termasuk ke dalam tumor

kecil dengan perkiraan volume $<25 \text{ cm}^3$ (Avanzini et al., 2020). Sehingga hasil dari pengukuran volume tumor dengan program PHITS telah memenuhi dari persyaratan perkiraan volume berdasarkan kajian teori.

4.2.2 pemodelan sumber neutron

Penelitian ini disimulasikan dengan merancang pemodelan kolimator *Beam Shaping Assembly* untuk menghasilkan berkas neutron sesuai dengan rekomendasi IAEA. Komponen material penyusun kolimator BSA disajikan pada tabel 3.5. dan visualisasi pemodelan BSA dapat dilihat pada gambar 3.6. Kolimator BSA yang dibuat merupakan replikasi dari penelitian Ardana (2018), berkas neutron yang dibuat menggunakan target Berilium dan desain kolimator BSA yang dirancang tidak menggunakan penambahan delimiter, sehingga pada penelitian ini ditambahkan komponen Delimiter dengan bahan *Lithiated Polyethylene* untuk mengurangi dan menurunkan arus neutron yang melewati kolimator sehingga akan diserap oleh delimiter.

Modifikasi pada pemodelan kolimator *Beam Shaping Assembly* (BSA) dari Ardana (2018) dilakukan dengan menambahkan *gamma shielding* berbahan timbal (Pb). Pb dipilih sebagai bahan *gamma shielding* dibandingkan material lain seperti tungsten (W) atau emas (Au) karena lebih murah, mudah didapat, serta memiliki densitas tinggi, sehingga lebih efektif dalam menyerap radiasi gamma. Penambahan *gamma shielding* berbahan Pb berfungsi untuk menurunkan intensitas radiasi gamma dengan menyerap foton gamma berenergi tinggi, sehingga dapat mengurangi paparan radiasi yang berbahaya pada pasien sebelum mencapai organ target. Selain itu, shielding ini juga membantu mencegah peningkatan dosis pada area non-target, yang dapat mengurangi efek

samping terapi (Elsheikh, 2020). Pada penelitian ini, gamma *shielding* yang digunakan memiliki ketebalan 3 cm.

Hasil optimasi yang telah dilakukan oleh ardana (2018) direkonstruksi agar menghasilkan fluks neutron yang sesuai dengan prngobatan klinis untuk menghitung dosis radiasi. Hasil keluaran kolimator ardana (2018) yang direkontruksi disajikan pada Tabel 4.9.

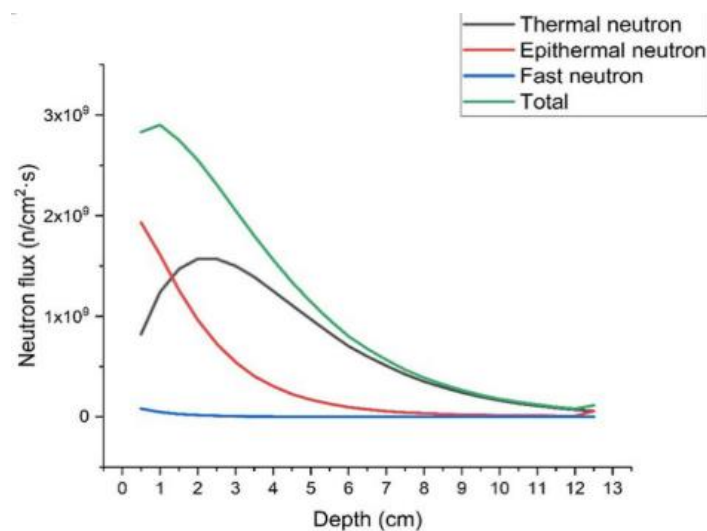
Tabel 4. 9 Hasil kolimator penelitian

Parameter	Rekomendasi IAEA	Hasil Optimasi	
		Penelitian	Ardhana
Fluks neutron epitermal ($\text{n}/\text{cm}^2\text{s}$)	$>1.0 \times 10^9$	1.7×10^9	$2,83 \times 10^9$
Laju dosis neutron cepat/fluks neutron epitermal ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2/\text{n}$)	$<2.0 \times 10^{-13}$	1.3×10^{-13}	$9,80 \times 10^{-14}$
Laju dosis gamma/fluks neutron epitermal ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2/\text{s}$)	$<2.0 \times 10^{-13}$	1.6×10^{-13}	$2,53 \times 10^{-14}$
Ratio fluks neutron termal dan epitermal ($\phi_{\text{th}}/\phi_{\text{epi}}$)	<0.05	0.04	0,038
Rasio arus neutron dan fluks neutron ($\text{J}/\phi_{\text{epi}}$)	>0.7	0.9	0,879

Hasil keluaran berkas neutron dari BSA yang memenuhi kriteria IAEA akan dilakukan optimasi distribusi fluks neutron per-kedalaman. Hasil simulasi pada gambar 4.6 menunjukkan bahwa kedalaman maksimum fluks neutron termal pada *phantom* mencapai 17 cm, sedangkan untuk neutron epitermal, kedalaman maksimumnya adalah 9 cm. Nilai fluks termal maksimum berada pada kedalaman 1,8 cm, yaitu pada kedalaman organ target, dan nilai fluks neutron epitermal maksimum berada di kedalaman 0 cm atau dipermukaan kulit. Hal ini dikarenakan fluks neutron epitermal mengalami proses termalisasi dan

mengalami penurunan nilai setelah masuk ke dalam phantom. Proses termalisasi dapat mengakibatkan nilai fluks neutron semakin berkurang seiring bertambahnya kedalaman phantom (Li et al., 2021).

Nilai fluks neutron epitermal lebih besar daripada nilai fluks termal yang diakibatkan karena adanya moderasi neutron cepat menjadi neutron termal. Gambar 4.17 merupakan referensi kurva fluks neutron termal, epitermal, dan fast neutron.



Gambar 4. 16 Perbandingan distribusi kedalaman fluks untuk neutron (Li et al., 2021)

Berdasarkan gambar 4.6 grafik hasil yang terbentuk sudah sesuai dengan referensi. Dimana fluks epitermal yang memasuki jaringan akan mengalami transformasi neutron epitermal dengan neutron termal selama proses tumbukan dengan inti atom penyusun jaringan (Li et al., 2021). Perbedaan komposisi penyusun jaringan dapat memberikan perbedaan terhadap laju berkurangnya neutron per-kedalaman *phantom*. Fluks neutron termal mengalami penurunan akibat interaksi dengan ^{10}B yang terdeposit pada sel kanker. Isotop ^{10}B memilikiampang lintang serapan yang besar terhadap neutron termal, sehingga dapat

menyerap neutron dengan efisien melalui reaksi $^{10}\text{B} (n,\alpha)^7\text{Li}$, menyebabkan berkurangnya jumlah neutron termal di sekitar jaringan kanker (Jin et al., 2022).

4.2.3 Laju Dosis Total

Laju dosis merupakan parameter penting dalam radioterapi untuk menggambarkan jumlah energi radiasi yang diserap oleh jaringan biologis per satuan massa dan waktu (Gy/s). Dalam BNCT, terdapat empat komponen laju dosis, yaitu laju dosis boron, neutron cepat, proton, dan foton. Hasil simulasi pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$ menunjukkan bahwa komponen laju dosis boron memiliki kontribusi paling signifikan dibandingkan dengan neutron cepat, proton, dan foton. Hal ini disebabkan oleh reaksi $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ yang menghasilkan partikel bermuatan tinggi dengan lintasan pendek serta *nilai Linier Energy Transfer* (LET) yang tinggi, sehingga memberikan kontribusi dosis yang tinggi secara lokal pada jaringan yang mengandung boron. Selain laju dosis boron, laju dosis total BNCT juga dipengaruhi laju dosis neutron cepat, proton, dan foton (gamma). Kontribusi laju dosis neutron berasal dari interaksi neutron dengan hidrogen denganampang lintang yang relatif kecil, yaitu 0,332 barn. Sedangkan laju dosis proton terjadi akibat dari reaksi $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ yang terjadi pada jaringan biologis dengan jumlah relatif lebih kecil dibandingkan komponen lainnya, karena karena rendahnya konsentrasi nitrogen dalam jaringan serta nilai *cross-section* reaksi yang lebih kecil, yaitu 1.826 barn. Sementara itu, laju dosis gamma berasal dari foton sekunder yang dihasilkan akibat interaksi neutron dengan inti, baik pada jaringan maupun lingkungan sekitar, dengan kontribusi yang juga relatif rendah pada jaringan target.

Hasil simulasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.9 dan 4.10 untuk konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$ pada masing-masing penyinaran menunjukkan adanya hubungan antara konsentrasi boron dan laju dosis. Peningkatan konsentrasi boron pada jaringan dapat meningkatkan probabilitas reaksi tangkapan neutron, dan berbanding lurus dengan peningkatan laju dosis boron. Sebagaimana telah dibuktikan dalam berbagai penelitian, seperti penelitian mengenai terapi kanker pankreas dengan BNCT menunjukkan bahwa peningkatan konsentrasi boron dari 100 $\mu\text{g/g}$ hingga 150 $\mu\text{g/g}$ menghasilkan peningkatan laju dosis total dari $4,07 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}$ menjadi $5,72 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}$ (Iman, 2018). Penelitian lain pada terapi kanker paru-paru menggunakan BNCT juga menunjukkan bahwa peningkatan konsentrasi boron dari 30 $\mu\text{g/g}$ hingga 70 $\mu\text{g/g}$ meningkatkan laju dosis total dari 1,34 Gy/s menjadi 2,78 Gy/s (Harish et al., 2020).

Variasi konsentrasi boron dianalisis untuk menentukan laju dosis total pada berbagai konsentrasi ditunjukkan pada Gambar 4.11. Ambang batas minimum untuk ^{10}B yang diperlukan dalam BNCT untuk membunuh sel kanker adalah sekitar 1×10^9 atom ^{10}B per sel atau 20 $\mu\text{g/g}$ jaringan (Seneviratne et al., 2022). Namun, pada konsentrasi ini dapat terjadi efek samping seperti kemerahan dan kerontokan rambut (Harish et al., 2020). Oleh karena itu, penelitian ini menggunakan konsentrasi minimum 30 $\mu\text{g/g}$ dan maksimum 150 $\mu\text{g/g}$ (Pramusinta et al., 2019).

Variasi konsentrasi ini diinputkan ke dalam program PHITS untuk setiap jaringan kanker dan organ sehat sekitarnya. Konsentrasi ^{10}B dalam jaringan sehat sebesar 0,3%, sedangkan dalam jaringan kanker 99,7% yang kemudian dibagi lagi berdasarkan target volumenya, GTV memperoleh akumulasi boron

sebanyak 99,7% dari 99,7%, CTV 50% dari 99,7%, dan sisanya PTV 0,45%. Berdasarkan Gambar 4.11, laju dosis total pada GTV meningkat secara signifikan dengan bertambahnya konsentrasi boron. Perubahan laju dosis dalam jaringan dipengaruhi oleh laju reaksi inti, yang bergantung pada nilai tampang lintang reaksi. Semakin tinggi konsentrasi boron, semakin besar laju reaksi inti, sehingga meningkatkan laju dosis dalam jaringan.

4.2.4 Waktu Iradiasi

Berdasarkan hasil penelitian yang disajikan pada tabel 4.5, pada arah penyinaran AP Waktu iradiasi tersingkat pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$, yaitu 9,54 menit. Sedangkan waktu iradiasi terlama pada konsentrasi 30 $\mu\text{g/g}$, yaitu 58 menit. Meskipun demikian pada arah penyinaran AP pada setiap variasi konsentrasi yang digunakan memiliki waktu iradiasi dibawah satu jam. Pada arah penyinaran LLAT, Konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$ membutuhkan waktu iradiasi paling singkat, yaitu 28 menit. sedangkan pada konsentrasi 30 $\mu\text{g/g}$ membutuhkan iradiasi paling lama, yaitu 2 jam. Dari kedua arah penyinaran yang digunakan, penyinaran AP memiliki waktu iradiasi paling singkat. Idealnya waktu iradiasi BNCT adalah kurang dari 1 jam (IAEA, 2023; Made Ardana & Sardjono, 2018).

4.2.5 Dosis Ekuivalen

Nilai dosis ekuivalen yang diserap oleh jaringan seperti pada gambar akan memiliki efek kerusakan yang berbeda-beda terhadap jaringan tubuh. Hal tersebut dipengaruhi oleh faktor bobot organ yang disajikan pada tabel. Dosis ekuivalen yang telah di dapat akan dibandingkan dengan batas toleransi dosis yang diterima oleh masing-masing jaringan tubuh. Nilai batas toleransi disajikan

pada Tabel. 4.10. Konsentrasi ^{10}B yang memberikan efek dosis paling minimal terhadap jaringan tubuh adalah konsentrasi ^{10}B yang paling efektif dengan waktu iradiasi tersingkat.

Tabel 4. 10 Nilai batas toleransi dosis ekuivalen pada organ

No	Organ	Batasan Dosis (Gy)
1	Kulit	2
2	Paru-Paru Kanan	2,7
3	Paru-Paru Kiri	5
4	Hati	4
5	Tulang Rusuk	30
6	Payudara Kiri	18
7	Payudara Kanan	1
8	Jaringan Sehat	D0,3%:30 Gy
9	Tulang Belakang	12,4
10	Jantung	2

Pada arah penyinaran AP dapat dilihat pada tabel 4.6 kulit menerima dosis ekuivalen yang melebihi batas toleransi, yaitu sebesar 2,45 Gy pada konsentrasi 30 $\mu\text{g/g}$. Sedangkan pada konsentrasi 60 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 150 $\mu\text{g/g}$ secara berturut-turut kulit menerima dosis sebesar 1,37 Gy, 1,10 Gy, 0,87 Gy, dan 0,46 Gy. Sedangkan pada organ lainnya menerima dosis dibawah batas toleransi pada seluruh variasi konsentrasi ^{10}B .

Pada arah penyinaran LLAT, konsentrasi ^{10}B 30 $\mu\text{g/g}$ kulit menerima dosis ekuivalen lebih besar daripada batas ambang, yaitu 2,35 Gy. Sedangkan pada variasi konsentrasi ^{10}B 60 $\mu\text{g/g}$ menyebabkan kulit menerima dosis sama dengan batas toleransi, yaitu 2 Gy. Pada konsentrasi 90 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 150 $\mu\text{g/g}$, kulit menerima dosis ekuivalen sebesar 1,63 Gy, 1,55 Gy, dan 1,03 Gy. Sama halnya dengan arah penyinaran AP seluruh organ sehat menerima dosis di bawah batas toleransi pada seluruh variasi konsentrasi ^{10}B . Sehingga, pada penelitian ini arah iradiasi AP lebih efektif daripada arah iradiasi LLAT karena

secara umum jaringan sehat menerima dosis dibawah batas toleransi dengan dosis yang diterima lebih kecil daripada arah iradiasi LLAT.

Apabila ditinjau dari waktu iradiasi, pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$ pada iradiasi AP memberikan waktu iradiasi tersingkat, yaitu 9,54 menit. Dengan demikian, konsentrasi ^{10}B 150 $\mu\text{g/g}$ lebih efektif daripada konsentrasi boron 60 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$, dan 120 $\mu\text{g/g}$. Untuk presentase ^{10}B pada variasi 150 $\mu\text{g/g}$ yang diinjeksikan ke dalam tubuh, yaitu 0,3% untuk jaringan sehat, dan 99,7% pada jaringan kanker. Contoh detail perhitungan terdapat pada lampiran 7. Efek biologis BNCT pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$ terhadap jaringan sehat perlu dibahas untuk mempertimbangkan efek samping setelah terapi.

Kulit yang menerima dosis iradiasi ≥ 2 Gy akan mengalami eritema, yaitu kemerahan pada kulit yang disebabkan oleh radiasi pengion (Y. Wang et al., 2020). Sesuai hasil penelitian maka kulit memiliki efek samping yang ringan akibat radiasi. Untuk organ lainnya, seperti paru-paru ipsilateral maupun contralateral mendapatkan dosis kurang dari 3 Gy sehingga memiliki kemungkinan kecil akan mengalami pneumonitis, yaitu peradangan pada jaringan paru-paru akibat menerima dosis radiasi dalam rentang 3-5 Gy (Kurosaki et al., 2024) .

Dosis yang diterima hati, yaitu 0,9 Gy tidak akan memberikan efek yang signifikan. Karena, hati akan mengalami gangguan fungsi hati hingga kondisi lebih serius seperti veno-occlusive disease jika menerima dosis lebih dari 4 Gy (Park et al., 2022). Kemudian pada jantung dengan dosis yang diterima sebesar 0,11 Gy meminimalkan efek yang akan ditimbulkan akibat dosis radiasi, seperti penyakit arteri koroner, perikardial, iskemia, dan penyakit katup (Ellahham et al.,

2022). Efek tersebut akan timbul apabila jantung menerima dosis lebih besar dari 2 Gy (Holt et al., 2024).

Tulang rusuk akan mengalami toksisitas apabila menerima dosis lebih dari 30 Gy (Veluvolu et al., 2020), sehingga hasil dosis yang diterima tulang rusuk pada penelitian ini masih jauh dari efek tersebut. Sama halnya dengan tulang belakang dosis yang dihasilkan, yaitu 0,6 Gy jauh dari batas toleransi dosis radiasi yang diterima. Dalam satu fraksinasi dosis radiasi maksimal yang diterima oleh tulang belakang untuk menghindari kelemahan otot, gangguan sensorik, dan bahkan kelumpuhan permanen, yaitu 12,4-14 Gy (Guckenberger et al., 2023).

Payudara kontralateral selama melakukan terapi radiasi sebaiknya tidak mendapatkan dosis radiasi sebesar 1 Gy. Jika melebihi 1 Gy, risiko kanker payudara *contralateral* dapat meningkat. Selain meningkatkan risiko kanker payudara sekunder, paparan radiasi lebih lanjut dapat menyebabkan kerusakan jaringan payudara *contralateral*, seperti fibrosis, perubahan tekstur, dan gangguan sensitivitas (Watt et al., 2024). Pada penelitian ini dosis sebesar 0,08 Gy dapat meminimalkan efek tersebut. Berbeda dengan payudara *ipsilateral*, dosis yang diterima dosis radiasi yang diterima maksimal adalah 50% dari dosis yang diresepkan untuk GTV (Galavis et al., 2022). Sedangkan dosis yang diterima oleh soft tissue, tidak boleh lebih dari 0,5 Gy untuk menghindari efek sindrom prodromal, seperti anoreksia dan mual. Dosis radiasi 1,5 Gy yang diterima *soft tissue* dapat menyebabkan kematian (BAPETEN, 2010). Sehingga, pada penelitian ini dosis yang diterima sebesar 0,09 Gy dapat memberikan

jangka hidup yang lebih lama terhadap pasien kanker payudara setelah menjalani perawatan BNCT.

Dosis resep sebesar 30 Gy untuk kanker payudara secara keseluruhan terakumulasi pada Gross Tumor Volume (GTV). Untuk memvalidasi data dalam penelitian ini, studi BNCT untuk kanker payudara digunakan sebagai referensi perbandingan, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4.11.

Tabel 4. 11 Studi kasus BNCT pada kanker payudara

Jenis Kasus	Dosis Resep (Gy)	Dosis Paru-Paru Ipsilateral (Gy)	Hasil
seorang wanita berusia 72 tahun (T2N1M0), kekambuhan terjadi pada kelenjar getah bening parasternal kiri, yang diobati dengan 59 Gy iradiasi yang diberikan dalam 30 fraksi	31.4	5	Setelah 30 dan 90 hari, CT scan dilakukan dan tidak menunjukkan bukti pneumonitis radiasi
seorang wanita berusia 61 tahun (T2N1M0), kekambuhan terjadi di aksila kiri setelah iradiasi dengan 50,4 Gy diberikan dalam 28 fraksi	23.6	2.7	CT scan yang dilakukan pada hari ke-1, 7, 30, 60, dan 90 setelah BNCT mengungkapkan tidak ada tanda-tanda pneumonitis radiasi
seorang wanita berusia 52 tahun (T3N2M0), kekambuhan lokal terjadi di payudara kanan, yang disinari dengan 50 Gy yang diberikan dalam 25 fraksi	30	3.7	CT scan yang dilakukan pada hari ke-1, 7, 30, 60, dan 90 setelah BNCT mengungkapkan tidak ada tanda-tanda pneumonitis radiasi

Studi klinis BNCT berbasis akselerator berfokus pada tiga kasus kanker payudara berulang setelah terapi radiasi untuk menilai efek pada daerah toraks, terutama risiko pneumonitis radiasi. Studi klinis dilakukan oleh *Stella Pharma Corporation* (Kurosaki et al., 2024)

pada Tabel 4.11 dibandingkan dengan pasien yang telah menjalani radioterapi konvensional sebelum pengobatan BNCT. Dalam tiga kasus, dosis rata-rata ke paru-paru ipsilateral adalah 5 Gy-Eq, dan tidak ada kasus pneumonitis radiasi dalam waktu 90 hari setelah perawatan BNCT (Kurosaki et al., 2024).

4.2.6 Dosis Efektif

Dosis efektif digunakan untuk mengetahui informasi yang berkaitan dengan kemungkinan risiko kesehatan pada prosedur radiasi tertentu. Nilai dosis efektif yang tinggi, maka kemungkinan munculnya masalah kesehatan akibat paparan radiasi akan semakin besar. Pada arah penyinaran AP dosis efektif maksimum pada jaringan sehat, yaitu 0,64 Sv pada konsentrasi ^{10}B 30 $\mu\text{g/g}$, dan dosis efektif minimum adalah 0,29 Sv pada konsentrasi ^{10}B 150 $\mu\text{g/g}$. Pada arah penyinaran LLAT, dosis efektif maksimum adalah 1,73 Sv pada konsentrasi 30 $\mu\text{g/g}$, dan dosis efektif minimum adalah 0,68 Sv pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$.

Menurut ICRP, dosis efektif sebesar 1 Sv digunakan sebagai ukuran risiko biologis akibat paparan radiasi ionisasi, yang dihitung dengan mempertimbangkan faktor bobot jaringan dan jenis radiasi untuk memperkirakan kemungkinan terjadinya efek stokastik seperti kanker dan mutasi genetik. Secara umum dosis efektif digunakan untuk mengevaluasi paparan radiasi di bawah 100 mSv (0,1 Sv) karena pada tingkat ini risiko

stokastik masih rendah. Namun, penggunaan dosis efektif 1 Sv masih dianggap relevan dengan mempertimbangkan kemungkinan reaksi jaringan akibat paparan yang lebih tinggi karena distribusi dosis yang tidak merata (Version, 2021).

Dalam penelitian ini, dosis efektif yang dihasilkan yaitu 0,29 Sv. Nilai ini berada dalam rentang dosis yang masih dianggap aman, meskipun tetap memiliki risiko stokastik yang perlu diperhitungkan.

4.3 Pengobatan BNCT untuk Kanker Payudara Dalam Perspektif Islam

Kanker merupakan penyakit mematikan kedua didunia setelah penyakit jantung. Kanker payudara merupakan salah satu jenis penyakit kanker yang sulit diobati. Secara global, kanker payudara menempati posisi keempat dalam angka kematian akibat kanker. Metode pengobatan konvensional sering kali kurang efektif dalam meningkatkan tingkat kesembuhan, sehingga diperlukan alternatif terapi yang lebih optimal. Dalam penelitian ini, dikembangkan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) sebagai solusi pengobatan kanker payudara yang lebih selektif dan optimal.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa BNCT mampu menargetkan sel tumor secara spesifik sambil melindungi jaringan sehat di sekitarnya. Salah satu faktor utama dalam efektivitas BNCT adalah konsentrasi ^{10}B , yang berperan sebagai agen utama dalam membunuh sel kanker. Penelitian ini menguji variasi konsentrasi 30 $\mu\text{g/g}$, 60 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 150 $\mu\text{g/g}$, dengan hasil optimal pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$. Pada konsentrasi ini, waktu iradiasi minimum yang tercapai, yaitu 9,54 menit. Dosis yang diserap oleh organ sehat berada pada batas toleransi yang sudah ditetapkan, sehingga efek samping *pasca* terapi dapat diminimalkan. Selain itu, dosis target 30 Gy secara keseluruhan terakumulasi pada sel kanker, sehingga memungkinkan penghancuran sel kanker secara maksimal.

Dalam perspektif islam, penyembuhan penyakit tidak hanya bergantung pada pengobatan medis, tetapi juga merujuk pada hukum-hukum yang telah ditetapkan oleh Allah SWT dalam Al-Qur'an. Sebagaimana firman Allah SWT dalam Q.S Al-Isra'[17]:82

وَنُنَزِّلُ مِنَ الْقُرْآنِ مَا هُوَ شِفَاءٌ وَرَحْمَةٌ لِّلْمُؤْمِنِينَ ۖ وَلَا يَرْيَدُ الظَّالِمِينَ إِلَّا خَسَارًا

Artinya :” Dan Kami turunkan dari Al Quran suatu yang menjadi penawar dan rahmat bagi orang-orang yang beriman dan Al Quran itu tidaklah menambah kepada orang-orang yang zalim selain kerugian.” (Q.S Al-Isra’:82)

Menurut tafsir Kementerian Agama RI, ayat ini menjelaskan bahwa Al-Qur'an merupakan obat atau penawar bagi penyakit, baik penyakit hati seperti kesyirikan, kekafiran, dan kemunafikan, maupun penyakit jasmani. Al-Qur'an juga menjadi rahmat bagi kaum Muslimin karena memberikan petunjuk yang dapat membawa mereka menuju keselamatan dan terhindar dari azab Allah (Kemenag RI, 2011a).

Selain sebagai obat bagi hati, membaca Al-Qur'an juga dapat menjadi terapi untuk penyembuhan jasmani. Ibnu Qayyim Al-Jauziyah menyatakan bahwa penyakit jasmani dan rohani dapat diobati dengan membaca Al-Qur'an (Suryaningrat et al., 2023). Penyakit jasmani yang dimaksud termasuk penyakit yang dikenal dengan istilah psikosomatik dalam dunia medis, seperti kanker payudara. Dalam proses terapi kanker payudara, pasien sering mengalami tekanan emosional dan ketidakseimbangan rohani. Oleh karena itu, dalam Islam, dokter dapat menyarankan pasien untuk membaca ayat-ayat Al-Qur'an guna memberikan sugesti positif, sehingga pasien merasa lebih tenang dan nyaman dalam menjalani pengobatan, termasuk pengobatan BNCT.

Dalam ilmu fisika, pengukuran merupakan aspek fundamental untuk memastikan keakuratan dan validitas data. Hasil penelitian yang tidak didukung oleh data kuantitatif yang jelas akan menghasilkan kesimpulan yang tidak akurat. Konsep ini sejalan dengan prinsip keseimbangan yang diajarkan dalam Islam, dalam Al-Qur'an menegaskan pentingnya ukuran dan keseimbangan dalam segala aspek kehidupan, termasuk dalam penelitian dan pengobatan.

Sebagaimana disebutkan dalam QS. Al-Qamar [54]:49,

إِنَّا كُلَّ شَيْءٍ خَلَقْنَاهُ بِقَدَرٍ

Artinya : “*Sesungguhnya Kami menciptakan segala sesuatu sesuai dengan ukuran.*”(Q.S Al-Qamar:49)

Dalam tafsir al-misbah, M.Quraish Shihab menafirkan bahwa kata “قَدَرٍ” pada ayat tersebut dalam segi bahasa berarti sesuatu yang tidak dapat bertambah atau berkurang, atau berarti kuasa. Karena ayat ini membahas segala sesuatu dalam kuasa Allah, maka lebih tepat memahaminya sebagai ketentuan dan batasan yang telah ditetapkan atas segala hal. Setiap manusia memiliki kadar yang telah ditentukan oleh Allah dan bertanggung jawab atas setiap pilihannya (M. Q. Shihab, 2002).

Dalam BNCT, apabila konsentrasi ^{10}B yang diberikan tidak sesuai dengan batas toleransi yang telah ditetapkan, maka dapat terjadi efek samping yang berbahaya. Konsentrasi ^{10}B yang kurang dari batas minimum (20 $\mu\text{g/g}$) dapat menyebabkan kerusakan yang lebih besar pada jaringan sehat. Dalam penelitian ini, batas minimum yang digunakan adalah 30 $\mu\text{g/g}$, hasilnya mendekati batas toleransi. Hal ini menunjukkan adanya peluang terjadinya efek deterministik.

Sebaliknya, pada konsentrasi maksimum 150 $\mu\text{g/g}$, meskipun hasil yang diperoleh masih jauh dari batas toleransi, efek samping akibat konsentrasi ^{10}B yang lebih tinggi tetap perlu dipertimbangkan. Peningkatan konsentrasi ^{10}B berisiko meninggalkan residu dalam tubuh setelah terapi BNCT, yang berpotensi berdampak pada jaringan sehat. Batasan dalam menentukan sesuatu telah dijelaskan dalam Al-Qur'an.

Sebagaimana firman Allah dalam QS. Al-A'raf [7]:31:

إِنَّهُ لَا يُحِبُّ الْمُسْرِفِينَ

Artinya: “*Sesungguhnya Allah tidak menyukai orang yang berlebih-lebihan*” (Q.S Al-A'raf:31)

Ayat ini menegaskan bahwa segala sesuatu yang berlebihan atau kekurangan dapat menimbulkan ketidakseimbangan. Misalnya ketidakseimbangan dalam hal makan dan minum, baik terlalu banyak atau terlalu sedikit. Berlebihan dalam makanan dapat menimbulkan gangguan dalam pencernaan. Apabila terlalu sedikit maka tubuh akan kekurangan jumlah kalori yang dibutuhkan sehingga dapat mengurangi berat badan (Kemenag RI, 2011b). Hal ini juga berlaku dalam pengaturan konsentrasi ^{10}B yang diinjeksi ke dalam tubuh. Jika kurang dari kadar minimum, dapat menyebabkan kerusakan pada jaringan tubuh. Sebaliknya, jika melebihi batas maksimum, hasil yang diperoleh tidak akan lebih efektif, bahkan berpotensi menimbulkan efek samping yang merugikan. Oleh karena itu, keseimbangan dalam dosis dan batas toleransi sangat penting untuk memastikan efektivitas terapi BNCT.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis dan pembahasan yang telah dilakukan dalam penelitian Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Payudara Berbasis *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS) 3.34, maka kesimpulan yang dapat diambil adalah sebagai berikut:

1. Konsentrasi boron yang paling efektif untuk terapi BNCT pada kanker payudara adalah 150 $\mu\text{g/g}$ boron per jaringan kanker.
2. Semakin tinggi konsentrasi boron yang terakumulasi dalam jaringan kanker, semakin singkat waktu iradiasi yang diperlukan. Pada konsentrasi optimal tersebut, yaitu 150 $\mu\text{g/g}$, waktu iradiasi yang dihasilkan adalah 9,54 menit.
3. Arah iradiasi pada kanker payudara dengan metode BNCT yang paling efektif dengan meminimalisir kerusakan pada jaringan sehat adalah arah penyinaran dari sisi depan atau *anterior-posterior*

5.2 Saran

Penelitian analisis dosis terapi kanker payudara dengan metode BNCT berbasis PHITS kedepannya disarankan untuk meningkatkan akurasi dan efektivitas penelitian dengan menggunakan iterasi partikel yang lebih banyak guna memperoleh hasil yang lebih presisi. Selain itu, perlu dilakukan pemvariasian konsentrasi boron yang diinjeksikan ke dalam tubuh dengan selisih yang lebih kecil agar data yang diperoleh lebih detail dan akurat. Di samping itu, pemodelan kolimator BSA juga perlu ditingkatkan agar berkas neutron epitermal memiliki nilai yang lebih tinggi, sehingga efektivitas terapi dapat dimaksimalkan.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdul Aziz, M. Z., Yani, S., Haryanto, F., Ya Ali, N. K., Tajudin, S. M., Iwase, H., & Musarudin, M. (2020). Monte Carlo Simulation of X-Ray Room Shielding in Diagnostic Radiology using PHITS Code. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 13(1), 704–713. <https://doi.org/10.1080/16878507.2020.1828020>
- Akamatsu, H., Karasawa, K., Omatsu, T., Isobe, Y., Ogata, R., & Koba, Y. (2014). First Experience of Carbon-Ion Radiotherapy for Early Breast Cancer. *Japanese Journal of Radiology*, 32(5), 288–295. <https://doi.org/10.1007/s11604-014-0300-6>
- Andoh, T., Fujimoto, T., Satani, R., Suzuki, M., Wada, K., Sudo, T., Sakurai, Y., Tanaka, H., Takata, T., & Ichikawa, H. (2020). Preclinical Study of Boron Neutron Capture Therapy for Bone Metastasis using Human Breast Cancer Cell Lines. *Applied Radiation and Isotopes*, 165(May), 109257. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109257>
- Androulakaki, E. G., Kokkoris, M., Mayer, M., Mitsi, E., Patronis, N., & Vagena, E. (2021). A Comparative Study of Multiple Scattering Calculations Implemented in General-Purpose Monte Carlo and Selected Ion Beam Analysis Codes. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 496(April), 71–77. <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2021.03.025>
- Arnold, M., Morgan, E., Rumgay, H., Mafra, A., Singh, D., & Laversanne, M. (2022). Current and Future Burden of Breast Cancer: Global Statistics for 2020 and 2040. *Breast*, 66(September), 15–23. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2022.08.010>
- Avanzini, S., Kurtz, D. M., Chabon, J. J., Moding, E. J., Hori, S. S., Gambhir, S. S., Alizadeh, A. A., Diehn, M., & Reiter, J. G. (2020). A Mathematical Model of ctDNA Shedding Predicts Tumor Detection Size. *Science Advances*, 6(50), 1–9. <https://doi.org/10.1126/sciadv.abc4308>
- BAPETEN. (2010). Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 6 Tahun 2010 tentang Pemantauan Kesehatan untuk Pekerja Radiasi.
- Barth, R. F., Mi, P., & Yang, W. (2018). Boron Delivery Agents for Neutron Capture Therapy of Cancer. *Cancer Communications*, 38(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s40880-018-0299-7>
- Boham, A. G., Trihandaru, S., & Setiawan, A. (2020). Simulasi Komputasi Lokasi dan Orientasi Kanker pada ORNL-MIRD. *Proceeding of The URECOL*, 173–183. <http://repository.urecol.org/index.php/proceeding/article/view/914>
- Bray, F., Laversanne, M., Sung, H., & Ferlay, J. (2024). Global Cancer Statistics 2022: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *A Cancer Journal for Clinicians* *Cancer J Clin*, 1–35. <https://doi.org/10.3322/caac.21834>

- Bray, F., Laversanne, M., Sung, H., & Ferlay, J. (2021). Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *A Cancer Journal for Clinicians*, 71(3), 209–249. <https://doi.org/10.3322/caac.21660>
- Briefs, O. (2021). *Oncology Briefs Clinical Pearls for Primary Care*. 67, 753–757.
- Brook, I. (2021). Early Side Effects of Radiation Treatment for Head and Neck Cancer. *Cancer/Radiotherapie*, 25(5), 507–513. <https://doi.org/10.1016/j.canrad.2021.02.001>
- Chiek Quah, D. S., Chen, Y. W., & Wu, Y. H. (2020). Dosimetric Comparison of Boron Neutron Capture Therapy, Proton Therapy and Volumetric Modulated Arc Therapy for Recurrent Anaplastic Meningioma. *Applied Radiation and Isotopes*, 166(June). <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109301>
- DerSarkissian, C. (2024). Breasts: Anatomy, Types, and Conditions. WebMD, LLC,. <https://www.webmd.com/women/normal-vs-abnormal-breasts>
- Di Nisio, A., D'Alessandro, V. I., Scarcelli, G., Lanzolla, A. M. L., & Attivissimo, F. (2025). Noise Robustness Evaluation of Image Processing Algorithms for Eye Blinking Detection. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 239(August 2024), 115508. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2024.115508>
- Dymova, M. A., Taskaev, S. Y., Richter, V. A., & Kuligina, E. V. (2020). Boron Neutron Capture Therapy: Current Status and Future Perspectives. *Cancer Communications*, 40(9), 406–421. <https://doi.org/10.1002/cac2.12089>
- Dziura, D., Tabbassum, S., Macneil, A., Maharaj, D. D., Laxdal, R., Kester, O., Pan, M., Kumada, H., & Marquardt, D. (2023). Boron Neutron Capture Therapy in the New Age of Accelerator-Based Neutron Production and Preliminary Progress in Canada. *Canadian Journal of Physics*, 101(8), 363–372. <https://doi.org/10.1139/cjp-2022-0266>
- Ekici, S., & Jawzal, H. (2020). Breast Cancer Diagnosis Using Thermography and Convolutional Neural Networks. *Medical Hypotheses*, 137(December 2019). <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2019.109542>
- Ellahham, S., Khalouf, A., Elkhazendar, M., Dababo, N., & Manla, Y. (2022). An Overview of Radiation-Induced Heart Disease. *Radiation Oncology Journal*, 40(2), 89–102. <https://doi.org/10.3857/roj.2021.00766>
- Elsheikh, N. A. A. (2020). Gamma-Ray and Neutron Shielding Features For Some Fast Neutron Moderators Of Interest in ²⁵²Cf-Based Boron Neutron Capture Therapy. *Applied Radiation and Isotopes*, 156(November 2019), 109012. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.109012>
- Fujimoto, T., Maekawa, Y., Takao, S., Hori, S., & Andoh, T. (2016). Anti-tumor Effect of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) on Axillary Lymph Node Metastasis of Breast Cancer. *KURRI Prog Rep*, 361.

- Fukuda, H. (2021a). Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) for Cutaneous Malignant Melanoma Using ^{10}B -p-Boronophenylalanine (BPA) with Special Reference to the Radiobiological Basis and Clinical Results. *Cells*, 10(11). <https://doi.org/10.3390/cells10112881>
- Fukuda, H. (2021b). Response of Normal Tissues to Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) with ^{10}B -Borocaptate Sodium (BSH) and ^{10}B -Paraboronophenylalanine (BPA).
- Gadan, M. A., González, S. J., Batalla, M., Olivera, M. S., Policastro, L., & Szejnberg, M. L. (2015). Reprint of Application of BNCT to the Treatment of HER2+ Breast Cancer Recurrences: Research and developments in Argentina. *Applied Radiation and Isotopes*, 106, 260–264. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2015.10.009>
- Galavis, P. E., Abeloos, C. H., Cheng, P. C., Hitchen, C., McCarthy, A., Purswani, J. M., Shah, B., Taneja, S., Gerber, N. K., Huber, K., Knowlton, C. A., & Gerber, N. K. (2022). Accelerated Partial Breast Irradiation in Early Stage Breast Cancer. November, 1–8. <https://doi.org/10.3389/fonc.2022.1049704>
- Globocan. (2022a). Cancer Facts Sheet. Gco.Iarc.Fr. <https://gco.iarc.who.int/media/globocan/factsheets/cancers/39-all-cancers-fact-sheet.pdf>
- Globocan. (2022b). Indonesia-Global Cancer Observation. <https://gco.iarc.who.int/media/globocan/factsheets/cancers/20-breast-fact-sheet.pdf>
- Groheux, D. (2022). FDG-PET/CT for Primary Staging and Detection of Recurrence of Breast Cancer. *Seminars in Nuclear Medicine*, 52(5), 508–519. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2022.05.001>
- Groheux, D. (2023). Breast Cancer Systemic Staging (Comparison of Computed Tomography, Bone Scan, and ^{18}F -Fluorodeoxyglucose PET/Computed Tomography). *PET Clinics*, 18(4), 503–515. <https://doi.org/10.1016/j.cpet.2023.04.006>
- Guckenberger, M., Dachele, M., & Ong, L. (2023). Tag edH1 Stereotactic Body Radiation Therapy for Spinal Metastases : Bene fi ts and Limitations Tag edEn.
- Harish, 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>
- He, H., Li, J., Jiang, P., Tian, S., Wang, H., & Fan, R. (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>
- Holt, F., Ivanova, A., Wang, Z., Darby, S., Duane, F., & Ntentas, G. (2024). Estimated Doses to the Heart, Lungs and Oesophagus and Risks From Typical UK Radiotherapy for Early Breast Cancer During 2015–2023. *Clinical*

- Oncology, 36(9), e322–e332. <https://doi.org/10.1016/j.clon.2024.05.002>
- Hu, K., Yang, Z., Zhang, L., Xie, L., Wang, L., & Xu, H. (2020). Boron Agents For Neutron Capture Therapy. *Coordination Chemistry Reviews*, 405. <https://doi.org/10.1016/j.ccr.2019.213139>
- Hu, N., Tanaka, H., Kakino, R., Yoshikawa, S., Miyao, M., & Akita, K. (2021). Evaluation of a Treatment Planning System Developed For Clinical Boron Neutron Capture Therapy and Validation Against an Independent Monte Carlo Dose Calculation System. *Radiation Oncology*, 16(1), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s13014-021-01968-2>
- IAEA. (2023). Advances in Boron Neutron Capture Therapy. In *International Atomic Energy Agency*. (Vol. 4, Issue 1).
- Iakovou, I., Giannoula, E., Gkantaifi, A., Levva, S., & Frangos, S. (2018). Positron Emission Tomography in Breast Cancer: ¹⁸F- FDG and other Radiopharmaceuticals. *European Journal of Hybrid Imaging*, 2(1). <https://doi.org/10.1186/s41824-018-0039-x>
- Iman, A. Z. (2018). Dose Analysis Of Pancreatic Cancer Treatment With Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Using Particle And Heavy Ion Transport Code (PHITS) Program. In *Universitas Negeri Yogyakarta. Universitas Negeri Yogyakarta*.
- Imperio, D. (2022). SS symmetry Sweet Boron: Boron-Containing Sugar Derivatives as Potential Agents for Boron Neutron Capture Therapy.
- IAEA. (2023). General introduction. *Natural Organic Matter in Water: Characterization, Treatment Methods, and Climate Change Impact*, Second Edition, 1–17. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824274-2.00003-X>
- 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>
- Kemenag RI. (2011a). *Al-Qur'an dan Tafsirnya* (Jilid V). Widya Cahaya. hal 17
- Kemenag RI. (2011b). *Kesehatan Dalam Perspektif Islam*. In M. M. Hanafi (Ed.), *Sustainability (Switzerland)* (5th ed., Vol. 11, Issue 1). Direktorat Jenderal Bimbingan Masyarakat Islam.
- Kemenag RI. (2022). *Qur'an Kemenag. Lajnah Pentashihan Mushaf Al-Qur'an Gedung Bayt Al-Qur'an*. quran.kemenag.go.id
- Kemenkes. (2018). *Pedoman Nasional Pelayanan Kedokteran Tata Laksana Kanker Payudara*.
- Kim, C. H., Yeom, Y. S., Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Bolch, W. E., Lee, C., Choi, C., Nguyen, T. T., Eckerman, K., Kim, H. S., Han, M. C., Qiu, R., Chung, B. S., Han, H., & Shin, B. (2020). Adult Mesh-type Reference Computational Phantoms (Vol. 49, Issue 3). *The International Commission on Radiological Protection*. www.icrp.org,

- Koji, N. (2023). User ' s Manual English version. PHITS Ver. 2.30 User's Manual: English Version.
- Krstić, D., & Nikezić, D. (2007). Input files with ORNL—mathematical phantoms of the human body for MCNP-4B. *Computer Physics Communications*, 176(1), 33–37. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.cpc.2006.06.016>
- Kumada, H., Nakamura, T., Komeda, M., & Matsumura, A. (2009). Development of a Multi-Modal Monte-Carlo Radiation Treatment Planning System Combined With PHITS. *Applied Radiation and Isotopes*, 67(7-8 SUPPL.), 118–121. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2009.03.028>
- Kumada, H., Sakae, T., & Sakurai, H. (2023). Current Development Status of Accelerator-Based Neutron Source for Boron Neutron Capture Therapy. *EPJ Techniques and Instrumentation*, 10(1). <https://doi.org/10.1140/epjti/s40485-023-00105-5>
- Kumada, H., & Takada, K. (2018). Treatment Planning System and Patient Positioning for Boron Neutron Capture Therapy. *Therapeutic Radiology and Oncology*, 2, 50–50. <https://doi.org/10.21037/tro.2018.10.12>
- Kurosaki, H., Okazaki, K., Takemori, M., Tate, E., & Nakamura, T. (2024). The Effects of Boron Neutron Capture Therapy on the Lungs in Recurrent Breast Cancer Treatment. *Cureus*, 16(4), 1–6. <https://doi.org/10.7759/cureus.57417>
- 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>
- Lorduy-Alós, M., Avelino de Andrade, P. H., Peña-Acosta, M. M., Gallardo, S., & Verdú, G. (2024). PET Image Reconstruction and Dosimetry From Voxelized Phantoms With GATE. *Radiation Physics and Chemistry*, May, 0–4. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111833>
- Made Ardana, & Sardjono, Y. (2018). Optimization of a Neutron Beam Shaping Assembly Design For Bnct and its Dosimetry Simulation Based on Mncpx. 2015, 121–130. <https://doi.org/10.17146/tdm.2017.19.3.3582>
- Mahima Purohit, M. K. (2022). Boron Neutron Capture Therapy: History and Recent Advances. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.12.181>
- Malouff, T. D., Seneviratne, D. S., Ebner, D. K., Stross, W. C., & Waddle, M. R. (2021). Boron Neutron Capture Therapy: A Review of Clinical Applications. *Frontiers in Oncology*, 11(February). <https://doi.org/10.3389/fonc.2021.601820>
- MSKCC. (2024). Anatomy of the Breast. Memorial Sloan Kettering Cancer Center. <https://www.mskcc.org/cancer-care/types/breast/anatomy-breast>
- Mundy, D. W., & Jevremovic, T. (2005). Monte Carlo Assessment of Boron Neutron Capture. 1, 27–32.

- Murphy, N., McCarthy, E., Dwyer, R., & Farràs, P. (2021). Boron Clusters as Breast Cancer Therapeutics. *Journal of Inorganic Biochemistry*, 218(February). <https://doi.org/10.1016/j.jinorgbio.2021.111412>
- Mutamimah, R., & Sardjono, Y. (2022). Unnes Physics Education Journal Otak dengan Metode Proton Therapy. 11(1).
- National Breast Cancer Foundation. (2024). What Types Of Cancer Are Diagnosed As Stage 0 And 1 Breast Cancer? <https://www.nationalbreastcancer.org/breast-cancer-stage-1/>
- Nurgali, K., Jagoe, R. T., & Abalo, R. (2018). Editorial: Adverse Effects of Cancer Chemotherapy: Anything New to Improve Tolerance and Reduce Sequelae? *Frontiers in Pharmacology*, 9(MAR), 1–3. <https://doi.org/10.3389/fphar.2018.00245>
- Park, H., Cheong, K., Koo, T., Lee, M. E. Y., Kim, K. J. U., Park, S., Han, T., Kang, S., Ha, B., Yoon, J., Kim, M. E. Y., & Bae, H. (2022). Effects of Radiation Dose on Liver After Free-breathing Volumetric Modulated Arc Therapy for Breast Cancer. 1943, 1937–1943. <https://doi.org/10.21873/in vivo.12915>
- Park, H., Paganetti, H., Schuemann, J., Jia, X., & Min, C. H. (2021). Monte Carlo Methods for Device Simulations in Radiation Therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 66(18), 1–58. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac1d1f>
- Poedjomartono, Sarjono, Y., Meiyanto, E., & Winarmo, H. (2019). The Role of Taxanes in Breast Cancer Treatment. *Atom Indonesia*, 45(3), 139–146. <https://doi.org/https://doi.org/10.17146/aij.2019.936>
- Pramusinta, R., Pramusinta, R., Zailani, R., & Sardjono, Y. (2019). Dose Analysis in Boron Neutron-capture Cancer Therapy (BNCT) Neutron Generator Based for Breast Cancer. *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 4(1), 8–11. <https://doi.org/10.24246/ijpna.v4i1.8-11>
- Purohit, M., & Kumar, M. (2022). Boron Neutron Capture Therapy: History and Recent Advances. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.12.181>
- Rahimi, A., Simmons, A., Kim, D. N., Leitch, M., Haas, J., & Gu, X. (2022). Preliminary Results of Multi-Institutional Phase 1 Dose Escalation Trial Using Single-Fraction Stereotactic Partial Breast Irradiation for Early Stage Breast Cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 112(3), 663–670. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2021.10.010>
- Sajad, K., Elnaz, E., Dariush, S., Sepideh Yazdani, D., & Marzieh, K. (2022). Boron neutron capture therapy for the treatment of lung cancer and assessment of dose received by organs at risk. *Archives of Pathology and Clinical Research*, 6(1), 027–031. <https://doi.org/10.29328/journal.apcr.1001032>
- Sardjono, Y. (2019). Monte Carlo N Particle Extended (MCNPX) Radiation Shield Modelling on Boron Neutron Capture Therapy Facility Using D-D Neutron Generator 2.4 MeV. *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 4(2), 58–65. <https://doi.org/10.24246/ijpna.v4i2.58-65>

- Seneviratne, D., Advani, P., Trifiletti, D. M., Chumsri, S., & Beltran, C. J. (2022). Exploring the Biological and Physical Basis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) as a Promising Treatment Frontier in Breast Cancer. *Cancers*, 14(12). <https://doi.org/10.3390/cancers14123009>
- Shihab, M. Q. (2002). Tafsir Al Mishbah Jilid 13 : Pesan, kesan dan keserasian Al-Qur'an / M Quraish Shihab. In *Sustainability (Switzerland)* (Vol. 13, Issue 1, pp. 1–14). Penerbit Lentera Hati.
- Shihab, Q. (2007). Tafsir Al- Mishbah, Pesan, Kesan, dan Kreasi Al- Qur'an (Al-Mishbah Jilid 10). 547.
- Suryaningrat, D., Abubakar, A., & Haddade, H. (2023). Pandangan Al-Qur'an terhadap Penggunaan Obat dalam Pengobatan Penyakit. *Jurnal Kesehatan Masyarakat*, 7(1), 394–403.
- Susiana, Akmir, Syam, N. F., & Iswatuna. (2018). Konsep Pasanan Dalam Perpektif Al-Qur'an (Studi Komparatif Tafsir Ibnu Katsir dan Tafsir Al-Misbah). *Jurnal Ushuluddin Adab Dan Dakwah*, 7, 4.
- Thomsen, M. S., Berg, M., Zimmermann, S., Lutz, C. M., Makocki, S., Jensen, I., Hjelstuen, M. H. B., Pensold, S., Hasler, M. P., Jensen, M. B., & Offersen, B. V. (2021). Dose Constraints For Whole Breast Radiation Therapy Based on The Quality Assessment of Treatment Plans in The Randomised Danish Breast Cancer Group (DBCG) HYPO Trial. *Clinical and Translational Radiation Oncology*, 28, 118–123. <https://doi.org/10.1016/j.ctro.2021.03.009>
- van Olmen, J. P., Geurts, V. C., Vrancken Peeters, M. J. T., Drukker, C. A., Stokkel, M. P., Kok, M., & van Duijnhoven, F. H. (2024). Nodal Involvement in Patients With Small, Clinically Node-Negative HER2-Positive Breast Cancer After Staging With FDG-PET/CT and Neoadjuvant Systemic Therapy. *Breast*, 78(September), 103822. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2024.103822>
- Veluvolu, M., Patel, M., Narayanasamy, G., & Kim, T. (2020). Definitive Single Fraction Stereotactic Ablative Radiotherapy For Inoperable Early-Stage Breast Cancer: A Case Report. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 25(5), 760–764. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2020.06.011>
- Version, D. (2021). *Annals of the ICRP*. 50(1). <https://doi.org/10.1177/0146645320911864>
- Wang, Y., Tu, W., Tang, Y., & Zhang, S. (2020). Prevention and Treatment For Radiation-Induced Skin Injury During Radiotherapy. *Radiation Medicine and Protection*, 1(2), 60–68. <https://doi.org/10.1016/j.radmp.2020.02.004>
- Wang, Z., Zheng, Q., Wang, B., Li, Z., Li, J., Wang, S., Song, H., & Wang, B. (2024). Recent Research Progress of BNCT Treatment Planning System. *Nuclear Engineering and Technology*, July. <https://doi.org/10.1016/j.net.2024.10.026>
- Watt, G. P., Smith, S. A., Howell, R. M., Pérez-andújar, A., Reiner, A. S., Cerviño, L., McCormick, B., Hess, D., Knight, J. A., Malone, K. E., John, E. M., Bernstein, L., Lynch, C. F., Mellemkjær, L., Shore, R. E., Liang, X., Woods,

- M., Boice, J. D., Dauer, L. T., & Bernstein, J. L. (2024). Trends in Radiation Dose to the Contralateral Breast During Breast Cancer Radiation Therapy. 200(4), 331–339. <https://doi.org/10.1667/RADE-23-00014.1>.Trends
- WHO. (2024). Breast Cancer. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/breast-cancer>
- Zhu, Y., Lin, Z., Yu, H., Yu, X., & Dai, Z. (2024). Conceptional 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

Lampiran 1 Listing program PHITS

```
[ Title ]
Arah penyinaran AP

[ Parameters ]
icntl = 8          # (D=0) 3:ECH 5:NOR 6:SRC 7,8:GSH 11:DSH 12:DUMP
maxcas = 100000    # (D=10) number of particles per one batch
maxbch = 1000      # (D=10) number of batches

[ Source ]
totfact = 6.241e15 # (D=1.0) global factor
s-type = 1          # mono-energetic rectangular-solid source
proj = proton        # kind of incident particle
x0 = 0              # minimum position of x-axis [cm]
y0 = 0              # minimum position of y-axis [cm]
z0 = -139           # minimum position of z-axis [cm]
z1 = -139
e0 = 30             # energy of beam [MeV]
dir = 1.0000        # z-direction of beam [cosine]
r0 = 3.0            # radius [cm]

[ Material ]
MAT[ 1 ] #Udara
12C -0.000124
14N -0.755267
16O -0.231781
Ar -0.012827

mat[2] $ GTV 1.2 g/cm^3
H -0.098997
C -0.268992
N -0.044999
O -0.568983
P -0.017999
10B -0.000030

mat[3] $CTV 1.2 g/cm^3
H -0.098999
C -0.268996
N -0.044999
O -0.568991
P -0.018000
10B -0.000015

mat[4] $PTV 1.021 g/cm^3
H -0.106000
C -0.327000
N -0.030000
O -0.532000
Na -0.001000
P -0.001000
S -0.002000
Cl -0.001000
10B -0.0000001

$.....MATERIAL PHANTOM.....
MAT[16] #Be          $target
9Be -1.0

MAT[17] # Pb         $Gamma Shield
206Pb -0.244
207Pb -0.224
208Pb -0.532
```

MAT[18] # Bi \$Gamma Filter
209Bi -1.0

MAT[19] # Lithiated Polyethylene \$Delimiter
1H -0.5262
12C -0.2969
16O -0.1007
6Li -0.0724
7Li -0.0038

\$.....MATERIAL BSA.....

[Mat Name Color]

mat name	color
1 Udara	pastelcyan
2 GTV	red
3 CTV	yellow
4 PTV	orange
5 jaringan lunak	bluegreen
6 tulangrusuk	gray

\$.....WARNA MATERIAL PHANTOM.....

**Sebagian code input dihapus*

[C e l l]

7 8 -1.088 (-11 16 5 -19 225 226):(16 227 -225):(16 -226 228) trcl=3 \$skin
8 7 -0.413 (-27:28:-29:30) -25 31 trcl=3 \$right lung
9 7 -0.413 (33:34:32) -26 31 trcl=3 \$left lung
10 12 -1.060 -35 36 -37 -38 trcl=3 \$liver
29 6 -1.087 (-75 89 90 -91):(-75 89 92 -93):(-75 89 94 -95):(-75 89 31 -96):(-75 89 97 -98):(-75 89 99 -100):(-75 89 101 -102):(-75 89 103 -104):(-75 89 105 -106):(-75 89 107 -108):(-75 89 109 -110):(-75 89 111 -79) trcl=3 \$rib cage
\$.....cell jaringan kanker.....

301 19 -0.9843 (209 -20181 202 -204):(-20171 -201 204 2012):(-20171 -2012 20122 20139) \$trcl=2
\$DELIMITER

302 21 -8.45 (-20139 2038 -2012 2035 206):(2035 -2054 206 -20139) #318 \$trcl=2

303 21 -8.45 -204 205 -202 2012 \$trcl=2 \$REFLECTOR

\$.....cell BSA.....

**Sebagian code input dihapus*

[S u r f a c e]

29 px -5.0
30 py 1.2 \$ end the section removed from the right lung
31 pz 39.21
32 pz 49
33 px 7.0
34 py 0.7 \$ end the section removed from the left lung
75 sq 92.16 214.9156 0 0 0 0 -19806.62 0 0 0
79 pz 60.67

**Sebagian code input dihapus*

\$.....SURFACE PHANTOM.....

\$Treatment Volume (pusat (10,-10,47)) dengan CTV diameter 2cm, CTV +0.5 cm, PVT +0.5cm

901 s	9.8	-10	47.2	0.8	\$bola 1
902 s	10.2	-10	47.2	0.8	\$bola 2
903 s	9.8	-10	46.8	0.8	\$bola 3
904 s	10	-10	47	1.0	\$bola 4
915 s	10	-10	47	1.5	\$CTV

\$.....SURFACE BSA.....

**Sebagian code input dihapus*

```
[ T - V o l u m e ] off
mesh = reg
reg = 7 8 9 10 29 63 65 66 41 (54 55 56 57 58 59 60 61) 991 992 993
file = volume.out
s-type = 1
x0 = 0
    x1 = 0
y0 = 0
    y1 = 0
z0 = 0
    z1 = 0
r0 = 100
```

```
[ T - C r o s s ] off
title = Distribusi Fluks Neutron dalam Phantom
mesh = r-z
x0 = 0.0
y0 = 0.0
r-type = 1
nr = 1
    0 5
z-type = 2
nz = 70
zmin = -5
zmax = 25
e-type = 1
ne = 3
    0 5E-7 0.01 20
axis = z
x-txt = Kedalaman (cm)
y-txt = Fluks (n.cm-2.s-1/source)
samepage = eng
output = flux
unit = 1
file = fluxneutron.out
part = neutron
epsout = 1
```

**Sebagian code input dihapus*

\$...Menentukan nilai fluks neutron terukur untuk mencari kriteria optimasi dalam BSA dan distribusi fluks terukur dalam phantom.....

```
[ T - T r a c k ]
title = Track Detection in xyz mesh
mesh = xyz
x-type = 2
nx = 175
xmin = -90 $-25.
xmax = 85 $25.
y-type = 1
ny = 1
    -10 10
z-type = 2
nz = 150
zmin = -140 $-20.
zmax = 30 $80.
e-type = 1
ne = 1
    0.0 5000.0
$t-type = 1
```

```

$nt      = 1
$ 0.0 1.0e+9
unit     = 1
axis     = xz
file     = track_xz.out
part     = all
$strcl   = 6
gshow   = 1      # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout   = 1

```

\$.....TALLY untuk menampilkan geomteri BSA dan PHANTOM.....

[T - Track]

```

title           = Boron Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s/source)
mesh            = reg #mesh type is region wise
reg             = 7 8 9 10 29 63 65 66 41 (54 55 56 57 58 59 60 61) 991 992 993
e-type         = 1
ne              = 1
                0 5e-7
$emin           = 0 $1E-2
$emax          = 1.0e9
$strcl         = 5
unit            = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all # D=all) number of specific material
part            = neutron # tallied particle are neutron
axis           = reg # axis of output
t-type         = 1
nt             = 1
                0 1.0e9
file           = Dosissrapboron.out # file name of output for the above axis
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/source)
multiplier     = 11
part           = neutron
emax          = 20
mat mset1
2             (2.87E-16 2003 -1 -4)
3             (1.44E-16 2003 -1 -4)
4             (1.30E-18 2003 -1 -4)
5             (8.66E-19 2003 -1 -4)
6             (8.66E-19 2003 -1 -4)
7             (8.66E-19 2003 -1 -4)
8             (8.66E-19 2003 -1 -4)
9             (8.66E-19 2003 -1 -4)
10            (8.66E-19 2003 -1 -4)
11            (8.66E-19 2003 -1 -4)
12            (8.66E-19 2003 -1 -4)

```

[E n d]

**Sebagian code input dihapus*

Lampiran 2 Data Fraksi Massa Organ

Unsur	Fraksi Massa %										
	Payudara	Jantung	Hati	Paru-Paru	Kulit	jaringan sehat	Tulang Belakang	Tulang Rusuk	GTV	CTV	PTV
H	0,10600	0,10400	0,10200	0,10200	0,10000	0,10447	0,09800	0,09800	0,099	0,099	0,106
C	0,32700	0,13500	0,13200	0,10800	0,19900	0,23219	0,39900	0,39400	0,269	0,269	0,327
N	0,03000	0,02900	0,03100	0,03200	0,04200	0,02488	0,02900	0,02900	0,045	0,045	0,030
O	0,53200	0,72200	0,72300	0,74800	0,65000	0,63024	0,43000	0,43100	0,569	0,569	0,532
Na	0,00100	0,00100	0,00200	0,00100	0,00200	0,00113	0,00100	0,00100	-	-	0,001
Mg	-	-	-	-	-	0,00013	-	-	-	-	-
P	0,00100	0,00200	0,00200	0,00100	0,00100	0,00133	0,01200	0,01300	0,018	0,018	0,001
S	0,00200	0,00200	0,00300	0,00200	0,00200	0,00199	0,00200	0,00200	-	-	0,002
Cl	0,00100	0,00200	0,00200	0,00300	0,00300	0,00134	0,00200	0,00200	-	-	0,001
K	-	0,00300	0,00300	0,00200	0,00100	0,00199	0,00100	0,00100	-	-	-
Ca	-	-	-	-	-	0,00023	0,02500	0,02800	-	-	-
Fe	-	-	-	0,00100	-	0,00005	0,00100	0,00100	-	-	-
I	-	-	-	-	-	0,00003	-	-	-	-	-
desnsity (g/cm^3)	1,021	1,040	1,060	0,413	1,088	1,000	1,080	1,087	1,2	1,2	1,021

Lampiran 3 Data Laju Dosis

Arah Penyinaran AP

60 µg/g						
No	Organ	Laju Dosis Serap (Gy/s)				LD Total (Gy/s)
		Boron	Neutron	Proton	Gamma	
1	Kulit	5,42E-04	1,52E-05	1,10E-06	1,25E-05	1,42E-03
2	Paru-Paru Kanan	3,83E-05	2,95E-05	1,29E-05	2,80E-05	2,33E-04
3	Paru-Paru Kiri	4,75E-04	3,15E-05	2,95E-05	3,03E-05	1,28E-03
4	Hati	2,69E-05	2,14E-05	8,34E-06	1,18E-05	2,08E-04
5	Tulang Rusuk	5,90E-04	2,05E-04	1,40E-05	1,92E-04	1,41E-03
6	Jaringan Sehat	5,37E-05	2,27E-05	5,47E-06	2,34E-05	1,72E-04
7	Payudara Kiri	6,70E-04	1,75E-05	1,12E-05	1,26E-05	9,61E-04
8	Payudara Kanan	3,92E-05	2,27E-05	5,91E-06	2,24E-05	1,53E-04
9	Tulang Belakang	2,90E-05	2,08E-05	2,25E-06	2,02E-05	1,15E-04
10	Jantung	2,48E-04	1,50E-05	1,17E-06	1,40E-05	3,82E-04
11	GTV	4,76E-03	3,12E-03	2,69E-04	3,21E-03	3,10E-02
12	CTV	4,05E-03	2,75E-03	2,23E-04	2,90E-03	2,68E-02
13	PTV	2,04E-03	1,89E-03	1,75E-04	1,69E-03	1,54E-02
90 µg/g						
No	Organ	Laju Dosis Serap (Gy/s)				LD Total (Gy/s)
		Boron	Neutron	Proton	Gamma	
1	Kulit	5,12E-04	2,40E-05	1,05E-05	2,30E-05	1,40E-03
2	Paru-Paru Kanan	3,74E-05	2,45E-05	6,29E-06	2,41E-05	1,96E-04
3	Paru-Paru Kiri	2,64E-04	2,02E-04	1,95E-05	2,03E-04	1,44E-03
4	Hati	2,53E-05	2,64E-05	8,34E-06	2,18E-05	2,26E-04
5	Tulang Rusuk	5,55E-04	1,95E-04	1,40E-05	1,82E-04	1,34E-03
6	Jaringan Sehat	4,06E-05	3,51E-05	3,91E-06	3,24E-05	1,96E-04
7	Payudara Kiri	6,02E-04	1,55E-05	1,22E-05	1,54E-05	8,72E-04
8	Payudara Kanan	3,85E-05	2,18E-05	3,91E-06	2,37E-05	1,46E-04
9	Tulang Belakang	2,57E-05	2,10E-05	1,09E-05	2,04E-05	1,33E-04
10	Jantung	7,35E-05	2,50E-05	3,15E-06	2,30E-05	1,99E-04
11	GTV	6,63E-03	2,99E-03	5,49E-04	2,90E-03	3,81E-02
12	CTV	4,35E-03	3,05E-03	2,27E-04	3,50E-03	2,94E-02
13	PTV	2,56E-03	1,64E-03	1,43E-04	1,61E-03	1,64E-02

*Sebagian output data dihapus

Arah Penyinaran LLAT

90 µg/g						
No	Organ	Laju Dosis Serap (Gy/s)				LD Total (Gy/s)
		Boron	Neutron	Proton	Gamma	
1	Kulit	1,21E-04	1,02E-05	1,40E-06	1,07E-05	3,46E-04
2	Paru-Paru Kanan	5,94E-05	1,75E-05	2,02E-06	1,53E-05	2,08E-04
3	Paru-Paru Kiri	2,38E-04	1,22E-05	1,07E-05	1,24E-05	6,20E-04
4	Hati	2,41E-05	1,93E-05	7,95E-06	2,05E-05	1,98E-04
5	Tulang Rusuk	3,49E-04	1,20E-05	9,53E-06	1,38E-05	4,21E-04
6	Jaringan Sehat	3,46E-05	1,66E-05	1,19E-05	1,59E-05	1,38E-04
7	Payudara Kiri	2,92E-04	1,32E-05	1,15E-06	1,09E-05	4,31E-04
8	Payudara Kanan	2,63E-05	1,91E-05	2,21E-06	1,84E-05	1,13E-04
9	Tulang Belakang	4,29E-05	1,74E-05	1,13E-05	1,76E-05	1,38E-04
10	Jantung	4,11E-05	2,48E-05	2,50E-06	2,37E-05	1,55E-04
11	GTV	1,57E-03	2,52E-05	7,49E-05	1,85E-04	6,39E-03
12	CTV	1,19E-03	1,26E-04	6,85E-05	1,01E-04	5,17E-03
13	PTV	8,09E-04	1,76E-04	1,81E-05	1,90E-04	3,82E-03
120 µg/g						
No	Organ	Laju Dosis Serap (Gy/s)				LD Total (Gy/s)
		Boron	Neutron	Proton	Gamma	
1	Kulit	1,28E-04	2,02E-05	1,40E-05	2,07E-05	4,33E-04
2	Paru-Paru Kanan	6,25E-05	2,75E-05	2,02E-06	2,63E-05	2,55E-04
3	Paru-Paru Kiri	2,44E-04	1,22E-05	3,66E-05	1,45E-05	6,98E-04
4	Hati	2,22E-05	2,10E-05	1,47E-06	2,05E-05	1,79E-04
5	Tulang Rusuk	4,12E-04	2,20E-05	1,53E-06	2,38E-05	5,04E-04
6	Jaringan Sehat	4,95E-05	2,57E-05	1,91E-06	1,54E-05	1,59E-04
7	Payudara Kiri	2,55E-04	2,32E-05	1,15E-05	2,49E-05	4,52E-04
8	Payudara Kanan	2,76E-05	1,52E-05	4,21E-06	1,70E-05	1,07E-04
9	Tulang Belakang	3,20E-05	1,71E-05	2,13E-05	1,76E-05	1,50E-04
10	Jantung	3,82E-05	2,28E-05	6,50E-07	2,37E-05	1,41E-04
11	GTV	2,09E-03	2,52E-05	7,49E-05	1,85E-04	8,38E-03
12	CTV	1,44E-03	2,50E-05	1,15E-05	1,61E-04	5,74E-03
13	PTV	7,13E-04	1,45E-04	1,11E-04	2,70E-04	3,67E-03

*Sebagian output data dihapus

Lampiran 4 Perhitungan Massa ^{10}B yang Di Injeksikan Ke Dalam tubuh

Massa total phantom adalah jumlah massa semua organ yang dibuat, meliputi jaringan sehat dan jaringan kanker. Massa total phantom adalah

$$m_{\text{sehat}} = 32,13 \text{ Kg}$$

$$m_{\text{sehat}} = 32130,40 \text{ g}$$

total massa jaringan sehat adalah

$$m_{\text{sehat}} = m_{\text{total}} - (m_{\text{GTV}} + m_{\text{CTV}} + m_{\text{PTV}})$$

Massa GTV

$$m_{\text{GTV}} = \rho_{\text{GTV}} \times V_{\text{GTV}}$$

$$m_{\text{GTV}} = 1,2 \text{ g/cm}^3 \times 4,1615 \text{ cm}^3$$

$$m_{\text{GTV}} = 4,99 \text{ g}$$

Massa CTV

$$m_{\text{CTV}} = \rho_{\text{CTV}} \times V_{\text{CTV}}$$

$$m_{\text{CTV}} = 1,2 \text{ g/cm}^3 \times 9,7224 \text{ cm}^3$$

$$m_{\text{CTV}} = 11,67 \text{ g}$$

Massa PTV

$$m_{\text{PTV}} = \rho_{\text{PTV}} \times V_{\text{PTV}}$$

$$m_{\text{PTV}} = 1,2 \text{ g/cm}^3 \times 19,27 \text{ cm}^3$$

$$m_{\text{PTV}} = 19,67 \text{ g}$$

Massa Jaringan sehat

$$m_{\text{sehat}} = m_{\text{total}} - (m_{\text{GTV}} + m_{\text{CTV}})$$

$$m_{sehat} = 32130,40 - (4,99 + 11,67)$$

$$m_{sehat} = 32113,74 \text{ g}$$

$$m_{sehat} = 32,11 \text{ Kg}$$

Perhitungan massa Boron dalam jaringan untuk konsentrasi $150 \mu\text{g/g}$

Massa Boron di GTV

$$m_{bGTV} = m_{GTV} \times \text{konsentrasi Boron} \times \text{presentase}$$

$$m_{bGTV} = 4,99 \text{ g} \times 150 \mu\text{g/g} \times 99,4\%$$

$$m_{bGTV} = 744,57558 \mu\text{g}$$

$$m_{bGTV} = 0,000744576 \text{ g}$$

Massa Boron di CTV

$$m_{bCTV} = m_{CTV} \times \text{konsentrasi Boron} \times \text{presentase}$$

$$m_{bCTV} = g \times 150 \mu\text{g/g} \times 49,86\%$$

$$m_{bCTV} = 872,5659552 \mu\text{g}$$

$$m_{bCTV} = 0,000872566 \text{ g}$$

Massa Boron di PTV

$$m_{bPTV} = m_{PTV} \times \text{konsentrasi Boron} \times \text{presentase}$$

$$m_{bPTV} = g \times 150 \mu\text{g/g} \times 0,45\%$$

$$m_{bPTV} = 13,27971308 \mu\text{g}$$

$$m_{bPTV} = 0,000013280 \text{ g}$$

Massa Boron di Jaringan sehat

$$m_{bsehat} = m_{sehat} \times konsentrasi\ Boron \times presentase$$

$$m_{bsehat} = 32130,40 \times 150\ \mu g/g \times 0,3\ \%$$

$$m_{bsehat} = 14458,67937\ \mu g$$

$$m_{bsehat} = 0,014458679\ g$$

Massa total boron

$$m_{bTotal} = m_{bGTV} + m_{bCTV} + m_{bPTV} + m_{bSehat}$$

$$m_{bTotal} = 0,000744576\ g + 0,000872566\ g + 0,000013280\ g + 0,014458679\ g$$

$$m_{bTotal} = 0,016089101\ g$$

$$m_{bTotal} = 16,089\ mg$$



JURNAL BIMBINGAN SKRIPSI/TESIS/DISERTASI

IDENTITAS MAHASISWA

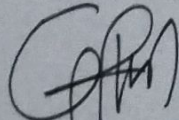
NIM : 210604110002
Nama : RIZKY MU'AMANA
Fakultas : SAINS DAN TEKNOLOGI
Jurusan : FISIKA
Dosen Pembimbing 1 : Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si
Dosen Pembimbing 2 : Dr. ERNA HASTUTI, M.Si
Judul Skripsi/Tesis/Disertasi : ANALISIS DOSIS BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) PADA KANKER PAYUDARA MENGGUNAKAN PHITS V.3.34

IDENTITAS BIMBINGAN

No	Tanggal Bimbingan	Nama Pembimbing	Deskripsi Proses Bimbingan	Tahun Akademik	Status
1	29 Mei 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	mengajukan topik riset MBKM sebagai topik tugas akhir	Genap 2023/2024	Sudah Dikoreksi
2	27 Juni 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	konsultasi draft kepenulisan jurnal	Genap 2024/2025	Sudah Dikoreksi
3	01 Juli 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	revisi pendahuluan terkait novelty dan tinjauan pustaka	Genap 2024/2025	Sudah Dikoreksi
4	16 Juli 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	revisi abstrak, pendahuluan. kemudian hasil penelitian agar penulisan lebih terstruktur, serta pembahasan diperlukan referensi pembandingan untuk memperkuat analisis dan kesimpulan agar lebih jelas dan sesuai dengan pembahasan	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
5	17 Juli 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	merivisi gambar dalam jurnal	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
6	18 Juli 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	persetujuan hasil penelitian dan submit jurnal	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
7	22 Agustus 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	revisi hasil review jurnal, khususnya mengenai perbandingan data dengan hasil terapi BNCT untuk validasi data.	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
8	27 Agustus 2024	Prof. Dr. Drs.MOKHAMMAD TIRONO,M.Si	ACC Revisi jurnal	Ganjil 2024/2025	Sudah Dikoreksi
9	18 Februari 2025	Dr. ERNA HASTUTI, M.Si	Bimbingan Integrasi	Genap 2024/2025	Sudah Dikoreksi
10	21 Februari 2025	Dr. ERNA HASTUTI, M.Si	Bimbingan integrasi	Genap 2024/2025	Sudah Dikoreksi

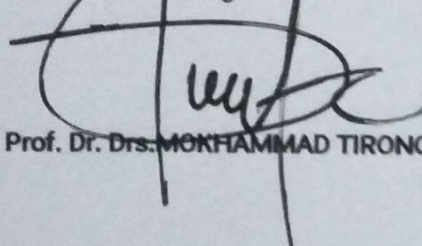
Telah disetujui
Untuk mengajukan ujian Skripsi/Tesis/Desertasi

Dosen Pembimbing 2


Dr. ERNA HASTUTI, M.Si

Malang, 25 Februari 2025

Dosen Pembimbing 1


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

Kajur / Kaprodi,

