

**OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERPY* (BNCT) PADA  
KANKER ESOFAGUS MEGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION*  
*TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS) VER. 3.35**

**SKRIPSI**

Oleh:  
**PUTRI NUR CAHYANI**  
NIM. 220604110017



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

**OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERPY* (BNCT) PADA  
KANKER ESOFAGUS MEGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION  
TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS) VER. 3.35**

**SKRIPSI**

**Diajukan Kepada:  
Fakultas Sains dan Teknologi  
Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang  
Untuk memnuhi salah satu persyaratan dalam memperoleh gelar Sarjana  
Sains (S.Si)**

**Oleh:  
Putri Nur Cahyani  
NIM. 220604110017**

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

**HALAMAN PERSETUJUAN**

**OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERPY* (BNCT) PADA  
KANKER ESOFAGUS MEGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION  
TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS) VER. 3.35**

**SKRIPSI**

Oleh:  
Putri Nur Cahyani  
NIM. 220604110017

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

Dosen Pembimbing I



Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si.  
NIP. 196412 1 199111 1 001

Dosen Pembimbing II



Dr. Umaiatus Syarifah, M.A.  
NIP. 19820925 200901 2 005

Mengetahui,  
Ketua Program Studi



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

## HALAMAN PENGESAHAN



OPTIMASI DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERPY (BNCT)* PADA  
KANKER ESOFAGUS MEGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION*  
*TRANSPORT CODE SYSTEM (PHITS) VER. 3.35*

### SKRIPSI

Oleh:

Putri Nur Cahyani  
NIM. 220604110017

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

Penguji Utama	: <u>Dr. H. Agus Mulyono, M.Kes.</u> NIP. 19750808 199903 1 003	
Ketua Penguji	: <u>Wiwis Sasmitaninghidayah, M.Si.</u> NIP. 19870215 202321 2 031	
Sekretaris Penguji	: <u>Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si.</u> NIP. 19641211 199111 1 001	
Anggota Penguji	: <u>Dr. Umayyatus Syarifah, M.A.</u> NIP. 19820925 200901 2 005	

Mengesahkan,  
Ketua Program Studi



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

## PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Putri Nur Cahyani  
NIM : 220604110017  
Program Studi : Fisika  
Fakultas : Sains dan Teknologi  
Judul Penelitian : Optimasi Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT)  
Pada Kanker Esofagus Menggunakan *Particle And Heavy Ion Transport Code System* (PHITS) Ver. 3.35

Dengan ini saya menyatakan bahwa skripsi ini adalah karya asli saya sendiri dan bebas dari unsur plagiarisme. Seluruh ide, kutipan, maupun data yang bersumber dari karya orang lain telah saya cantumkan secara jelas sesuai dengan kaidah sitasi dan daftar pustaka yang berlaku. Jika di kemudian hari ditemukan bukti adanya penjiplakan dalam karya ini, saya sepenuhnya bersedia menerima sanksi akademik sesuai ketentuan hukum yang ada.

Malang, Maret 2026  
Yang membuat pernyataan



Putri Nur Cahyani  
NIM. 22060410017

## **MOTTO**

“Cukuplah Allah menjadi penolong kami dan Allah adalah sebaik-baik pelindung”

(QS. Ali Imran: 173)

“Bersemangatlah pada hal yang bermanfaat bagimu, mintalah pertolongan Allah dan jangan lemah”

(HR. Muslim)

## **HALAMAN PERSEMBAHAN**

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

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

## KATA PENGANTAR

Segala puji syukur bagi Allah SWT atas limpahan kasih sayang, rahmat, taufiq, dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Optimasi Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Pada Kanker Esofagus Menggunakan Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS) Ver. 3.35” sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana pada program studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang. Shalawat serta salam senantiasa tercurah kepada Nabi Muhammad SAW, beserta keluarga, sahabat, dan seluruh pengikutnya hingga akhir zaman.

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

1. Allah SWT atas segala nikmat yang tak terhitung jumlahnya, yang telah memberikan kemudahan dalam setiap kesulitan dan kelapangan dalam setiap kesempitan, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini dengan baik.
2. Orang tua Bapak T-k dan Ibu S-h penulis 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. Hj. Ilfi Nur Diana, M.Si., selaku rektor Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.

5. Dr. H. Agus Mulyono, S.Pd., M.Kes., selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
6. Farid Samsu Hananto S.Si., M.T., selaku Ketua Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
7. Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si., dan Dr. Umaiyatus Syarifah, MA., selaku pembimbing skripsi.
8. Dr. H. Agus Mulyono, S.Pd., M.Kes., dan Wiwis Sasmitaninghidayah, M.Si., selaku dewan penguji skripsi.
9. Prof. Yohannes Sardjono, APU., Ir. Gede Sutrisna Wijaya, Ir. Isman Mulyadi Triatmoko, Fendinugroho M.Sc., selaku pembimbing MBKM di PRTKMMN BRIN Yogyakarta yang telah memberikan banyak ilmu dan pengalaman selama pelaksanaan MBKM.
10. Seluruh Dosen dan Staff Akademik Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
11. teman-teman fisika 22, khususnya biofis yang telah menemani penulis berproses dari maba.
12. Teman-teman MBKM khususnya kepada A-z, N-a, I-i, A-a, A-a, Z-a, dan S-a yang telah mewarnai hari-hari penelitian selama 6 bulan di Yogyakarta.
13. kepada Z-h yang telah banyak membantu penulis sejak masih mahasiswa baru.
14. Kepada Z-h, N-l, M-u, dan S-a terimakasih sudah berteman dan saling membantu menghadapi tugas-tugas perkuliahan.
15. Kepada N-a yang telah membantu, mendampingi, dan senantiasa menyemangati penulis dalam masa perkuliahan

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN PERSETUJUAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN</b> .....	Error! Bookmark not defined.
<b>PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN</b> .....	<b>iv</b>
<b>MOTTO</b> .....	<b>vi</b>
<b>HALAMAN PERSEMBAHAN</b> .....	<b>vii</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>viii</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>x</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>xii</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>xiii</b>
<b>ABSTRAK</b> .....	<b>xiv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>خلاصة</b> .....	<b>xvii</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan .....	4
1.4 Batasan Masalah .....	5
1.5 Manfaat Penelitian .....	5
1.5.1 Manfaat Ilmiah.....	5
1.5.2 Manfaat Praktis .....	6
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>7</b>
2.1 Kanker Esofagus.....	7
2.2 Radioterapi .....	8
2.2.1 Pencitraan dalam Radioterapi .....	9
2.2.2 Target Volume .....	10
2.2.3 Organ at Risk dan Batasan Dosisnya .....	11
2.3 Boron Neutron Capture Therapy (BNCT).....	12
2.3.1 Agen Pembawa Boron .....	15
2.3.2 Sumber Neutron.....	17
2.3.3 Dosis dalam BNCT .....	20
2.4 PHITS dan <i>Monte Carlo</i> .....	23
2.5 Penelitian Terkait .....	24
<b>BAB III METODE PENELITIAN</b> .....	<b>27</b>
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian .....	27
3.2 Alat dan Bahan .....	27
3.2.1 Perangkat Keras .....	27
3.2.2 Perangkat Lunak .....	27
3.2.3 Bahan Penelitian .....	28
3.2 Variabel Penelitian .....	28
3.3 Rancangan dan Diagram Alir Penelitian .....	30
3.3.1 Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS).....	32
3.3.2 Pemodelan Geometri Kanker.....	35

3.3.3	Pemodelan <i>Beam Shapping Assembly</i> (BSA) .....	37
3.3.4.	Validasi hasil simulasi .....	41
3.4	Teknik Analisis Hasil Penelitian .....	42
<b>BAB IV</b>	<b>HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>47</b>
4.1	Hasil.....	47
4.1.1	Geometri Kanker dan Sumber Neutron .....	48
4.1.2	Laju Dosis Serap .....	53
4.1.3	Laju dosis total.....	54
4.1.4	waktu iradiasi .....	56
4.1.5	Dosis Ekuivalen .....	57
4.2	pembahasan .....	61
4.2.1	geometri kanker dan sumber neutron.....	61
4.2.2	laju dosis serap.....	62
4.2.3	laju dosis total .....	64
4.2.4	Waktu Iradiasi.....	65
4.2.5	dosis ekuivalen.....	66
4.2.6	dosis efektif.....	68
4.3	Tinjauan pengobatan BNCT dalam prespektif Islam .....	69
<b>BAB V</b>	<b>PENUTUP.....</b>	<b>72</b>
5.1	Kesimpulan.....	72
5.2	Saran .....	72
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>		<b>74</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>		<b>80</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Gejala kanker esofagus.....	7
Gambar 2.2 Citra dari CT-Scan, MRI, dan FGD PET .....	9
Gambar 2.3 ilustrasi GTV, CTV, dan PTV .....	11
Gambar 2.4 A. Skema reaksi tangkapan neutron oleh isotop boron-10 ( $^{10}\text{B}$ ) pada terapi BNCT yang menghasilkan partikel alfa ( $^4\text{He}$ ), litium-7 ( $^7\text{Li}$ ), dan sinar gamma ( $\gamma$ ). B. Selektifitas BNCT (Bae et al., 2022). .....	13
Gambar 2.5 Molekul-molekul penyusun BPA dan BSH (Barth et al., 2024).....	16
Gambar 2.6 Skema penggunaan akselerator untuk BNCT (M. Suzuki, 2020).....	17
Gambar 2.7 BSA sebagai neutron generator untuk memoderasi neutron.....	18
Gambar 2.8 Skema teknologi dasar dan bidang aplikasi kode PHITS 3.35 dalam simulasi transportasi partikel dan radiasi. ....	23
Gambar 3.1 Tahapan penelitian .....	30
Gambar 3.2 Algoritma pada PHITS .....	31
Gambar 3.3 Phantom ORNL-UF yang digunakan dalam simulasi (Boham et al.,2020) .....	34
Gambar 3.4 Citra kanker esofagus yang akan direplikasi dalam simulasi.....	36
Gambar 3.5 Diagram alir replikasi geometri kanker dan jaringan.....	37
Gambar 3.6 BSA dan material yang digunakan sebagai penyusunnya.....	38
Gambar 3.7 Diagram alir replikasi dan optimasi BSA .....	40
Gambar 3.8 Diagram alir proses validasi simulasi menggunakan PHITS .....	43
Gambar 3.9 Diagram alir Teknik analisis hasil penelitian .....	42
Gambar 4.1 Replikasi Geometri Kanker Esofagus.....	49
Gambar 4.2 Replikasi Beam Shapping Assembly (BSA).....	50
Gambar 4.3 Replikasi BSA yang telah digabung dengan phantom ORNL.....	51
Gambar 4.4 (A) Arah Anterior-Posterior. (B) Penyinaran BNCT dengan arah Posterior-Anterior.....	52
Gambar 4.5 (A) Simulasi penyinaran kanker esofagus dengan arah Anterior (B) Simulasi penyinaran kanker esofagus dengan arah Posterior.....	53
Gambar 4.6 Grafik fluks neutron termal, epithermal, dan neutron cepat.....	54
Gambar 4.7 Laju dosis pada konsentrasi 140 $\mu\text{g/g}$ .....	55
Gambar 4.8 Grafik dosis total pada arah penyinaran Anterior-Posterior (AP).....	56
Gambar 4.9 Grafik dosis total pada arah penyinaran Posterior- Anterior (PA).....	57
Gambar 4.10 Grafik hubungan konsentrasi boron dengan waktu penyinaran.....	58
Gambar 4.11 Dosis ekuivalen kanker dan organ sehat pada arah penyinaran Anterior.....	60
Gambar 4.12 Dosis ekuivalen kanker dan organ sehat pada arah penyinaran posterior.....	61
Gambar 4.13 Grafik dosis efektif pada konsentrasi boron 140 $\mu\text{g/g}$ .....	62

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Parameter dan nilai rekomendasi IAEA.....	19
Tabel 2.2 Nilai CBE dan RBE .....	21
Tabel 2.3 Nilai factor bobot masing-masing jaringan.....	22
Tabel 2.4 Hasil penelitian terdahulu mengenai kanker esofagus, BNCT, dan PHITS .....	24
Tabel 3.1 Spesifikasi perangkat keras .....	27
Tabel 3.2 Perangkat lunak penelitian .....	27
Tabel 3.3 Bahan dalam penelitian .....	28
Tabel 3.4 Bagian input dalam PHITS .....	32
Tabel 3.5 Komponen material dalam BSA .....	38
Tabel 3.6 Tabel untuk hasil optimasi BSA .....	40
Tabel 4.1 Hasil Optimasi Beam Shapping Assembly (BSA).....	51
Tabel 4.2 Data Perhitungan Waktu Iradiasi.....	58
Tabel 4.3 Nilai dosis ekuivalen pada arah penyinaran Anterior.....	59
Tabel 4.4 Nilai dosis ekuivalen pada arah penyinaran Posterior.....	60
Tabel 4.5 Batas dosis toleransi masing-masing organ.....	68

## ABSTRAK

Putri Nur Cahyani.2026. **Optimasi Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Esofagus Menggunakan *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS) Ver. 3.35**. Skripsi. Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.  
Pembimbing: (1) Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si. (2) Dr. Umairatus Syarifah M.A

---

---

**Kata Kunci:** BNCT, PHITS, Dosis, Kanker Esofagus, Arah Radiasi.

Kanker esofagus adalah jenis kanker yang memiliki angka kejadian dan kematian yang tinggi secara global. Terapi Tangkap Neutron Boron (BNCT) adalah metode terapi radiasi yang menjanjikan dalam pengobatan kanker esofagus karena kemampuannya untuk memberikan dosis tinggi secara selektif ke jaringan tumor dengan dampak minimal pada jaringan sehat di sekitarnya. Studi ini bertujuan untuk mengoptimalkan distribusi dosis BNCT, mengevaluasi waktu iradiasi, dan menentukan arah iradiasi yang paling efektif pada kanker esofagus. Simulasi dalam studi ini dilakukan menggunakan Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.35 untuk memodelkan geometri kanker esofagus, organ di sekitarnya, dan sumber radiasi yang digunakan. Phantom yang digunakan mewakili pria dewasa ORNL dengan tumor seluas 36,79 cm<sup>2</sup>. Sumber neutron berasal dari akselerator dengan berkas proton 30 MeV. Konsentrasi boron yang dianalisis dalam jaringan kanker adalah 110, 125, dan 140 µg/g. Penyinaran dari arah posterior (PA) dengan konsentrasi boron 140 µg/g menunjukkan hasil terapi BNCT yang paling optimal, dengan waktu penyinaran 15,78 menit. Teknik ini mampu memberikan dosis efektif pada jaringan kanker tanpa melebihi batas toleransi organ sehat di sekitarnya, sehingga aman digunakan.

## ABSTRACT

Putri Nur Cahyani.2026. **Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Dose Optimization for Esophageal Cancer Using Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS) Ver. 3.35**. Undergraduate Thesis. Departement of Physics, Faculty of Sains and Technology, Maulana Malik Ibrahim State Islamic University, Malang.  
Supervisor: (1) Prof. Dr. Drs. H. Mokhammad Tirono, M.Si. (2) Dr. Umayatus Syarifah M.A

---

---

**Keywords:** BNCT, PHITS, Dosimetry, Esophageal Cancer, Radiation Direction.

Esophageal cancer is a type of cancer with a high incidence and mortality rate globally. Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) is a promising radiation therapy method in the treatment of esophageal cancer due to its ability to deliver high doses by reflecting radiation to tumor tissue with minimal impact on surrounding healthy tissue. This study aims to optimize the BNCT dose distribution, time irradiation, and determine the most effective irradiation direction in esophageal cancer. Simulations in this study were performed using the Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.35 to model the geometry of the esophageal cancer, surrounding organs, and the radiation source used. The phantom used represents an adult male ORNL with a tumor area of 36.79 cm<sup>2</sup>. The neutron source came from an accelerator with a 30 MeV proton beam. The described boron concentrations in the cancer tissue were 110, 125, and 140 µg/g. Posterior (PA) irradiation with a boron concentration of 140 µg/g demonstrated the most optimal BNCT therapy results, with a irradiation time of 15.78 minutes. This technique is able to deliver an effective dose to cancerous tissue without exceeding the tolerance limits of surrounding healthy organs, making it safe to use.

## مستخلص البحث

فوتري نور جهياني. 2026. تحسين جرعة علاج الالتقاط النيوتروني للبورون (BNCT) في سرطان المريء باستخدام نظام الشفريات لنقل الجسيمات وأيونات الثقيلة (PHITS) الإصدار 35،3. بحث جامعي. قسم الفيزياء، كلية العلوم والتكنولوجيا، جامعة مولانا مالك إبراهيم الإسلامية الحكومية مالانج. المشرف: (1) الأستاذ الدكتور محمد تيرونو، الماجستير. (2) الدكتورة أمية الشريفة، الماجستير.

---

---

الكلمة الرئيسية: BNCT، PHITS، الجرعة، سرطان المريء، اتجاه الإشعاع.

سرطان المريء هو نوع من السرطان الذي يمتاز بمعدل حدوث ووفيات مرتفعين على الصعيد العالمي. العلاج بالالتقاط النيوترونات بالبورون (BNCT) هو طريقة علاج إشعاعي واعدة في علاج سرطان المريء بسبب قدرته على تقديم جرعة عالية بشكل انتقائي إلى أنسجة الورم مع تأثير قليل على الأنسجة السليمة المحيطة. تهدف هذه الدراسة إلى تحسين توزيع جرعة BNCT، وتقييم وقت الإشعاع، وتحديد اتجاه الإشعاع الأكثر فعالية في سرطان المريء. تم إجراء المحاكاة في هذه الدراسة باستخدام نظام شيفرة نقل الجسيمات وأيونات الثقيلة (PHITS) الإصدار 35،3 لنمذجة هندسة سرطان المريء، والأعضاء المحيطة به، ومصدر الإشعاع المستخدم. النموذج الافتراضي المستخدم يمثل رجل بالغ من ORNL مع ورم مساحته 36، 79 سم<sup>2</sup>. كان مصدر النيوترونات من مسرع يتضمن حزمة بروتونات بقدرة 30 ميغا إلكترون فولت. تراكيز البورون التي تم تحليلها في أنسجة السرطان هي 110، 125، و140 ميكروغرام/غرام. الإشعاع من الاتجاه الخلفي (PA) مع تركيز بورون 140 ميكروغرام/غرام أظهر أفضل النتائج لعلاج BNCT، مع وقت إشعاع قدره 15.78 دقيقة. هذه التقنية قادرة على إعطاء جرعة فعالة لأنسجة السرطان دون تجاوز حدود تحمل الأعضاء السليمة المحيطة، مما يجعل استخدامها آمناً.

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Kanker merupakan salah satu masalah kesehatan utama di dunia, dengan jumlah kasus baru mencapai 20 juta dan menyebabkan 9,7 juta kematian pada tahun 2020 (Sung et al., 2021). Salah satu jenis kanker yang banyak dijumpai adalah kanker esofagus, yang menempati urutan ke-11 dalam hal frekuensi kejadian dan berada pada peringkat ke-7 sebagai penyebab kematian akibat kanker di dunia. Secara global, diperkirakan terdapat 511.054 kasus baru kanker esofagus dengan 445.391 kematian pada tahun 2022 (Teng et al., 2024).

Beberapa faktor risiko utama yang berkontribusi terhadap terjadinya kanker esofagus antara lain konsumsi alkohol dan kebiasaan merokok (Park et al., 2024). Di Indonesia sendiri, prevalensi perokok harian pada laki-laki mencapai 54,4%, yang secara signifikan meningkatkan risiko terjadinya kanker paru-paru dan kanker esofagus (Sung et al., 2021). Kondisi ini menegaskan bahwa kanker esofagus bukan hanya menjadi masalah kesehatan global, tetapi juga menjadi isu serius bagi masyarakat Indonesia baik dalam hal pencegahan maupun pengobatan.

Pengobatan konvensional pada kanker esofagus meliputi operasi, kemoterapi, dan radioterapi, serta terapi gabungan. Terapi konvensional untuk kanker esofagus memiliki sejumlah keterbatasan seperti operasi yang bersifat invasif dan berisiko tinggi, terutama pada pasien lanjut usia atau dengan kondisi medis penyerta, serta tidak selalu efektif pada kasus metastasis. Kemoterapi, meski dapat menyerang sel kanker secara sistemik, juga merusak jaringan sehat sehingga menimbulkan efek samping seperti mual, gangguan fungsi organ dan munculnya

resistensi obat. Di sisi lain, radioterapi dapat merusak organ kritis di sekitar esofagus, seperti paru-paru dan jantung, serta dosisnya sering terbatas karena sensitivitas jaringan sehat, sementara beberapa sel kanker tetap menunjukkan resistensi terhadap radiasi. Kondisi-kondisi ini menuntut pengembangan strategi pengobatan yang lebih selektif dan aman.

Salah satu pendekatan terapi radiasi generasi terbaru yang berkembang adalah Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), yang dinilai mampu membunuh sel kanker dengan lebih efektif dibandingkan dengan terapi radiasi konvensional, seperti sinar-X maupun Proton Beam Therapy (S. Suzuki et al., 2025). BNCT bekerja dengan cara memberikan terapi yang selektif terhadap sel kanker dengan hanya membunuh sel kanker tanpa merusak jaringan sehat disekitarnya. (Matsumoto et al., 2021).

Mekanisme utama BNCT didasarkan pada reaksi nuklir  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ , yaitu ketika isotop stabil  $^{10}\text{B}$  berinteraksi dengan neutron termal (Conte et al., 2024), sehingga menghasilkan partikel alfa ( $^4\text{He}$ ) dan inti litium-7 ( $^7\text{Li}$ ) (Yuan et al., 2019). Kedua partikel ini memiliki linear energy transfer (LET) yang tinggi, sehingga energi yang dilepaskan akan menyebabkan kerusakan yang bersifat lokal dan hanya terbatas pada sel yang mengandung boron, yakni sel kanker, tanpa banyak merusak jaringan sehat di sekitarnya (Monti Hughes & Hu, 2023). Dengan demikian, tingkat keberhasilan BNCT sangat bergantung pada dua faktor utama, yaitu sejauh mana senyawa boron dapat terakumulasi secara selektif di sel kanker, serta kualitas sumber neutron yang digunakan (Matsumoto et al., 2021). Saat ini, sumber neutron yang banyak dikembangkan dalam aplikasi BNCT adalah *Compact Accelerator-Based Neutron Sources* (CANS), karena dinilai lebih efektif, praktis, dan aman

dibandingkan dengan penggunaan reaktor nuklir konvensional (Shuai et al., 2025). Penelitian ini dilakukan berbasis simulasi menggunakan PHITS (Particle and Heavy Ion Transport Code System).

PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System) adalah perangkat lunak Monte Carlo yang digunakan untuk mensimulasikan transportasi berbagai partikel seperti neutron, proton, ion berat, foton, dan elektron, dengan akurasi tinggi dalam memodelkan distribusi dosis dan interaksi partikel hingga tingkat subseuler. Keunggulan ini menjadikan PHITS sangat berguna untuk perencanaan BNCT. PHITS mampu memprediksi distribusi neutron dan gamma dengan baik untuk evaluasi dosis organ sehat di luar area penyinaran (Kakino et al., 2024). PHITS juga dapat dimanfaatkan untuk meningkatkan kolimasi berkas neutron BNCT, membuktikan kemampuannya meminimalkan paparan jaringan sehat .

Berbagai penelitian sebelumnya juga menjadi rujukan penting untuk penelitian ini. Valeria Conte melakukan studi mikrodosimetri pada terapi kanker dengan konsentrasi boron 10–100  $\mu\text{g/g}$ , di mana dosis paling efektif diperoleh pada 100  $\mu\text{g/g}$  (Conte et al., 2024). Xin Wang et al. mengevaluasi terapi kanker esofagus menggunakan *Proton Beam Therapy* (PBT) dan *Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)* (Xin Wang et al., 2024). Selain itu, Ryo Kakino membuktikan bahwa PHITS telah tervalidasi untuk simulasi BNCT serta mampu memodelkan distribusi neutron dan gamma dengan baik (Kakino et al., 2024). Hasil-hasil penelitian tersebut menegaskan bahwa baik konsentrasi boron maupun pemodelan distribusi radiasi merupakan faktor penting dalam meningkatkan efektivitas BNCT.

Meskipun demikian, hingga saat ini belum terdapat penelitian yang secara khusus mengkaji dosis dan arah radiasi BNCT untuk kanker esofagus, padahal

kedua faktor ini sangat krusial dalam implementasi BNCT. Penelitian ini dilakukan bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh arah radiasi terhadap distribusi dosis pada jaringan kanker dan jaringan sehat, dengan arah radiasi AP (Anterior–Posterior) untuk memaksimalkan penyinaran pada sel kanker sekaligus meminimalkan paparan organ sehat. Penelitian ini juga menguji tiga variasi konsentrasi boron, yaitu 110  $\mu\text{g/g}$ , 125  $\mu\text{g/g}$ , dan 140  $\mu\text{g/g}$ .

### **1.2 Rumusan Masalah**

1. Bagaimana pengaruh konsentrasi boron terhadap durasi waktu iradiasi kanker esofagus?
2. Bagaimana pengaruh arah penyinaran terhadap efektivitas pembunuhan sel kanker dan perlindungan jaringan sehat dalam terapi BNCT untuk kanker esofagus?
3. Berapa konsentrasi boron paling optimal yang memberikan dosis optimal pada kanker dengan paparan minimal pada jaringan sehat dalam terapi BNCT pada kanker esofagus?

### **1.3 Tujuan**

1. Untuk mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap durasi waktu iradiasi kanker esofagus.
2. Untuk mengetahui pengaruh arah penyinaran terhadap efektivitas pembunuhan sel kanker dan perlindungan jaringan sehat dalam terapi BNCT untuk kanker esofagus .
3. Untuk mengetahui konsentrasi boron paling optimal yang memberikan dosis optimal pada kanker dengan paparan minimal pada jaringan sehat dalam terapi BNCT pada kanker esofagus.

## 1.4 Batasan Masalah

1. Penelitian ini hanya menggunakan simulasi PHITS versi 3.35 untuk memodelkan distribusi dosis BNCT pada kanker esofagus.
2. Histologi kanker esofagus dengan diagnosis T3N1M0 dengan *Gross Tumor Volume* (GTV) sebesar 36.79 cm<sup>3</sup>, *Clinical Target Volume* (CTV) sebesar 139.53 cm<sup>3</sup>, and *Primary Tumor Volume* (PTV) dengan margin 0.5 cm dari CTV.
3. Sumber neutron yang digunakan untuk penelitian ini memiliki energi sebesar 30 MeV berasal dari akselerator berbasis siklotron yang telah dioptimalkan oleh I Made Ardana dan Yohannes Sardjono.
4. Pemodelan phantom manusia yang digunakan yaitu model pria dewasa yang bersumber dari *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL).
5. Penelitian ini menggunakan komposisi material organ sehat mengikuti panduan dari *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) 145.
6. Penelitian ini hanya mengevaluasi arah penyinaran AP (Anterior-Posterior) dan PA (Posterior-Anterior).
7. Penelitian ini hanya berfokus pada tiga konsentrasi boron yaitu 110, 125 dan 140 µg/g.
8. Penelitian ini hanya menggunakan riwayat partikel sebesar  $1.0 \times 10^8$  dengan rentang eror 4%-50%.

## 1.5 Manfaat Penelitian

### 1.5.1 Manfaat Ilmiah

1. Memperluas pemahaman mengenai pengaruh variasi konsentrasi boron dan arah penyinaran terhadap efektivitas terapi BNCT pada kanker esofagus.

2. Menyediakan data yang dapat dijadikan dasar dalam perancangan protokol iradiasi yang lebih tepat dan aman.

### **1.5.2 Manfaat Praktis**

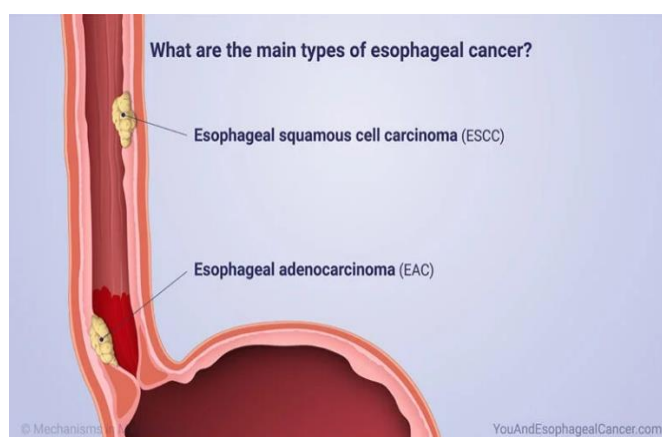
3. Membantu tenaga medis dalam menentukan strategi BNCT yang optimal, sehingga dosis radiasi pada tumor maksimal dan paparan terhadap jaringan sehat dapat diminimalkan.
4. Menjadi landasan awal dalam pengembangan protokol klinis BNCT untuk pasien kanker esofagus.

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Kanker Esofagus

Esofagus adalah saluran pencernaan berbentuk tabung otot yang menghubungkan faring dengan lambung, berfungsi untuk mengalirkan makanan melalui proses peristaltik (Durkin & De Coppi, 2022). Kanker esofagus merupakan pertumbuhan abnormal dari sel-sel pada jaringan esofagus yang berkembang secara tidak terkendali sehingga membentuk tumor ganas (Disiena et al., 2021). Penyebab pasti kanker esofagus belum diketahui secara jelas, tetapi terdapat berbagai faktor risiko yang dapat meningkatkan kemungkinan terjadinya kanker ini. Faktor risiko utama meliputi konsumsi tembakau, alkohol, pola makan rendah buah dan sayur, obesitas, *refluks gastroesofagus*, *barrett's esophagus*, serta faktor genetik tertentu (Huang et al., 2021). Kanker esofagus merupakan salah satu kanker dengan angka mortalitas tinggi, dengan tingkat kelangsungan hidup lima tahun yang rendah, hanya berkisar 15–25% (Sheikh et al., 2023).



Gambar 2.1 Kanker esofagus tipe ESCC dan EAC

Berdasarkan hasil pengamatan histopatologi pada gambar 2.1, terdapat dua tipe utama kanker esofagus, salah satunya adalah karsinoma sel skuamosa

(*Squamous Cell Carcinoma*, SCC) yang umumnya terjadi pada bagian tengah esofagus, dan adenokarsinoma (*Adenocarcinoma*, AC) yang lebih sering ditemukan pada bagian distal dekat dengan lambung (Sung et al., 2021). SCC umumnya berhubungan dengan kebiasaan merokok dan konsumsi alkohol, sedangkan AC lebih sering dikaitkan dengan obesitas dan *gastroesophageal reflux disease* (GERD) (Sung et al., 2021).

Gejala kanker esofagus biasanya muncul ketika penyakit sudah memasuki stadium lanjut. Gejala utama yang sering dilaporkan adalah disfagia atau kesulitan menelan, terutama makanan padat yang kemudian dapat berkembang menjadi kesulitan menelan cairan (Zhang et al. 2022) . Gejala lain yang menyertai yaitu penurunan berat badan yang drastis, nyeri dada atau rasa terbakar di dada, suara serak, batuk kronis, serta muntah darah. Pada stadium lanjut, kanker esofagus juga dapat bermetastasis ke organ lain seperti paru-paru, hati, dan tulang, sehingga menimbulkan gejala tambahan berupa sesak napas, pembengkakan kelenjar getah bening, hingga nyeri tulang (Cao et al., 2023).

## **2.2 Radioterapi**

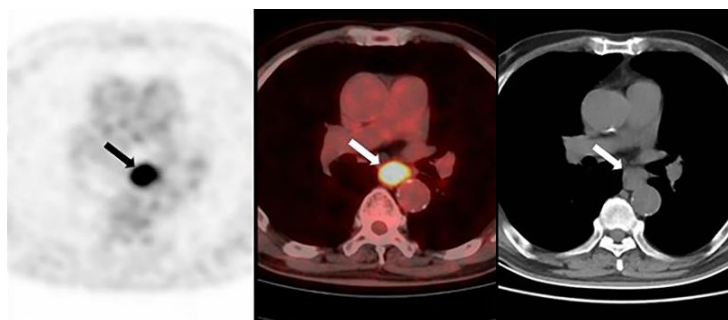
Radioterapi merupakan salah satu modalitas utama dalam pengobatan kanker yang menggunakan radiasi pengion untuk merusak DNA sel kanker sehingga menghambat pertumbuhan dan menyebabkan kematian sel. Mekanisme kerja radioterapi dapat terjadi secara langsung melalui kerusakan rantai ganda DNA maupun secara tidak langsung melalui pembentukan radikal bebas akibat ionisasi molekul air dalam sel (Havránková, 2020). Prinsip dari pengobatan berbasis radiasi yaitu dengan memberikan dosis radiasi setinggi dan sebesar mungkin pada target tumor dengan tetap membatasi paparan pada jaringan sehat di sekitarnya, sehingga

efek terapi dapat dicapai secara maksimal dengan risiko minimal (Webster et al., 2025).

Dalam praktik klinis, radioterapi diberikan dengan sistem fraksinasi, yaitu membagi total dosis radiasi ke dalam beberapa sesi dengan dosis lebih kecil. Fraksinasi bertujuan meningkatkan kerusakan kumulatif pada sel kanker yang lebih radiosensitif, sekaligus memberi waktu perbaikan bagi jaringan sehat (Ferro-Flores et al., 2025). Perkembangan teknologi radioterapi modern seperti *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT), *Proton Beam Therapy* (PBT) dan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) memungkinkan distribusi dosis yang lebih presisi pada target volume, sehingga menurunkan toksisitas pada organ risiko dibandingkan radioterapi konvensional (Matsumoto et al., 2021)

### 2.2.1 Pencitraan dalam Radioterapi

Pencitraan medis merupakan komponen penting dalam perencanaan dan pelaksanaan radioterapi karena memungkinkan identifikasi yang tepat terhadap lokasi, ukuran, dan bentuk tumor, serta hubungannya dengan organ risiko di sekitarnya (Hussain et al., 2022). Modalitas pencitraan seperti *computed tomography* (CT), *magnetic resonance imaging* (MRI), dan *positron emission tomography* (PET) memberikan informasi anatomi maupun fungsional yang diperlukan untuk delineasi target volume (Batumalai et al., 2020).

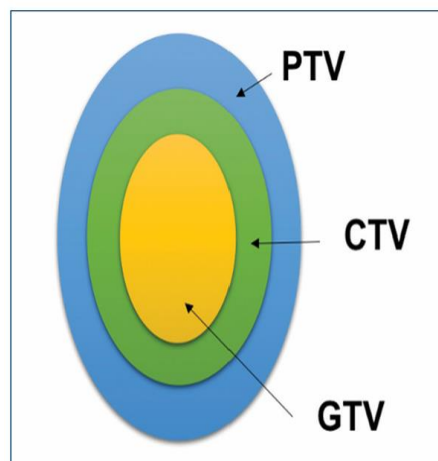


Gambar 2.2 Citra dari CT-Scan, MRI, dan FGD PET

Gambar 2.2 menampilkan citra hasil pemeriksaan CT-Scan, MRI, dan FDG-PET pada kasus kanker esofagus (F. Wang et al., 2022). *Computed Tomography* (CT) bekerja dengan memanfaatkan sinar-X yang dipancarkan dari berbagai sudut mengelilingi tubuh pasien, kemudian ditangkap oleh detektor dan diproses komputer menjadi gambar potongan melintang. Setiap jaringan memiliki koefisien atenuasi berbeda terhadap sinar-X, sehingga menghasilkan gambaran densitas yang dapat digunakan untuk perencanaan dosis radiasi pada radioterapi (F. A. Bolowia, 2025). Sementara itu, *Positron Emission Tomography* dengan *tracer Fluorodeoxyglucose* (FDG-PET) didasarkan pada prinsip metabolisme glukosa. FDG, analog glukosa berlabel radioaktif dengan isotop Fluor-18, akan terakumulasi lebih tinggi pada sel kanker karena aktivitas metabolik yang meningkat. Peluruhan positron dari Fluor-18 akan menghasilkan sinyal gamma yang ditangkap detektor PET dan dipetakan sebagai area dengan aktivitas metabolik tinggi, sehingga membantu dalam identifikasi *Gross Tumor Volume* (GTV) secara lebih akurat (Fan et al., 2021).

### **2.2.2 Target Volume**

Dalam perencanaan radioterapi, penentuan target volume merupakan aspek penting untuk menjamin radiasi mencapai area tumor secara efektif dengan tetap meminimalkan dosis pada jaringan sehat. *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) mengklasifikasikan target volume menjadi tiga tingkatan utama, yaitu *Gross Tumor Volume* (GTV), *Clinical Target Volume* (CTV), dan *Planning Target Volume* (PTV). Berikut ini merupakan ilustrasi GTV, CTV, dan PTV (Escobar-Peralta et al., 2022).



Gambar 2.3 ilustrasi GTV, CTV, dan PTV

Berdasarkan gambar 2.3 dapat diketahui bahwa GTV (berwarna kuning) merepresentasikan volume tumor yang terdeteksi melalui teknik pencitraan seperti CT-scan, MRI, atau PET, serta hasil pemeriksaan klinis. CTV (berwarna hijau) mencakup area beserta jaringan di sekitarnya yang berpotensi mengandung sel kanker mikroskopis. Sementara itu, PTV (berwarna biru) merupakan perluasan dari CTV yang mempertimbangkan berbagai faktor, seperti variasi posisi pasien, pergerakan organ, dan ketidakpastian yang mungkin terjadi selama proses terapi (ICRU Report 83, 2010).

### 2.2.3 Organ at Risk dan Batasan Dosisnya

Organ yang berisiko terkena kanker esofagus adalah jantung dan paru-paru (Lee et al., 2021). Setiap organ tubuh memiliki batas toleransi radiasi yang berbeda untuk mencegah kerusakan jaringan sehat selama proses radioterapi. Pada kasus kanker esofagus, organ kritis yang berdekatan dengan target penyinaran harus diperhatikan secara cermat agar tidak menerima dosis berlebih. Sebagai contoh, esofagus memiliki batas toleransi sekitar 15,4 Gy, melebihi nilai tersebut berpotensi menimbulkan esofagitis radiasi yang dapat memperburuk kondisi pasien (Yu et al., 2017).

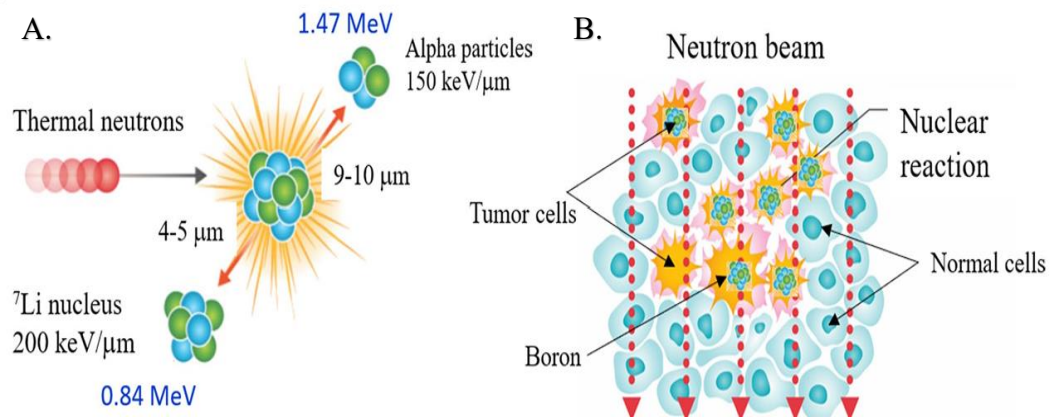
Selain esofagus, organ vital lain di rongga dada seperti paru-paru dan jantung juga sangat sensitif terhadap paparan radiasi. Paru-paru hanya dapat mentoleransi dosis kurang dari 7,5 Gy, dan jika dosis ini terlampaui, risiko timbulnya radiasi pneumonitis meningkat secara signifikan (Yu et al., 2017). Pada jantung, batas toleransinya bahkan lebih rendah, yaitu sekitar 2 Gy. Paparan melebihi dosis tersebut berhubungan dengan berbagai komplikasi serius, termasuk penyakit arteri koroner, perikarditis, penyakit katup jantung, hingga aritmia (Holt et al., 2024).

Organ lain yang juga menjadi perhatian dalam radioterapi esofagus adalah kulit, tulang rusuk, dan tulang belakang. Kulit memiliki batas dosis maksimum sekitar 2 Gy jika terlampaui, pasien berisiko mengalami cedera radiasi akut berupa eritema, vesikel, rasa nyeri, gatal, hingga kerontokan rambut sementara yang dapat berlangsung hingga sembilan minggu (Jaschke et al., 2017). Sementara itu, tulang rusuk dan tulang belakang memiliki batas toleransi sekitar 14 Gy, dan dosis yang berlebihan dapat menyebabkan toksisitas tulang, termasuk risiko fraktur dan gangguan sumsum tulang (Yu et al., 2017). Oleh karena itu, pemahaman mengenai batas toleransi organ sangat penting dalam perencanaan terapi untuk mencapai keseimbangan antara efektivitas pengobatan dan keselamatan pasien.

### **2.3 Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)**

*Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) adalah bentuk terapi radiasi yang bersifat *cell-targeting* karena memanfaatkan reaksi inti dari isotop boron-10 ( $^{10}\text{B}$ ). Ketika boron-10 yang stabil menangkap neutron termal, terjadi reaksi  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  yang menghasilkan partikel alfa ( $^4\text{He}$ ) dan inti litium-7 ( $^7\text{Li}$ ) (Matsumoto et al., 2021). Kedua partikel ini memiliki *Linear Energy Transfer* (LET) yang sangat

tinggi, sehingga lintasannya hanya beberapa mikrometer, sebanding dengan ukuran sel. Hal ini memungkinkan BNCT untuk menghancurkan sel kanker secara selektif tanpa banyak merusak jaringan sehat di sekitarnya (Conte et al., 2024).



Gambar 2.4 A. Skema reaksi tangkapan neutron oleh isotop boron-10 ( ${}^{10}\text{B}$ ) pada terapi BNCT yang menghasilkan partikel alfa ( ${}^4\text{He}$ ), litium-7 ( ${}^7\text{Li}$ ), dan sinar gamma ( $\gamma$ ). B. Selektifitas BNCT (Bae et al., 2022).

Gambar 2.4 (A) terlihat bahwa ketika atom boron-10 ditembak dengan neutron termal, akan terjadi reaksi yang menghasilkan partikel alfa (He) dengan energi kinetik sekitar 150 keV/ $\mu\text{m}$  dan partikel litium (Li) dengan energi kinetik sekitar 200 keV/ $\mu\text{m}$ . Kedua partikel ini memiliki jangkauan sangat pendek, yaitu sekitar 4–10  $\mu\text{m}$ . Sementara itu, Gambar 2.4 (B) menunjukkan bahwa boron terakumulasi secara selektif di dalam sel kanker, sehingga ketika reaksi BNCT berlangsung, hanya sel kanker yang akan mengalami kerusakan, sedangkan jaringan sehat di sekitarnya tetap terlindungi.

Konsep utama BNCT terletak pada kemampuannya menghasilkan kerusakan DNA secara lokal dan fatal di dalam sel yang telah menyerap boron, sementara sel normal relatif terlindungi (Yuan et al., 2019). Dengan mekanisme ini, BNCT menawarkan pendekatan terapi yang berbeda dari radioterapi konvensional yang biasanya mengenai jaringan sehat di sekitar tumor (Monti Hughes & Hu,

2023). Oleh karena itu, BNCT dianggap sebagai salah satu bentuk *targeted radiotherapy* yang memiliki potensial untuk mengatasi berbagai jenis kanker, termasuk kanker esofagus, yang sulit ditangani dengan metode terapi konvensional.

Terapi kanker modern seperti *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) merupakan wujud usaha manusia dalam menyelamatkan nyawa melalui ilmu pengetahuan dan teknologi medis. Pendekatan ini selaras dengan QS. Yunus: 57 yang berbunyi

يَا أَيُّهَا النَّاسُ قَدْ جَاءَتْكُمْ مَوْعِظَةٌ مِّن رَّبِّكُمْ وَشِفَاءٌ لِّمَا فِي الصُّدُورِ وَهُدًى وَرَحْمَةٌ لِّلْمُؤْمِنِينَ

“*Hai manusia, sesungguhnya telah datang kepadamu pelajaran dari Tuhanmu dan penyembuh bagi penyakit-penyakit (yang ada) dalam dada, dan petunjuk serta rahmat bagi orang-orang yang beriman.*”

Sebagaimana dijelaskan dalam Zubdatut Tafsir Min Fathil Qadir / Syaikh

Dr. Muhammad Sulaiman Al Asyqar, menegaskan bahwa “*وَشِفَاءٌ لِّمَا فِي الصُّدُورِ*”

merujuk pada penyembuhan penyakit-penyakit batin berupa keraguan, kebingungan, dan penyimpangan akidah. Penyakit-penyakit ini bersifat non-fisik, namun memiliki dampak nyata terhadap kondisi psikologis manusia.

Dalam konteks penelitian kesehatan modern, kondisi batin seperti keraguan, kecemasan, dan kebingungan termasuk dalam faktor psikologis yang terbukti dapat berpengaruh terhadap kesehatan jasmani. Ilmu kedokteran dan psikologi juga menjelaskan bahwa gangguan psikis dapat memicu atau memperburuk penyakit fisik melalui mekanisme stres, ketidakseimbangan hormon, dan penurunan sistem imun (Haykin & Rolls, 2021). Pengobatan modern saat ini di kembangkan dengan sebaik mungkin. Dengan demikian, penyembuhan “penyakit dalam dada”

sebagaimana disebutkan dalam ayat ini dapat dipahami sebagai fondasi kesehatan mental yang mendukung proses penyembuhan medis.

Tafsir tersebut juga menyatakan bahwa Al-Qur'an berfungsi sebagai *مَوْعِظَةً* (pelajaran) dan *وَهُدًى* (petunjuk), yakni memberi bimbingan intelektual dan moral bagi manusia. Hal ini selaras dengan pendekatan ilmiah dalam kesehatan yang menekankan pentingnya pemahaman, kesadaran, dan rasionalitas dalam menjaga kesehatan. Al-Qur'an dalam hal ini tidak diposisikan sebagai pengganti ilmu medis, melainkan sebagai sumber nilai yang menguatkan akal, mengarahkan pola pikir, dan menenangkan kondisi batin, sehingga manusia terdorong untuk menempuh jalan ilmiah dalam penyembuhan.

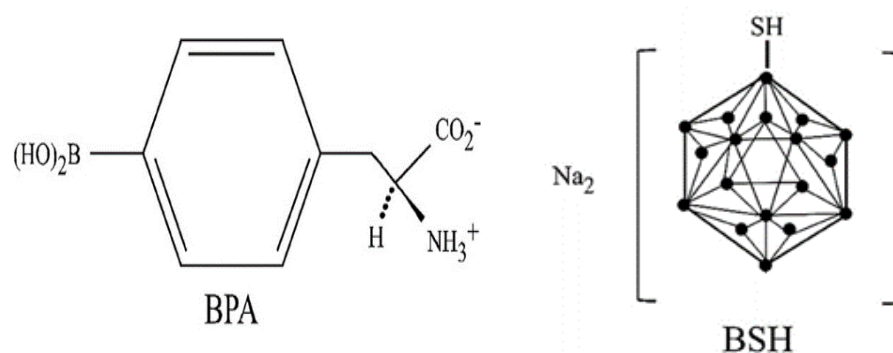
Sementara itu, makna *“وَرَحْمَةً”* dalam ayat ini dapat dikaitkan dengan hasil akhir dari proses kesehatan yang holistik. Ketika manusia menggabungkan petunjuk Al-Qur'an dengan pemanfaatan ilmu pengetahuan, maka tercipta kehidupan yang lebih seimbang, baik secara fisik maupun psikis. Rahmat Allah terwujud melalui tercapainya kesehatan, ketenangan, dan kualitas hidup yang lebih baik.

Dengan demikian, tafsir QS. Yunus:57 mendukung paradigma kesehatan berbasis ilmu dan nilai spiritual, di mana Al-Qur'an berperan sebagai penyembuh batin dan pengarah akal, sedangkan ilmu pengetahuan menjadi sarana praktis dalam upaya penyembuhan penyakit.

### **2.3.1 Agen Pembawa Boron**

Dalam BNCT keberhasilan terapi sangat bergantung pada kemampuan boron untuk terakumulasi secara selektif di dalam sel kanker. Akumulasi boron

dalam terapi BNCT sangat bergantung pada agen pembawa boron, seperti *4-Borono-L-Phenylalanine* (BPA) dan *Sodium Borocaptate* (BSH) (Zhang et al., 2023). BSH memasuki sel tumor melalui difusi pasif melintasi membran plasma, sehingga distribusinya di dalam jaringan tumor relatif merata. Namun, BSH tidak mampu menembus *Blood-Brain Barrier* (BBB) yang utuh, sehingga penggunaannya terbatas pada tumor di luar sistem saraf pusat (Fukuda, 2021b). Di sisi lain, BPA dapat diserap oleh berbagai jenis sel kanker karena aktivitas transportasi asam amino pada sel tersebut, dan cenderung bertahan lebih lama di sel melanoma dibandingkan dengan jenis kanker lainnya (Fukuda, 2021).



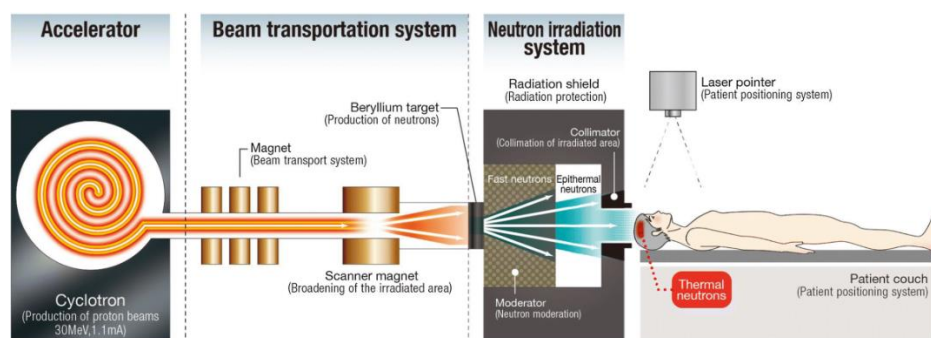
Gambar 2.5 Molekul-molekul penyusun BPA dan BSH (Barth et al., 2024).

Gambar 2.5 memperlihatkan bahwa BPA (*Boronophenylalanine*) tersusun dari molekul turunan asam amino fenilalanin yang mengandung atom boron (B) pada cincin aromatikinya, dengan rumus kimia C<sub>9</sub>H<sub>12</sub>BNO<sub>4</sub>. Struktur ini membuat BPA bersifat lipofilik, sehingga mampu menembus membran sel dan terakumulasi di dalam sel kanker melalui sistem transport asam amino. Sementara itu, BSH (*Sodium Borocaptate*) memiliki struktur kluster dodekaboran (B<sub>12</sub>) dengan gugus tiol (-SH) dan rumus kimia Na<sub>2</sub>B<sub>12</sub>H<sub>11</sub>SH, yang menjadikannya *hidrofilik* dan cenderung berakumulasi secara pasif di ruang ekstraseluler tumor.

Setelah terakumulasi di dalam sel kanker, boron akan bereaksi dengan neutron yang diarahkan ke tumor, menghasilkan partikel alfa ( $^4\text{He}$ ) dan inti litium-7 ( $^7\text{Li}$ ) yang bersifat letal bagi sel kanker. Reaksi ini memungkinkan BNCT memberikan efek destruktif yang selektif pada sel kanker sambil meminimalkan kerusakan pada jaringan sehat di sekitarnya (Dymova et al., 2020).

### 2.3.2 Sumber Neutron

Dalam terapi BNCT, neutron berperan penting sebagai pemicu reaksi nuklir yang menghasilkan partikel bermuatan berenergi tinggi untuk menghancurkan sel kanker. Terdapat dua jenis sumber neutron yang umum digunakan dalam proses iradiasi, yaitu sumber neutron berbasis reaktor dan berbasis akselerator. Di antara keduanya, sumber neutron akselerator dinilai lebih efisien dan praktis untuk penerapan klinis karena lebih aman, mudah dikendalikan, serta dapat dioperasikan di lingkungan rumah sakit (Green et al., 2025).

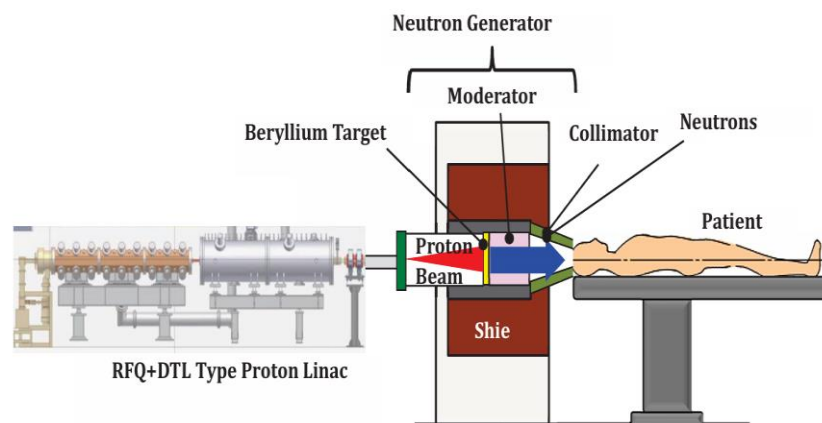


Gambar 2.6 Skema penggunaan akselerator untuk BNCT (M. Suzuki, 2020)

Gambar 2.6 menunjukkan bahwa akselerator merupakan perangkat yang berfungsi mempercepat partikel bermuatan seperti proton atau elektron hingga mencapai energi tinggi yang diperlukan untuk menghasilkan neutron (Kumada et al., 2023). Cara mempercepat partikel ini dilakukan dengan membuat lintasan melingkar sehingga lebih efisien untuk diterapkan difasilitas kesehatan. Teknologi

BNCT berbasis akselerator ini telah berhasil diterapkan secara klinis di Jepang sejak tahun 2020, menandai kemajuan signifikan dalam pemanfaatan sumber neutron non-reaktor untuk terapi kanker.

*Beam Shaping Assembly* (BSA) merupakan komponen penting dalam sistem BNCT yang berfungsi untuk memodifikasi berkas neutron yang dihasilkan dari akselerator agar memiliki karakteristik energi yang sesuai untuk terapi. BSA terdiri dari beberapa elemen utama, seperti moderator, filter neutron cepat, filter sinar gamma, *aperture*, dan reflektor, yang masing-masing berfungsi untuk mengoptimalkan kualitas berkas neutron (Li et al., 2021). Moderator digunakan untuk memperlambat neutron tanpa mengurangi intensitasnya secara signifikan, sementara filter gamma mengurangi radiasi pengion yang tidak diinginkan. Menurut penelitian terbaru, desain BSA yang efisien mampu meningkatkan rasio neutron epitermal terhadap neutron cepat dan gamma, sehingga memaksimalkan dosis terapeutik pada tumor sekaligus meminimalkan paparan pada jaringan sehat (Yamamoto et al., 2013).



Gambar 2.7 BSA sebagai neutron generator untuk memoderasi neutron.

Gambar 2.7 merupakan contoh penggunaan BSA untuk terapi BNCT pada kanker otak. Proton yang berasal dari akselerator jenis linac, ditembakkan ke target

Berilium sehingga menghasilkan berkas neutron dengan energi tinggi. Selanjutnya digunakan moderator untuk memoderasi atau menurunkan energi neutron, dan collimator digunakan untuk mengarahkan berkas neutron ke tubuh pasien.

Neutron pada terapi BNCT dibedakan berdasarkan energinya menjadi tiga jenis yaitu neutron cepat, epitermal, dan termal. Neutron cepat ( $>10$  keV) dihasilkan dari reaksi inti seperti tumbukan proton dengan logam berat, namun kurang ideal karena menembus terlalu dalam dan meningkatkan dosis pada jaringan sehat (Escobar-Peralta et al., 2022). Neutron epitermal (0,5 eV–10 keV) dianggap paling sesuai untuk BNCT karena mampu menembus jaringan hingga area tumor sebelum melambat menjadi neutron termal (Shuai et al., 2025). Neutron termal ( $<0,5$  eV) berperan langsung dalam reaksi inti  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  yang menjadi dasar mekanisme BNCT. Kualitas berkas neutron yang dihasilkan harus sesuai kualitas standar yang direkomendasikan oleh *International Atomic Energy Agency* (IAEA) untuk BNCT yang disajikan pada table 2.1

Tabel 2.1 Parameter dan nilai rekomendasi IAEA

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

Rasio antara arus neutron dengan fluks neutron	$J/\phi_{epi}$	>0,07
--	----------------	-------

### 2.3.3 Dosis dalam BNCT

Perhitungan total dosis serap pada tumor dan jaringan sehat pada BNCT terdiri dari empat komponen dosis radiasi. Komponen-komponen tersebut adalah dosis boron, dosis gamma, dosis proton, dan dosis hamburan neutron (Bilalodin et al., 2023).

#### 1. Dosis gamma

Dosis gamma merupakan dosis yang ditimbulkan dari reaksi neutron termal dengan inti  $^1\text{H}$ . persamaan reaksinya yaitu



#### 2. Dosis proton

Dosis proton merupakan dosis yang dihasilkan dari reaksi nuklir neutron termal dengan inti  $^{14}\text{N}$  sehingga dihasilkan energi proton sebesar 0,66 MeV. Persamaan reaksinya yaitu



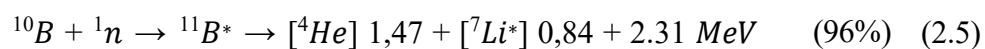
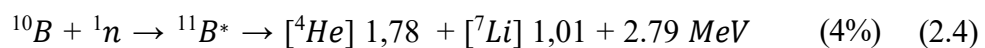
#### 3. Dosis Neutron

Dosis neutron merupakan dosis yang dihasilkan oleh rekoil proton pada reaksi inti hidrogen dalam jaringan epidermal ataupun fast neutron. Persamaan reaksinya yaitu



#### 4. Dosis Boron

Dosis boron merupakan dosis yang disebabkan oleh reaksi neutron dengan  $^{10}\text{B}$ . persamaan reaksinya, yaitu:



### 2.3.4.1 Laju Dosis BNCT

BNCT memiliki empat komponen dosis yang diperhitungkan, yaitu dosis gamma, dosis boron, dosis neutron, dan dosis proton. Nilai laju dosis untuk keempat komponen tersebut diperoleh dari *output* PHITS dan kemudian diolah menggunakan *Microsoft Excel* untuk menghitung laju dosis ekuivalen, waktu iradiasi, serta dosis efektif. Laju dosis total diperoleh dari penjumlahan laju dosis masing-masing sumber yang dikalikan dengan faktor kualitas radiasi dari sumber radiasi tersebut, seperti ditunjukkan pada Tabel 2. Laju dosis total dapat dihitung menggunakan persamaan pada Persamaan

$$E \left( \frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right) = (CBE_B \times \dot{D}_B) + (RBE_N \times \dot{D}_N) + (RBE_H \times \dot{D}_H) + (W_\gamma \times \dot{D}_\gamma) \quad (2.7)$$

Di mana  $\dot{D}_B$  adalah dosis alfa,  $\dot{D}_N$  adalah dosis neutron,  $\dot{D}_H$  adalah dosis proton, dan  $\dot{D}_\gamma$  adalah dosis gamma (Kumada & Takada, 2018). Nilai CBE dan RBE yang digunakan tercantum pada Tabel 2.2 (Hu et al., 2021).

Tabel 2.2 Nilai CBE dan RBE

Tissue Type	CBE	RBE <sub>N</sub>	RBE <sub>H</sub>	RBE <sub>γ</sub>
Tumour	3.8	2.9	2.4	1
Skin	2.5	2.9	2.4	1
Bone	1	2.9	2.4	1
Soft Tissue	1.34	2.9	2.4	1

### 2.3.4.2 Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi dapat dihitung dengan membandingkan dosis minimum yang dibutuhkan untuk membunuh sel kanker esofagus, yaitu sebesar 50,4 Gy, dengan total laju dosis pada jaringan kanker. Waktu iradiasi dapat dihitung menggunakan Persamaan 2.8 (Bilalodin et al., 2023):

$$\text{Irradiation time(s)} = \frac{\text{minimum dose(Gy)}}{D_{\text{total}} (\text{Gy s})} \quad (2.8)$$

### 2.3.4.3 Dosis Ekuivalen

Waktu iradiasi yang dihitung kemudian digunakan untuk menentukan dosis ekuivalen pada *Organ at Risk* (OAR). Dosis ekuivalen yaitu dosis yang mencerminkan potensi kerusakan jaringan sehat selama terapi BNCT (Bisello et al., 2022). Dosis ekuivalen ini memperhitungkan faktor kualitas radiasi dan sensitivitas biologis masing-masing organ, sehingga menjadi indikator penting dalam menilai keamanan dan efektivitas terapi. Dosis ekuivalen dapat dihitung dengan persamaan (Harish et al., 2020)

$$D_{\text{eq}} \text{ OAR (Gy)} = (\text{ED OAR } (\frac{\text{Gy}}{\text{s}})) \times \text{irradiation time (s)} \quad (2.9)$$

### 2.3.4.4 Dosis Efektif

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

$$\text{Dosis Efektif (Sv)} = \text{Dosis Ekuivalen (Gy)} \times WT \quad (2.10)$$

Dimana *WT* adalah faktor bobot jaringan yang terdapat pada tabel 2.3

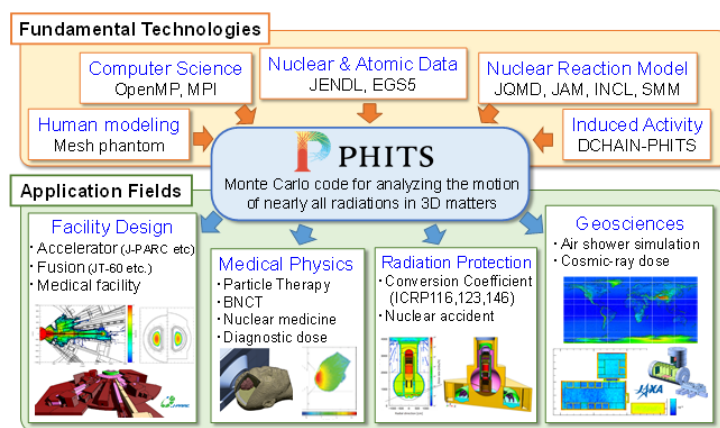
Tabel 2.3 Nilai faktor bobot masing-masing jaringan

<b>Organ</b>	<b><i>Tissue weighting factor</i> (<i>wT</i>)</b>
Kulit	0,01
Paru-paru	0,12
Esofagus	0,12

Jantung	0,12
Tulang	0,01
Organ lain	0,12

## 2.4 PHITS dan *Monte Carlo*

PHITS (*Particle and Heavy Ion Transport code System*) adalah perangkat lunak berbasis metode *Monte Carlo* yang bersifat umum dan digunakan untuk mensimulasikan transportasi radiasi (Z. Wang et al., 2024). Simulasi *Monte Carlo* adalah metode stokastik yang menggunakan prinsip probabilitas untuk menganalisis pergerakan partikel, termasuk transportasi radiasi, dengan mengambil sampel acak dari distribusi probabilitas interaksi partikel dalam medium (García-Pareja et al., 2021).



Gambar 2.8 Skema teknologi dasar dan bidang aplikasi kode PHITS dalam simulasi transportasi partikel dan radiasi.

Skema pada gambar 2.8 menunjukkan bahwa PHITS mampu menangani transportasi semua partikel dalam rentang energi yang luas, menggunakan beberapa model reaksi nuklir dan perpustakaan data nuklir. PHITS dapat digunakan untuk mendukung penelitian di bidang teknologi akselerator, radioterapi, radiasi ruang angkasa, dan banyak bidang lain yang berkaitan dengan fenomena transportasi

partikel dan ion berat. (Chatzisavvas et al., 2021), serta diimplementasikan dalam perangkat lunak seperti GEANT4, FLUKA, dan MCNP.

Perangkat ini mampu memodelkan pergerakan berbagai jenis partikel, termasuk proton, neutron, elektron, positron, serta ion berat dengan energi hingga 1 TeV per nukleon (Sato et al., 2024). PHITS memungkinkan perhitungan dosis rata-rata, distribusi dosis tiga dimensi (3D), serta proyeksi dosis yang lebih akurat pada pasien, sehingga menjadi alat penting dalam perencanaan terapi radiasi modern, termasuk BNCT (Carter et al., 2019).

Keunggulan PHITS terletak pada integrasi modul khusus untuk simulasi transportasi partikel: ATIMA (*Atomic Interaction with Matter*) digunakan untuk transportasi proton dan ion berat, sementara EGS5 (*Electron Gamma Shower Version 5*) digunakan untuk transportasi elektron dan positron (Ogawa et al., 2024). Kombinasi modul ini memungkinkan PHITS memberikan prediksi distribusi dosis yang sangat presisi hingga skala subseuler, sehingga dapat memperkirakan dosis yang diterima jaringan sehat dan tumor secara lebih realistis. Karena kemampuan ini, PHITS menjadi salah satu perangkat lunak utama yang digunakan dalam penelitian dan simulasi radioterapi berbasis partikel serta pengembangan strategi klinis BNCT.

## 2.5 Penelitian Terkait

Agar penelitian ini dapat berjalan dengan baik, diperlukan referensi dari penelitian terdahulu yang terkait dengan topik yang dikaji. Berikut merupakan rangkuman beberapa penelitian terkait yang disajikan pada Tabel 2.4.

Tabel 2.4 Hasil penelitian terdahulu mengenai kanker esofagus, BNCT, dan PHITS

Referensi	Hasil
-----------	-------

<p>Valeria Conte, Anna Bianchi and Anna Selva. <i>Boron Neutron Capture Therapy: Microdosimetry at Different Boron Concentrations</i> (2024)</p>	<p>Menganalisis dosis boron dengan konsentrasi 10 ppm, 25 ppm, 70 ppm, dan 100 ppm. Dengan hasil dosis boron paling optimal yaitu 100 ppm dengan waktu tersingkat dan masih di bawah batas maksimal toksisitas jaringan.</p>
<p>Xin Wang MD, et.al. <i>Severe Lymphopenia During Chemoradiation Therapy for Esophageal Cancer: Comprehensive Analysis of Randomized Phase 2B Trial of Proton Beam Therapy Versus Intensity Modulated Radiation Therapy.</i>(2024)</p>	<p>Terapi kanker esofagus dengan membandingkan <i>Proton Beam Therapy</i> (PBT) dan <i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i> (IMRT). Belum mengkaji terapi kanker esofagus menggunakan BNCT.</p>
<p>I Made Ardana, Yohannes Sardjono. (2017). <i>Optimization Of a Neutron Beam Shaping Assembly Design For Bnct And Its Dosimetry Simulation Based On MCNPX.</i> Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir.</p>	<p>Mengoptimasi <i>Beam Shaping Assembly</i> (BSA) untuk BNCT</p>
<p>Bilalodin, B., Wihantoro, Haryadi, A., &amp; Abdullatif, F. (2023). <i>DOSIMETRY ANALYSIS OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) ON THYROID CANCER USING PHITS</i></p>	<p>Menganalisis BNCT pada kanker kepala menggunakan PHITS dengan sumber neutron akselerator. Konsentrasi boron tertinggi (80 <math>\mu\text{g/g}</math>) menghasilkan laju dosis <math>6,37 \times 10^{-2}</math></p>

<i>CODE WITH NEUTRON FROM 30 MeV CYCLOTRON. Jurnal Teknologi,</i>	Gy/s, dengan waktu iradiasi efektif 13,08 menit
---	--

## BAB III

### METODE PENELITIAN

#### 3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

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

#### 3.2 Alat dan Bahan

##### 3.2.1 Perangkat Keras

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

Tabel 3.1 Spesifikasi perangkat keras.

Spesifikasi	Keterangan
Merk	<i>Xiaomi Pad 5 dualboot</i>
Processor	<i>Snapdragon (TM) 860 @2.96 GHz (8 CPUs)</i>
RAM, SSD	6 GB, 256 GB
Versi Windows	<i>Windows 11 Pro 64-bit Operating System</i>

##### 3.2.2 Perangkat Lunak

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

Tabel 3.2 Perangkat lunak penelitian.

Nama	Keterangan Fungsi
PHITS 3.35	Untuk menjalankan simulasi partikel dalam penelitian
<i>Notepad ++</i>	Untuk membuat file <i>input</i> pemrograman PHITS
<i>Phyton</i>	Untuk mengitung fraksi massa boron-10
<i>Microsoft Excel</i>	Untuk mengolah data angka yang didapatkan dari <i>output running</i> program
<i>Microsoft Word</i>	Untuk menulis hasil penelitian

### 3.2.3 Bahan Penelitian

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

Tabel 3.3 Bahan dalam penelitian.

<b>Nama</b>	<b>Keterangan</b>
<i>Phantom</i> ORNL laki-laki 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

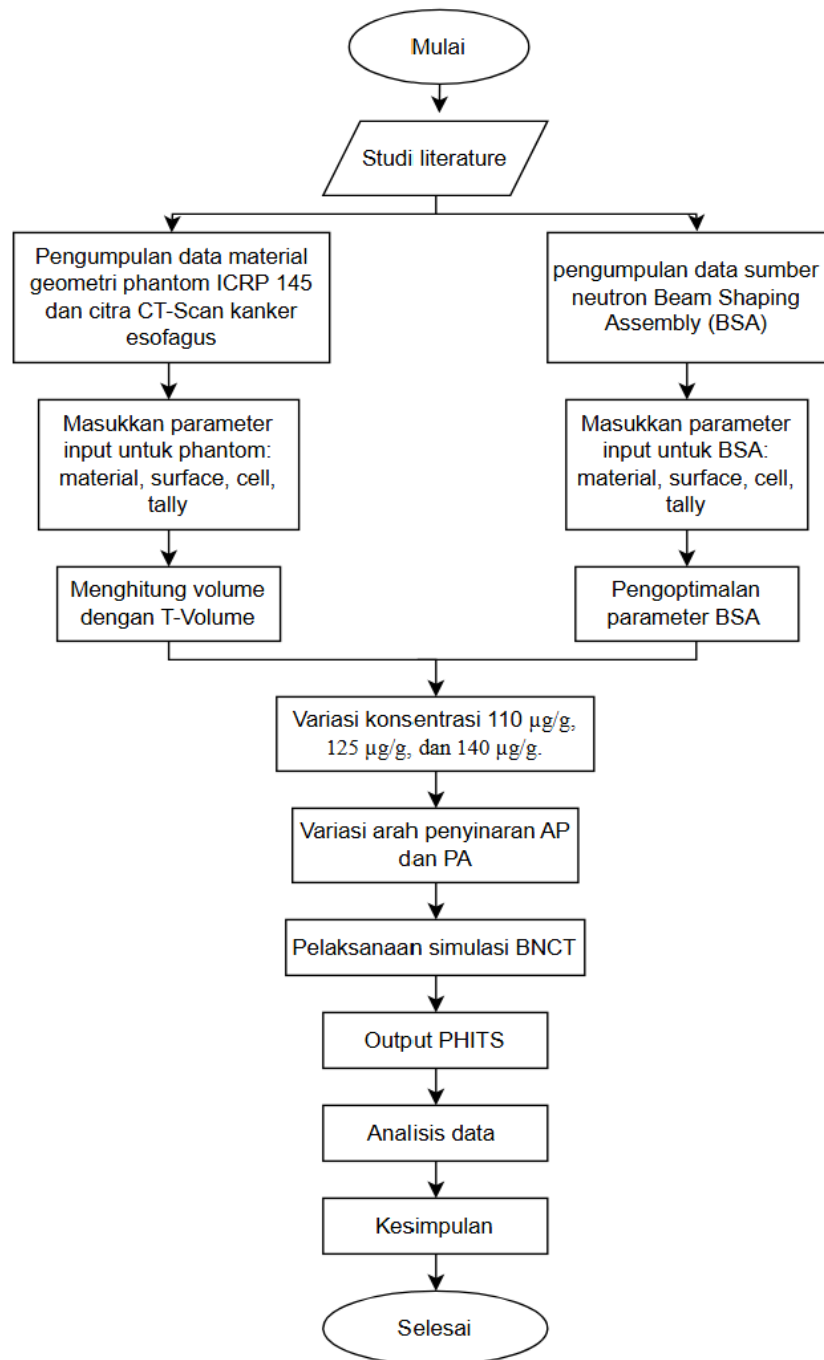
### 3.2 Variabel Penelitian

Variabel yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu:

1. Variabel bebas pada simulasi ini meliputi arah penyinaran dan variasi konsentrasi boron pada jaringan kanker. Arah penyinaran yang digunakan terdiri dari Anterior-Posterior (AP) dan Posterior-Anterior (PA), sedangkan variasi konsentrasi boron yang digunakan adalah 110, 125, dan 140  $\mu\text{g/g}$ . Tingkat konsentrasi ini dipilih berdasarkan penelitian Valeria Conte, yang menunjukkan bahwa konsentrasi di bawah 10  $\mu\text{g/g}$  kurang efektif karena kontribusi dosisnya kecil, sedangkan konsentrasi 100  $\mu\text{g/g}$  dianggap paling optimal karena memberikan dosis mematikan pada jaringan tumor dengan waktu penyinaran lebih singkat dan risiko minimal pada jaringan sehat.

2. Variable Terikat: Total laju dosis, dosis ekuivalen, waktu iradiasi
3. Variabel Kontrol: 5 parameter BSA, ukuran geometri replikasi kanker, dan material penyusun jaringan.

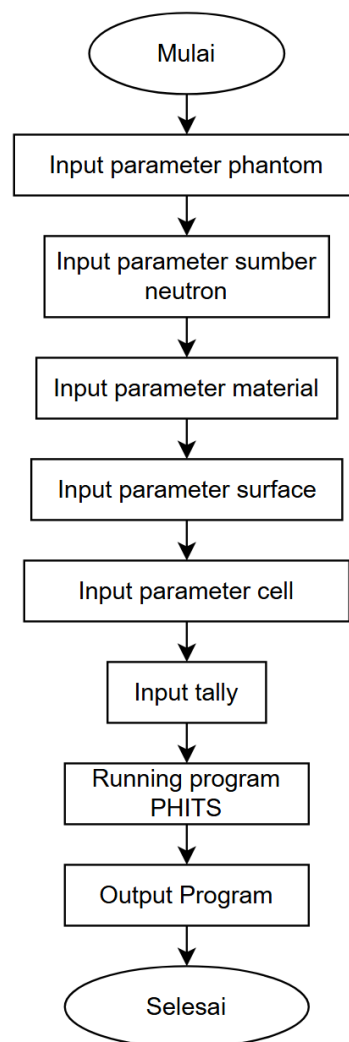
### 3.3 Rancangan dan Diagram Alir Penelitian



Gambar 3.1 tahapan penelitian

Diagram alir pada gambar 3.1 menyajikan tahapan penelitian untuk simulasi *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada kanker esofagus, dimulai dengan mengumpulkan data material *phantom* ICRP 145 dan citra CT-Scan spesifik

kanker, yang kemudian disiapkan parameter inputnya (*material, surface, cell, tally*) bersamaan dengan pengumpulan dan pengoptimalan data *Beam Shaping Assembly* (BSA). Setelah persiapan model selesai, simulasi utama dilakukan dengan memvariasikan konsentrasi boron ( $110\mu\text{g/g}$  hingga  $140\mu\text{g/g}$ ) dan arah penyinaran (AP dan PA), lalu hasilnya dijalankan menggunakan simulasi BNCT dan menghasilkan data *output* dari PHITS, yang selanjutnya akan diolah melalui analisis data untuk penarikan kesimpulan akhir.



Gambar 3.2 algoritma pada PHITS

Dari diagram alir pada gambar 3.2 menyajikan algoritma simulasi PHITS dimulai dari tahap mulai, diikuti dengan urutan input parameter yang spesifik dan

terperinci untuk mendefinisikan seluruh skenario simulasi mulai dari *phantom* (model objek target), sumber neutron (karakteristik radiasi), material (komposisi bahan), *surface* (batas geometri), dan *cell* (volume yang terdefinisi). Setelah semua parameter geometri dan komposisi dimasukkan, langkah kunci berikutnya adalah menginput *tally*, yaitu instruksi untuk mencacah besaran fisika tertentu yang ingin diukur (seperti fluks atau dosis). Semua *input* ini kemudian diserahkan ke proses *running* program PHITS yang akan menghitung interaksi partikel, dan diakhiri dengan *output* program yang berisi hasil simulasi yang dibutuhkan, sebelum mencapai tahap selesai.

### 3.3.1 Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)

Dalam penelitian ini digunakan program simulasi PHITS versi 3.35 untuk memodelkan geometri kanker beserta jaringan di sekitarnya, melakukan optimasi BSA, menentukan distribusi fluks dalam phantom, serta menghitung dosis BNCT. Seluruh tahapan dilakukan dengan menambahkan parameter input secara konsisten. File *input* PHITS disiapkan menggunakan Notepad++ dan disimpan dengan ekstensi *.inp* atau *.txt*. Umumnya, file *input* PHITS berisi parameter seperti judul, sumber, material, warna material, *surface*, *cell*, dan *tally*. Pada tabel 3.4 dijelaskan mengenai parameter input dari PHITS beserta keterangannya.

Tabel 3.4 Bagian input dalam PHITS

<b>Nama</b>	<b>Keterangan</b>
<i>Title</i>	Digunakan untuk menulis judul program
<i>Parameters</i>	Digunakan untuk mengatur jumlah partikel yang akan disimulasikan
<i>Source</i>	Digunakan untuk mengatur parameter sumber radiasi, seperti jenis partikel, diameter, arah penyinaran, dan diameter sumber
<i>Material</i>	Digunakan untuk mendefinisikan material pada geometri
<i>Surface</i>	Digunakan untuk mendefinisikan permukaan yang membentuk geometri

<i>Cell</i>	Digunakan untuk mendefinisikan sel/bangun ruang dalam geometri
<i>Transform</i>	Digunakan untuk meletakkan kode transformasi geometri jika diperlukan
<i>Mat Name Color</i>	Digunakan untuk mendefinisikan warna dan material yang digunakan
<i>Tally</i>	Digunakan untuk melihat geometri phantom, lintasan partikel, dan perhitungan dosis
<i>End</i>	Digunakan sebagai penanda berakhirnya suatu program

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

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

$$D = \int N \Phi(E) K(E) dE \quad (3.1)$$

Dengan

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

$\Phi$  = fluks neutron ( $n/cm^2/s$ )

K = faktor KERMA (*kinetic energy realised per unid mass*) ( $10^{-24}$  MeV  $cm^2$ )

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:

Faktor normalisasi *multiplier* dosis boron

$$multiplier_{boron} = \frac{f_{boron}}{Ar_{boron}} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3.2)$$

Faktor normalisasi *multiplier* untuk dosis neutron cepat

$$multiplier_{neutron\ cepat} = \frac{f_{neutron\ cepat}}{Ar_{neutron\ cepat}} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3.3)$$

Faktor normalisasi *multiplier* untuk dosis nitrogen

$$multiplier_{nitrogen} = \frac{f_{nitrogen}}{Ar_{nitrogen}} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3.4)$$

Faktor normalisasi *multiplier* dosis foton

$$multiplier_{nitrogen} = \sum_i^n \frac{f_i}{Ar_i} \times \frac{N_A}{\rho} \times f_k \quad (3.5)$$

Dengan:  $f_i$  = fraksi massa atom  $i$

$Ar_i$  = massa atom relatif atom  $i$

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

$\rho$  = 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 dengan memilih menu Program → PHITS → *Execute* pada jendela utama PHITS atau dengan *shortcut* Alt+Shift+P. Perintah tersebut akan memulai proses perhitungan berdasarkan parameter yang telah ditentukan dalam file input. Selama simulasi berjalan, jendela output akan menampilkan informasi mengenai status perhitungan hingga proses eksekusi selesai dan file hasil simulasi (*output*) dihasilkan.

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 Sumatra PDF. Sementara itu, file dengan ekstensi \*.out dapat diakses menggunakan Notepad++.

### 3.3.2 Pemodelan Geometri Kanker

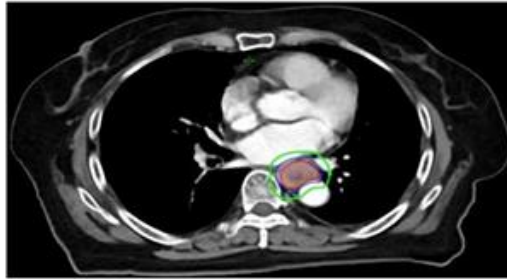
Pemodelan geometri kanker beserta jaringan sekitarnya didasarkan pada model *phantom Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) untuk wanita dewasa yang dikembangkan oleh D. Krstić dan rekan-rekannya. Model tersebut kemudian diperbarui oleh *University of Florida* (UF) dan dikenal sebagai phantom ORNL-UF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



Gambar 3.3 Phantom ORNL-UF yang digunakan dalam simulasi (Boham et al., 2020)

Gambar 3.3 merupakan pemodelan organ yang akan digunakan dalam penelitian ini. Pemodelan ini menggunakan pendekatan geometri phantom pria dewasa dari *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) dengan komposisi jaringan tubuh yang mengacu pada International Commission on Radiological Protection (ICRP) 145. Kasus kanker yang dimodelkan merupakan kanker esofagus bagian tengah, yang direpresentasikan berdasarkan hasil CT-Scan dari Shanghai Cancer

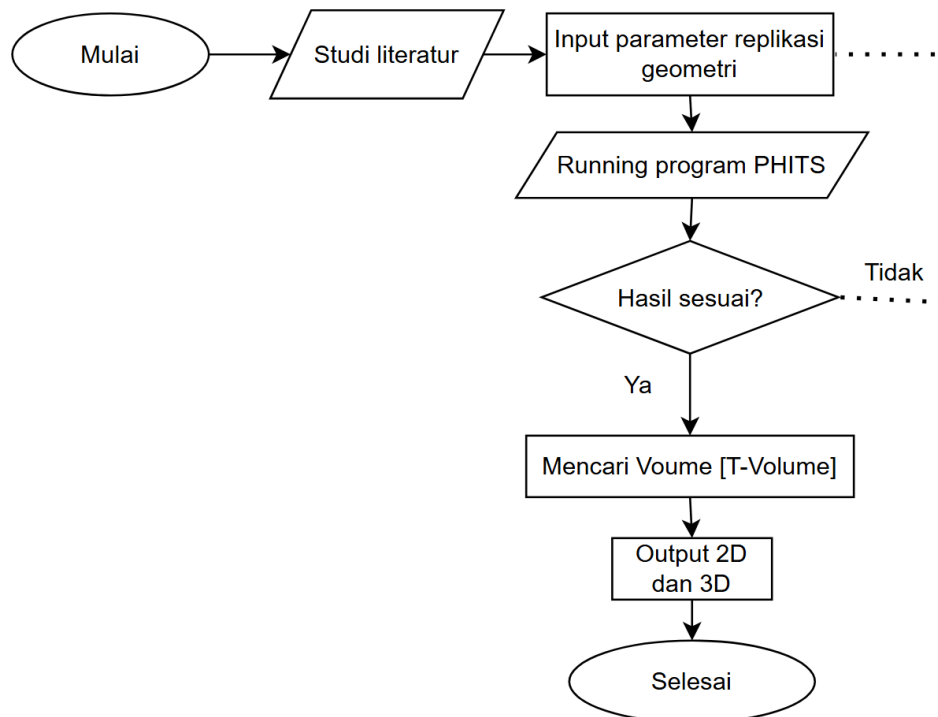
Center, Fudan *University*, Shanghai, China, sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 3.4 Citra kanker esofagus yang akan direplikasi dalam simulasi

Gambar 3.4 merupakan citra kanker esofagus dengan diagnosis T3N1M0, yang menunjukkan adanya tumor primer dengan *Gross Tumor Volume* (GTV) sebesar 36,79 cm<sup>3</sup>, *Clinical Target Volume* (CTV) sebesar 139,53 cm<sup>3</sup>, serta *Planning Target Volume* (PTV) dengan margin 0,5 cm dari batas CTV (Han et al., 2024). Organ yang berisiko terdampak akibat adanya kanker esofagus meliputi jantung, paru-paru, dan lambung (Lee et al., 2021).

Diagram alir replikasi geometri kanker dan jaringan sehat yaitu sebagai berikut:

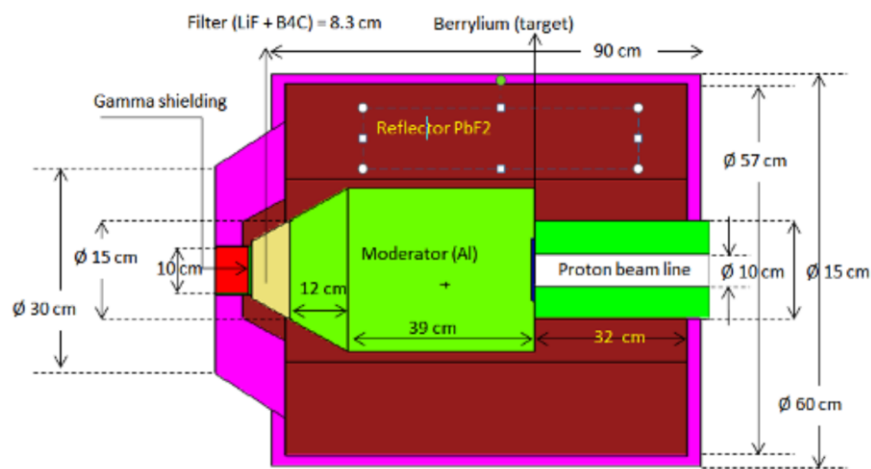


Gambar 3.5 Diagram alir replikasi geometri kanker dan jaringan

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

### 3.3.3 Pemodelan *Beam Shapping Assembly* (BSA)

*Beam Shaping Assembly* (BSA) berfungsi untuk memoderasi neutron cepat menjadi neutron epitermal atau termal, serta menyaring dan mengarahkan berkas neutron agar memiliki energi dan intensitas yang sesuai untuk terapi BNCT. Dalam penelitian ini disajikan hasil replikasi BSA yang dilakukan oleh I Made Ardhana (Ardana & Sardjono, 2017). BSA ini kemudian di optimasi sehingga dapat digunakan untuk terapi BNCT. Berikut merupakan gambar dari BSA dan material yang digunakan sebagai penyusunnya.



Gambar 3.6 Desain BSA dan material yang digunakan sebagai penyusunnya.

Gambar 3.6 merupakan desain *Beam Shaping Assembly* (BSA) ini berfungsi mengubah berkas proton menjadi berkas neutron epitermal yang siap terapi, dimulai ketika berkas proton ditembakkan ke target Beryllium untuk menghasilkan neutron cepat. Neutron ini kemudian melintasi Moderator (Al) untuk diperlambat, sementara Reflektor ( $\text{PbF}_2$ ) memantulkan kembali neutron yang menyimpang untuk memaksimalkan efisiensi berkas. Selanjutnya, berkas melewati Filter ( $\text{LiF} + \text{B}_4\text{C}$ ) yang menyaring berkas dengan menyerap neutron termal dan radiasi gamma yang tidak diinginkan. Seluruh sistem ini dilindungi oleh lapisan luar gamma *shielding*

dan diakhiri pada kolimator di sisi *exit*, menghasilkan berkas neutron yang bersih dan terfokus untuk aplikasi klinis BNCT.

Tabel 3.5 Komponen material dalam BSA

<b>Nama Komponen</b>	<b>Material</b>
Target Berilium	Be
<i>Gamma Shielding</i>	Pb
Filter Gamma	Bi
Filter neutron cepat	LiF
Filter neutron termal	B <sub>4</sub> C
<i>Aperture</i>	Ni 95%
<i>Delimiter</i>	<i>Lithiated Polyethylene</i>
Moderator	Al
Jalur proton	<i>Void</i>
Reflektor	PbF <sub>2</sub>
<i>Neutron Shielding</i>	<i>Borated Paraffin</i>

Tabel 3.5 menyajikan komponen-komponen yang digunakan dalam BSA beserta material penyusun yang direkomendasikan. Komponen utama BSA terdiri dari Target Berilium (Be) sebagai sumber neutron, *gamma Shielding* berbahan timbal (Pb) dan filter gamma dari bismut (Bi) untuk mereduksi paparan sinar gamma. Filter neutron cepat menggunakan LiF, sedangkan filter neutron termal menggunakan B<sub>4</sub>C untuk mengendalikan spektrum energi neutron. Bagian *Aperture* terbuat dari nikel 95%, dan *delimiter* menggunakan *Lithiate Polyethylene* sebagai pembatas arah pancaran neutron. Selain itu, Aluminium (Al) berfungsi sebagai moderator, *void* sebagai jalur Proton, PbF<sub>2</sub> sebagai reflektor, dan *Borated Paraffin* digunakan pada bagian *Neutron Shielding* untuk mengurangi kebocoran neutron ke lingkungan sekitar.

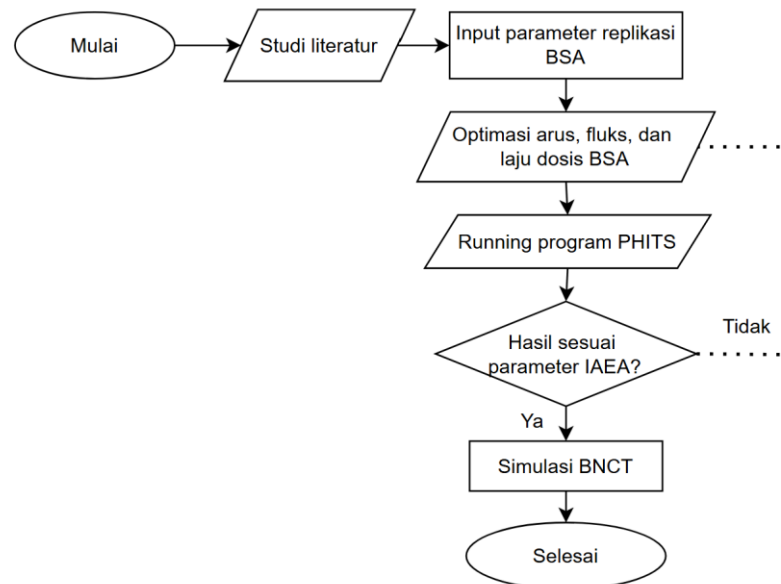
Dengan menggunakan program PHITS kita dapat mengoptimasi dan memperoleh hasil parameter *output* dari BSA, antara lain yaitu fluks neutron termal, fluks neutron epitermal, fluks neutron cepat, laju dosis gamma, laju dosis

neutron cepat, serta arus neutron total. Data dari parameter *output* yang dihasilkan selanjutnya dibandingkan dengan 5 parameter rekomendasi IAEA. Hasil dari optimasi dapat dimasukkan ke dalam tabel 3.6

Tabel 3.6 Tabel untuk hasil optimasi BSA

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

Diagram alir replikasi dan optimasi BSA disajikan pada gambar 3.7 dibawah ini

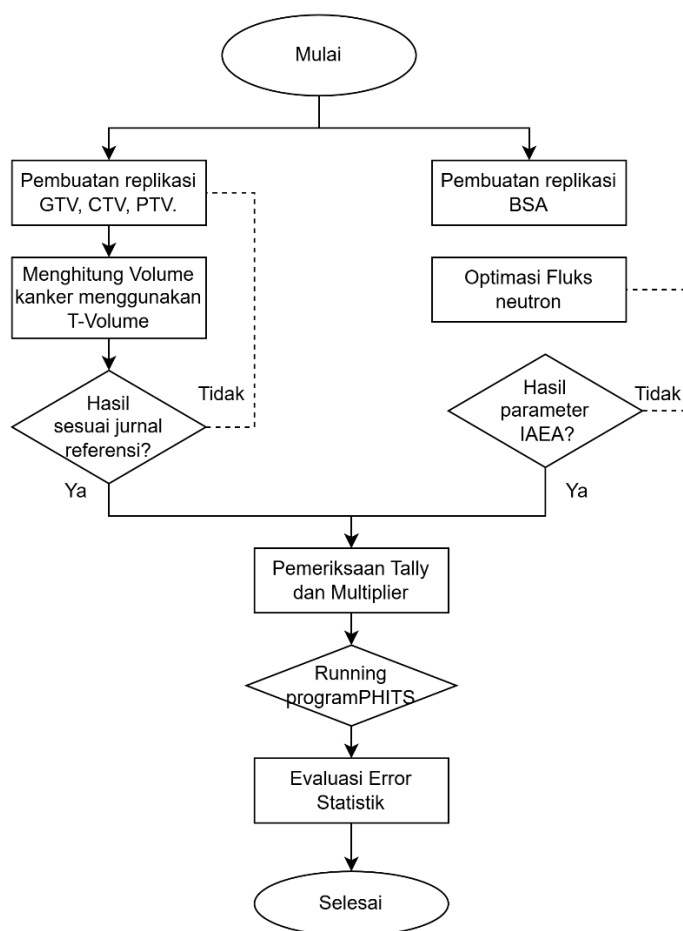


Gambar 3.7 Diagram alir replikasi dan optimasi BSA

Gambar 3.7 menjelaskan proses replikasi dan optimasi *Beam Shaping Assembly* (BSA) yang dimulai dengan tahap Studi Literatur untuk membangun landasan teori dan memperoleh data acuan. Berdasarkan literatur, kode replikasi

BSA dimasukkan ke dalam model simulasi. Langkah berikutnya adalah optimasi arus, fluks, dan laju dosis BSA untuk mendapatkan berkas neutron yang paling ideal. Model yang sudah dioptimasi kemudian diuji dengan *running* program PHITS. Hasil simulasi ini diverifikasi terhadap standar parameter IAEA. Jika hasilnya tidak sesuai, proses akan diulang kembali ke tahap optimasi dan running program hingga kriteria IAEA terpenuhi. Setelah kriteria sesuai (Ya), model BSA dianggap valid dan siap digunakan untuk tahapan utama simulasi BNCT, yang menandai selesainya proses optimasi BSA.

### 3.3.4. Validasi hasil simulasi



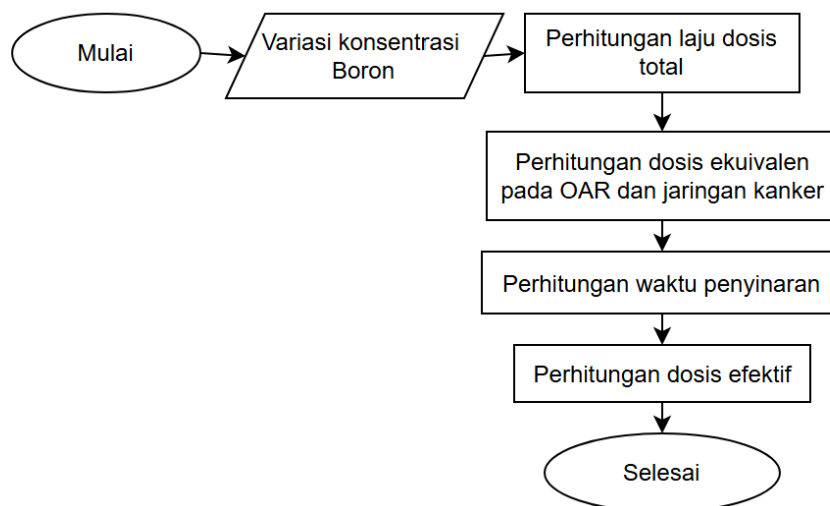
Gambar 3.8. Proses Validasi simulasi menggunakan program PHITS

Diagram alir pada Gambar 3.8 menunjukkan tahapan proses validasi simulasi menggunakan program PHITS. Proses dimulai dengan pembuatan replikasi geometri kanker esofagus yang meliputi daerah GTV, CTV, dan PTV, kemudian dilakukan perhitungan volume menggunakan tally T-Volume. Hasil perhitungan volume tersebut dibandingkan dengan data referensi dari ICRP atau jurnal terkait untuk memastikan kesesuaian ukuran anatomi model dengan data standar. Jika hasil belum sesuai, model disesuaikan hingga mencapai kesesuaian yang diharapkan.

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

### **3.4 Teknik Analisis Hasil Penelitian**

Diagram alir Teknik analisis hasil penelitian dijelaskan pada gambar 3.8



Gambar 3.9 Diagram alir Teknik analisis hasil penelitian

Diagram pada gambar 3.9 menunjukkan teknik analisis hasil penelitian yang dimulai dengan menentukan variasi konsentrasi boron, yang merupakan faktor penting dalam terapi BNCT. Kemudian dilakukan perhitungan laju dosis total, yang mencakup semua komponen dosis radiasi. Langkah selanjutnya adalah menentukan perhitungan dosis ekuivalen pada *Organ at Risk* (OAR) dan jaringan kanker untuk menilai dampak radiasi pada jaringan sehat dan target tumor. Berdasarkan dosis ekuivalen ini, dilakukan perhitungan waktu penyinaran yang optimal dan aman. Terakhir, semua hasil ini digunakan untuk menghitung Perhitungan dosis efektif yang akan menentukan keberhasilan dan keamanan rencana terapi, sebelum proses analisis dinyatakan Selesai.

Dalam terapi BNCT, terdapat empat komponen utama yang berperan dalam transfer energi ke jaringan, yaitu dosis boron, proton, neutron, dan gamma (foton). Dosis-dosis ini merupakan reaksi antara neutron epithermal dengan berbagai komponen dalam tubuh. Dosis gamma merupakan dosis yang ditimbulkan dari reaksi neutron thermal dengan inti  $^1\text{H}$ . persamaan reaksinya yaitu



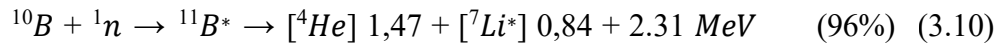
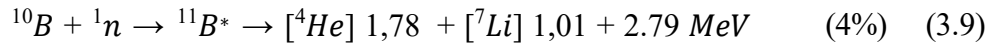
Dosis proton merupakan dosis yang dihasilkan dari reaksi nuklir neutron termal dengan inti  $^{14}\text{N}$  sehingga dihasilkan energi proton sebesar 0,66 MeV. Persamaan reaksinya yaitu



Dosis neutron merupakan dosis yang dihasilkan oleh rekoil proton pada reaksi inti hidrogen dalam jaringan epitermal ataupun fast neutron. Persamaan reaksinya yaitu



Dosis boron merupakan dosis yang disebabkan oleh reaksi neutron dengan  $^{10}\text{B}$ . persamaan reaksinya, yaitu:



Pada penelitian ini diasumsikan bahwa konsentrasi boron antara jaringan sehat dan jaringan kanker sebesar 10:1. Injeksi boron ke dalam tubuh memengaruhi fraksi massa boron terhadap komponen penyusun material jaringan. Perubahan fraksi massa setiap elemen dihitung menggunakan persamaan:

$$f_i = \frac{m_i}{m_{\text{boron}} + m_{\text{jaringan}}} \quad (3.12)$$

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

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

$$m_{\text{boron}} = C_B \times r \times m_{\text{jaringan}} \quad (3.13)$$

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

$$f_{boron} = \frac{C_B \times r}{(C_B \times r + 1)} \quad (3.14)$$

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

Hasil optimasi berkas neutron digunakan untuk menghitung total laju dosis atau laju dosis ekuivalen pada *Organ-At-Risk* (OARs) dan jaringan kanker. Perhitungan dosis ekuivalen dilakukan dengan memperhitungkan faktor CBE dan RBE dari setiap jaringan sehat dan kanker sesuai Tabel 2.5, menggunakan persamaan berikut:

$$E\dot{D}_{kulit} = (2,5 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y) \quad (3.15)$$

$$E\dot{D}_{tulang} = (1 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y) \quad (3.16)$$

$$E\dot{D}_{jaringan\ lunak} = (1,34 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y) \quad (3.17)$$

$$E\dot{D}_{GTV} = (3,8 \times \dot{D}_B) + (2,9 \times \dot{D}_N) + (2,4 \times D_H) + (1 \times \dot{D}_y) \quad (3.18)$$

Berdasarkan total laju dosis ekuivalen yang diperoleh, waktu iradiasi untuk mencapai dosis 50,4 Gy pada sel kanker dapat dihitung menggunakan persamaan (2.8). Waktu iradiasi terpendek menunjukkan kondisi dosis optimal untuk BNCT. Selanjutnya, dosis ekuivalen pada OARs dihitung melalui persamaan (2.9), dan dengan mengalikan hasil tersebut dengan faktor bobot jaringan (ICRP 145, Tabel 2.3) untuk memperoleh dosis efektif.

Efektifitas pembunuhan sel kanker dalam terapi BNCT dilihat dari banyaknya dosis boron yang terakumulasi di sel kanker. Dosis boron merupakan reaksi antara neutron epithermal dan boron-10 yang akan menghasilkan partikel alfa ( $^4\text{He}$ ) dan inti lithium-7 ( $^7\text{Li}$ ) melalui reaksi nuklir  $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ . Partikel alfa dan lithium memiliki *Linear Energy Transfer* (LET) yang tinggi dengan rentang pendek sehingga dapat membunuh sel kanker yang terakumulasi boron didalamnya.

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

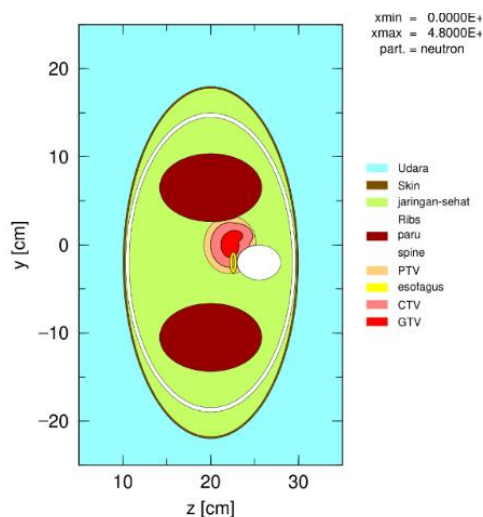
#### 4.1 Hasil

Penelitian ini dilakukan berbasis simulasi menggunakan perangkat lunak Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.35. Geometri kanker yang digunakan dalam simulasi adalah kanker esofagus jenis Squamous Cell Carcinoma (SCC). Volume Gross Tumor Volume (GTV) sebesar 36,79 cm<sup>3</sup>, Clinical Target Volume (CTV) sebesar 139,53 cm<sup>3</sup>, serta Planning Target Volume (PTV) dibuat dengan menambahkan margin 0,5 cm dari batas CTV. Teknik penyinaran yang digunakan adalah Anterior-Posterior (AP) yaitu dari bagian depan tubuh dan Posterior-Anterior (PA) yaitu dari bagian belakang tubuh. Pemilihan teknik ini bertujuan untuk mengurangi paparan radiasi pada jaringan sehat di sekitar target.

Sebelum simulasi terapi dilakukan, perlu dilakukan pemeriksaan terhadap fluks neutron dari Beam Shaping Assembly (BSA) agar sesuai dengan kriteria IAEA seperti yang ditunjukkan pada Tabel 2.1. Pada penelitian ini, pengecekan fluks neutron dilakukan menggunakan phantom air untuk memastikan bahwa fluks neutron dari BSA yang dirancang sudah memenuhi rekomendasi IAEA. Phantom air dibuat berbentuk silinder dengan diameter 40 cm dan tinggi 20 cm. Proses pengecekan dilakukan dengan memvariasikan ketebalan pada beberapa komponen, yaitu filter neutron termal, filter neutron cepat, filter gamma, dan moderator. Setelah seluruh parameter IAEA terpenuhi, simulasi penyinaran dilanjutkan menggunakan phantom ORNL.

Simulasi penyinaran dilakukan menggunakan PHITS 3.35 dengan jumlah history partikel sebanyak 100.000.000 dan nilai error sebesar 10%. Simulasi dengan jumlah partikel tersebut membutuhkan waktu running sekitar 32 jam menggunakan laptop dan sekitar 20 jam menggunakan komputer. Dalam simulasi ini terdapat empat komponen laju dosis serap yang dihitung menggunakan parameter [T-track] multiplier, yaitu laju dosis serap dari boron, neutron, proton, dan gamma. Hasil simulasi kemudian digunakan untuk menentukan nilai laju dosis total, waktu iradiasi, dosis ekuivalen, dan dosis efektif.

#### 4.1.1 Geometri Kanker dan Sumber Neutron



Gambar 4.1 Replikasi Geometri Kanker Esofagus

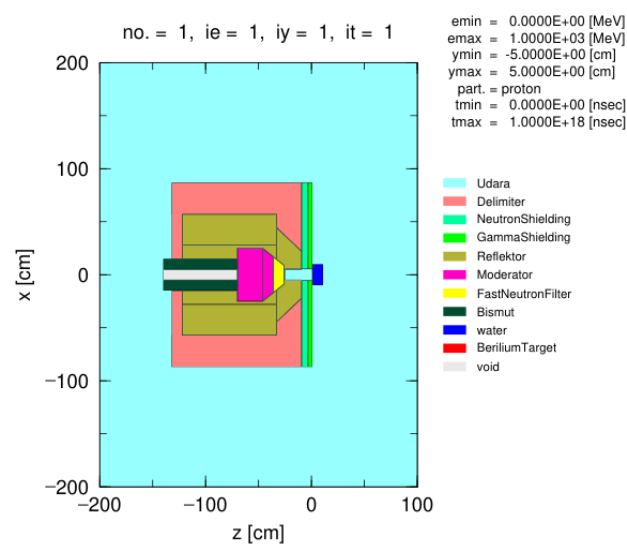
Gambar 4.1 menunjukkan geometri phantom ORNL yang dilengkapi dengan model kanker pada esofagus. Pada geometri ini juga ditampilkan organ-at-risk (OAR) yang terkait dengan kanker esofagus, yaitu kulit, jaringan sehat, paru-paru kanan, paru-paru kiri, jantung, esofagus, tulang rusuk, dan tulang belakang.

Selain itu, area kanker dibagi menjadi tiga bagian, yaitu Gross Tumor Volume (GTV), Clinical Target Volume (CTV), dan Planning Target Volume

(PTV). Melalui simulasi ini, volume GTV, CTV, dan PTV dapat diketahui dengan menggunakan fitur T-Volume pada PHITS. Hasil perhitungan volume tersebut ditampilkan pada Tabel 4.1 berikut.

Tabel 4.1 perbandingan volume kanker hasil simulasi dan volume asli.

Nama Organ	Volume Asli (cm <sup>3</sup> )	Volume hasil simulasi (cm <sup>3</sup> )	Persentase eror (%)
GTV	36,79	36,77	7
CTV	139,53	138,62	4
PTV	CTV+margin 0,5 cm	183,544	4



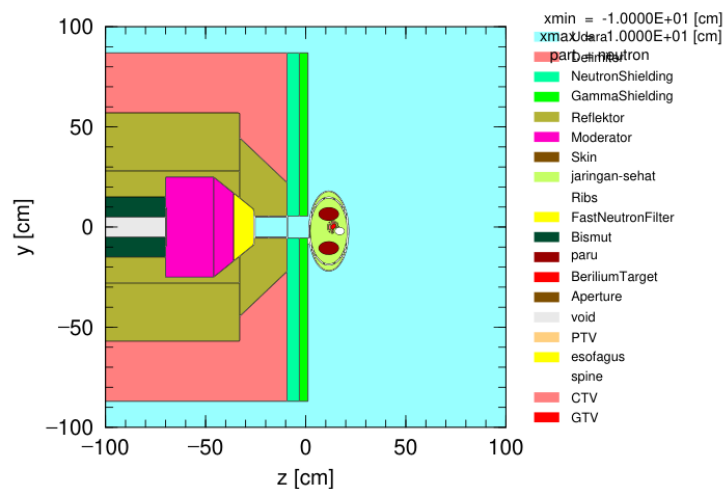
Gambar 4.2 Replikasi Beam Shapping Assembly (BSA)

Gambar 4.2 menunjukkan replikasi Beam Shapping Assembly (BSA) yang telah dioptimasi dan diuji menggunakan water phantom. BSA pada simulasi ini terdiri atas delimiter, reflektor, moderator, proton beam line, fast neutron filter, gamma filter, neutron shielding, aperture, dan gamma shielding. Optimasi BSA dilakukan dengan memvariasikan ketebalan pada beberapa komponen, seperti filter neutron, moderator, dan filter gamma, hingga diperoleh nilai keluaran yang memenuhi standar IAEA, sebagaimana ditampilkan pada Tabel 4.1 di bawah ini.

Setelah keluaran BSA sesuai dengan parameter IAEA, maka BSA dapat digunakan sebagai sumber penyinaran dalam terapi BNCT untuk kanker esofagus.

Tabel 4.1 Hasil Optimasi Beam Shapping Assembly (BSA)

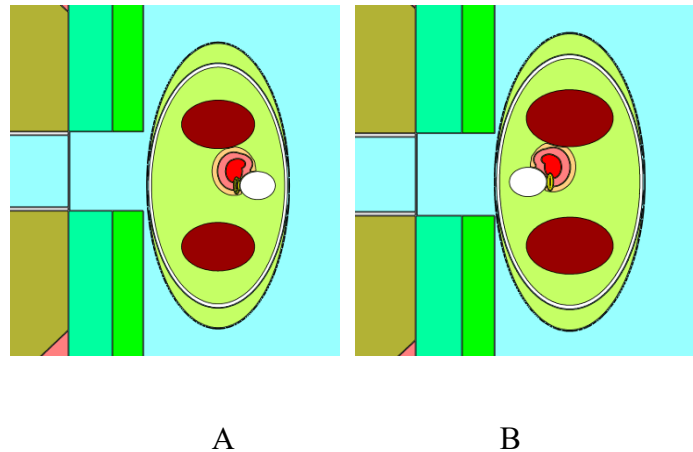
Parameter	Rekomendasi IAEA	Hail optimasi
Fluks neutron epitermal ( $n/cm^2 \cdot s$ )	$>1.0 \times 10^9$	$1.3 \times 10^9$
Laju dosis neutron cepat/fluks neutron epitermal ( $Gy \cdot cm^2/n$ )	$<2.0 \times 10^{-13}$	$6.3 \times 10^{-14}$
Laju dosis gamma/fluks neutron epitermal ( $Gy \cdot cm^2/s$ )	$<2.0 \times 10^{-13}$	$8.3 \times 10^{-14}$
Rasio fluks neutron termal/epitermal ( $\phi_{th}/\phi_{epi}$ )	$<0.05$	0.025
Rasio arus/fluks neutron epitermal ( $J/\phi_{epi}$ )	$>0.7$	0.78



Gambar 4.3 Replikasi BSA yang telah digabung dengan phantom ORNL.

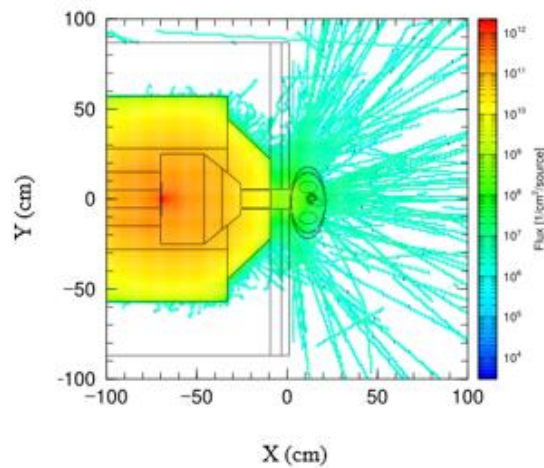
Gambar 4.3 menampilkan visualisasi BSA yang telah digabung dengan phantom manusia. Phantom ditempatkan di depan BSA pada posisi tengah, sejajar dengan arah keluaran pancaran neutron. Posisi phantom dapat disesuaikan dengan arah penyinaran yang digunakan, seperti anterior, posterior, atau left lateral. Pada

penelitian ini digunakan dua arah penyinaran, yaitu Anterior-Posterior (AP) dan Posterior-Anterior (PA), seperti ditunjukkan pada Gambar 4.4 A dan 4.4 B di bawah ini.

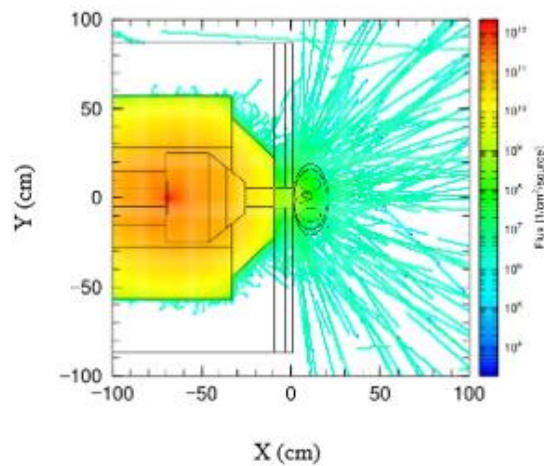


Gambar 4.4 (A) arah Anterior-Posterior (AP). (B) Penyinaran BNCT dengan arah Posterior-Anterior (PA).

Dilakukan simulasi penyinaran BNCT dengan jumlah history partikel sebanyak 100.000.000. Pada simulasi ini diperoleh nilai error berkisar antara 4–20%. Besarnya error dipengaruhi oleh jarak organ terhadap sumber neutron. Semakin jauh letak organ dari sumber neutron, semakin sedikit partikel yang terdeteksi, sehingga nilai error yang dihasilkan menjadi lebih besar. Gambar 4.5 A dan 4.5 B menunjukkan hasil simulasi penyinaran BNCT untuk kanker esofagus.



(A)

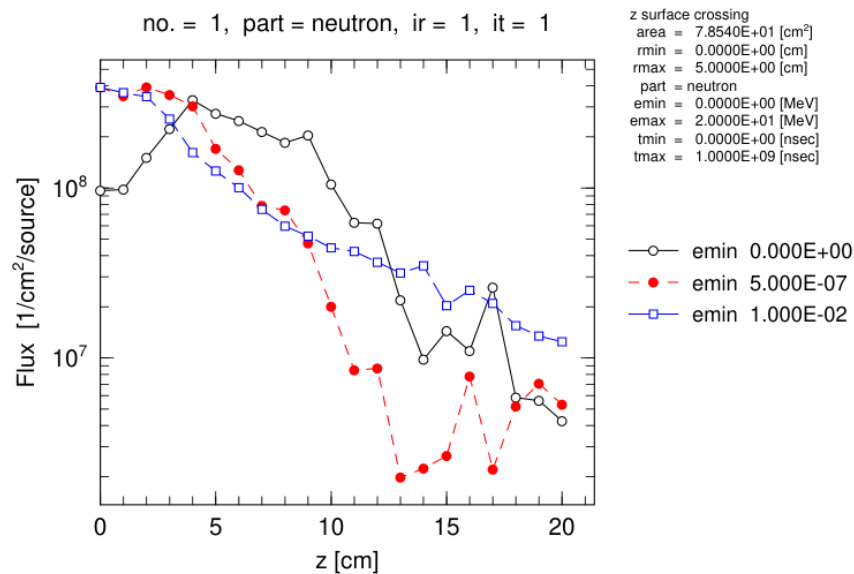


(B)

Gambar 4.5 (A) Simulasi penyinaran kanker esofagus dengan arah Anterior (B) Simulasi penyinaran kanker esofagus dengan arah Posterior.

Warna pada gambar 4.5 (A) dan (B) menunjukkan rentang fluks neutron epitermal pada BSA. Warna biru menunjukkan fluks berada pada rentang  $10^3$  hingga  $10^6 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$ , warna hijau menunjukkan fluks berada pada rentang  $10^7$  hingga  $10^9 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$ , warna kuning menunjukkan fluks berada pada rentang  $10^{10}$  hingga  $10^{11} \text{ cm}^{-2}/\text{source}$ , sementara warna merah menunjukkan fluks berada pada rentang  $10^{11}$  hingga  $10^{12} \text{ cm}^{-2}/\text{source}$ . Pada geometri kanker, fluks neutron

epitermal yang berinteraksi dengan tubuh berada pada rentang  $10^6$  hingga  $10^9 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$ . Nilai fluks tersebut semakin menurun seiring bertambahnya kedalaman jaringan di dalam tubuh. Distribusi fluks neutron berdasarkan kedalaman tubuh (cm) dapat dilihat dari grafik pada gambar 4.6 di bawah ini.



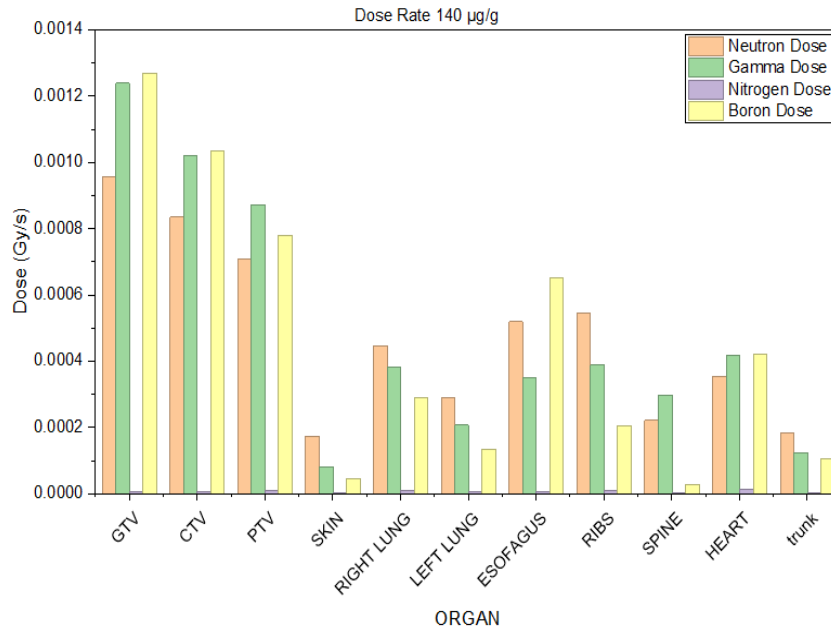
Gambar 4.6 Grafik fluks neutron termal, epithermal, dan neutron cepat.

Gambar 4.6 menunjukkan distribusi fluks neutron berdasarkan kedalaman tubuh. Hasil simulasi memperlihatkan bahwa fluks neutron termal mencapai nilai maksimum pada kedalaman 4 cm dengan nilai sebesar  $3,296 \times 10^8 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$ . Sementara itu, fluks neutron epitermal mencapai puncaknya pada kedalaman 2 cm dengan nilai sebesar  $3,92 \times 10^8 \text{ cm}^{-2}/\text{source}$ .

#### 4.1.2 Laju Dosis Serap

Laju dosis serap dihitung untuk mengetahui besarnya energi radiasi yang diserap oleh jaringan tubuh. Satuan laju dosis serap adalah Gy/s. Pada penelitian ini, terdapat empat komponen laju dosis serap yang dihitung menggunakan

parameter [T-track] multiplier pada PHITS, yaitu laju dosis serap dari boron, neutron, proton, dan gamma.



Gambar 4.7 Laju dosis pada konsentrasi 140 µg/g.

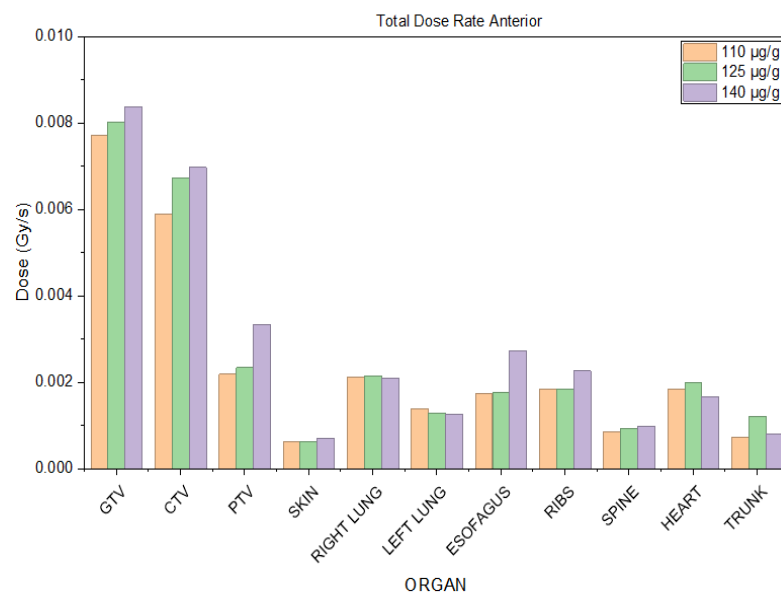
Pada Gambar 4.7 terlihat bahwa laju dosis serap boron sebagai komponen dosis utama dalam BNCT mengalami peningkatan yang signifikan pada GTV dibandingkan CTV, PTV, maupun organ lainnya. Hal ini terjadi karena boron yang diinjeksikan lebih banyak terakumulasi pada sel kanker, yaitu pada area GTV.

Berdasarkan Gambar 4.8, dapat disimpulkan bahwa konsentrasi boron berpengaruh terhadap peningkatan laju dosis serap. Semakin tinggi konsentrasi boron yang diberikan ke dalam tubuh, maka laju dosis serap yang dihasilkan juga semakin besar. Pada penelitian ini, laju dosis serap boron tertinggi secara berurutan diperoleh pada konsentrasi 140 µg/g, 125 µg/g, dan 110 µg/g.

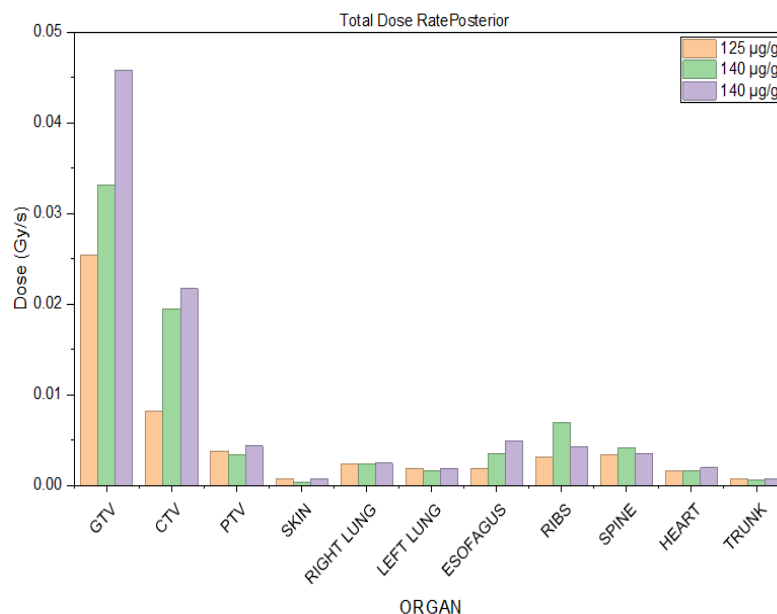
#### 4.1.3 Laju Dosis Total

Laju dosis total pada terapi BNCT merupakan besaran yang menunjukkan efek biologis keseluruhan radiasi yang diterima jaringan setiap satuan waktu. Nilai ini diperoleh dari penjumlahan seluruh komponen laju dosis serap yang berasal dari radiasi utama dalam BNCT, yaitu dosis boron dari reaksi penangkapan neutron oleh boron-10, dosis neutron akibat interaksi neutron dengan jaringan, serta dosis proton dan gamma.

Masing-masing komponen tersebut kemudian dikalikan dengan faktor bobot biologis, yaitu Compound Biological Effectiveness (CBE) dan Relative Biological Effectiveness (RBE), dengan nilai yang ditunjukkan pada tabel 2.2. Dengan demikian, laju dosis total dinyatakan dalam satuan Gy/s dan digunakan sebagai parameter penting untuk mengevaluasi efektivitas terapi serta menjaga keamanan jaringan normal. Hal ini karena laju dosis total dapat menggambarkan respons biologis jaringan dengan lebih baik dibandingkan laju dosis serap yang hanya menunjukkan besaran fisik.



Gambar 4.8 Grafik dosis total pada arah penyinaran Anterior-Posterior (AP)



Gambar 4.9 Grafik dosis total pada arah penyinaran Posterior- Anterior (PA).

Gambar 4.8 menunjukkan perbandingan laju dosis total pada target (GTV, CTV, dan PTV) serta organ at risk (OAR) untuk dua arah penyinaran, yaitu Anterior-Posterior (AP) dan Posterior-Anterior (PA), pada variasi konsentrasi boron 110 µg/g, 125 µg/g, dan 140 µg/g. Hasil grafik memperlihatkan bahwa laju dosis total tertinggi terjadi pada GTV baik pada arah AP maupun PA, sedangkan pada CTV dan PTV nilainya lebih rendah dibandingkan GTV namun masih lebih besar dibandingkan sebagian besar organ normal. Selain itu, peningkatan konsentrasi boron menyebabkan kenaikan laju dosis total, dengan nilai tertinggi diperoleh pada konsentrasi 140 µg/g, diikuti 125 µg/g dan 110 µg/g, sehingga menunjukkan bahwa dosis lebih terfokus pada area target terapi dibandingkan jaringan sehat.

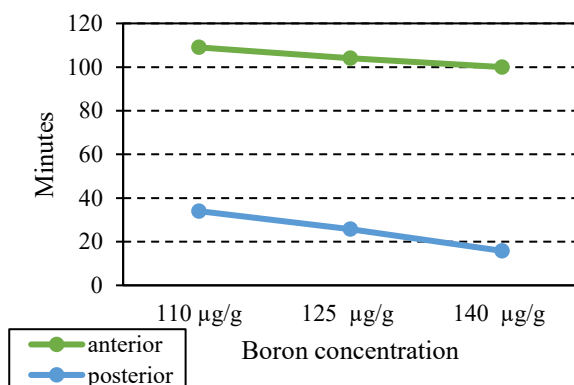
#### 4.1.4 Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi dihitung dengan membagi dosis minimum terapi kanker esofagus dengan laju dosis total yang diterima oleh GTV, sesuai dengan Persamaan

2.8. Pada penelitian ini, dosis minimum yang digunakan untuk membunuh sel kanker esofagus adalah 50,4 Gy. Tabel 4.2 menyajikan data hasil perhitungan waktu penyinaran pada konsentrasi boron 110  $\mu\text{g/g}$ , 120  $\mu\text{g/g}$ , 140  $\mu\text{g/g}$  untuk arah posterior.

Tabel 4.2 Data Perhitungan Waktu Iradiasi

Konsentrasi Boron ( $\mu\text{g/g}$ )	Dosis Minimum (Gy)	Dosis Total (Gy/s)	Waktu Penyinaran (s)
110	50,4	$2,46 \times 10^{-2}$	$2,045 \times 10^3$
125	50,4	$3,305 \times 10^{-2}$	$1,525 \times 10^3$
140	50,4	$5,37 \times 10^{-2}$	$9,39 \times 10^2$



Gambar 4.10 Grafik hubungan antara konsentrasi boron dengan waktu penyinaran.

Gambar 4.10 menunjukkan bahwa waktu penyinaran menurun seiring dengan meningkatnya konsentrasi boron dari 110, 125, dan 140  $\mu\text{g/g}$ , baik pada arah anterior maupun posterior. Pada arah posterior, waktu penyinaran yang diperoleh berturut-turut adalah 34 menit 9 detik, 25 menit 45 detik, dan 15 menit 47 detik. Sementara itu, pada arah anterior waktu penyinaran berturut-turut adalah 1 jam 49 menit, 1 jam 44 menit, dan 1 jam 40 menit 12 detik.

#### 4.1.5 Dosis Ekuivalen

Dosis ekuivalen merupakan total dosis yang diterima oleh setiap organ selama proses penyinaran. Perhitungan dosis ekuivalen, sesuai Persamaan 2.9, diperoleh dengan mengalikan laju dosis total dengan waktu iradiasi untuk masing-masing konsentrasi  $^{10}\text{B}$ . Hasil perhitungan dosis ekuivalen disajikan pada Tabel 4.3 dan Tabel 4.4, yang menunjukkan dosis ekuivalen pada jaringan kanker serta organ sehat.

Tabel 4.3 Nilai dosis ekuivalen pada arah penyinaran Anterior

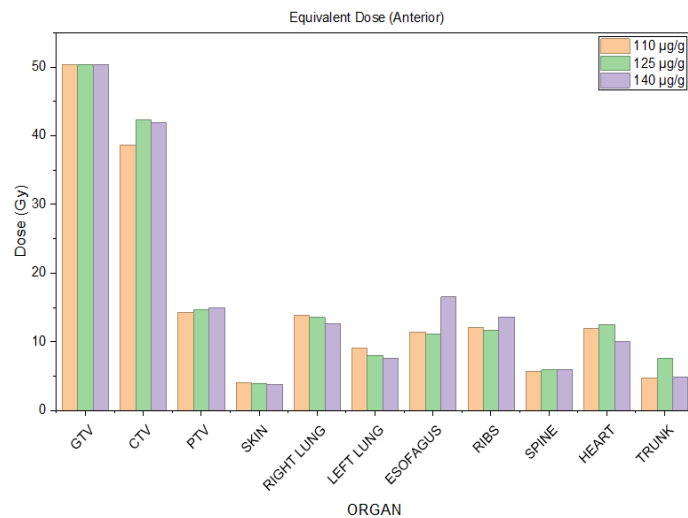
Organ	Dosis Ekuivalen (Gy)		
	110	125	140
Kulit	4,2	3,94	3,76
Paru-paru kanan	13,8	13,5	12,6
Paru-paru kiri	9,09	8,04	7,52
esofagus	11,4	11,1	16,5
Tulang belakang	5,66	5,88	5,88
Tulang rusuk	12,1	11,6	13,6
Jantung	11,9	12,5	10

Tabel 4.4 Nilai dosis ekuivalen pada arah penyinaran Posterior

Organ	Dosis Ekuivalen (Gy)		
	110	125	140
Kulit	1,5	1,13	3,76
Paru-paru kanan	4,9	3,77	12,6
Paru-paru kiri	3,87	2,94	7,52
esofagus	3,75	7,56	16,5
Tulang belakang	6,82	5,35	5,88

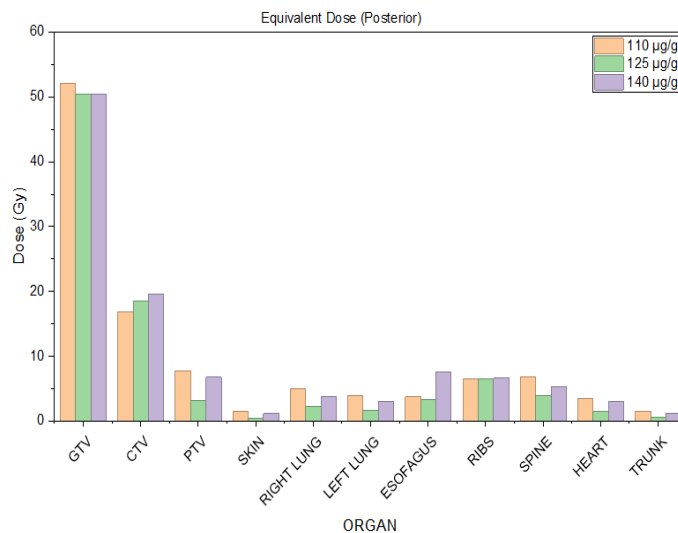
Tulang rusuk	6,46	6,55	6,61
Jantung	3,45	3,01	10

Grafik yang menunjukkan banyaknya dosis ekuivalen yang diterima oleh jaringan kanker dan organ sehat pada masing-masing arah penyinaran dapat dilihat pada gambar 4.11 dan 4.12.



Gambar 4.11 Dosis ekuivalen kanker dan organ sehat pada arah penyinaran

#### Anterior

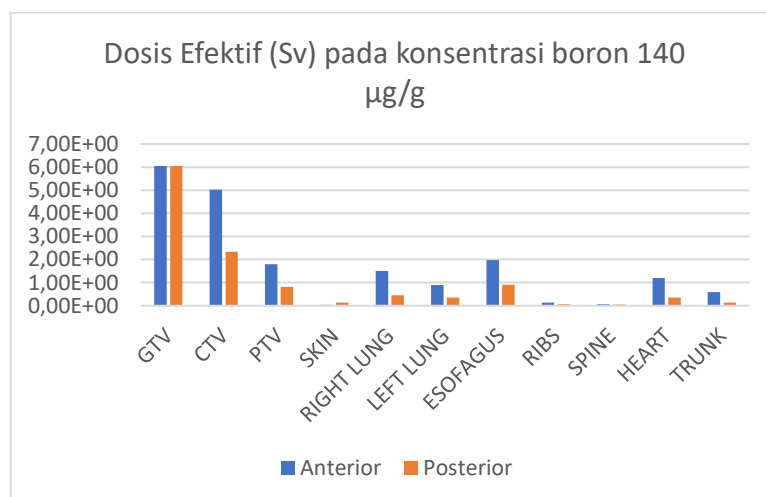


Gambar 4.12 Dosis ekuivalen kanker dan organ sehat pada arah penyinaran posterior.

Hasil simulasi menunjukkan bahwa penyinaran AP menghasilkan distribusi dosis yang lebih terkonsentrasi pada area kanker, dengan dosis yang lebih rendah pada organ sehat dibandingkan penyinaran PA. Berdasarkan indeks terapi, penyinaran AP lebih direkomendasikan dibandingkan PA 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 4.13



Gambar 4.13 Grafik dosis efektif pada konsentrasi boron 140 µg/g.

Grafik tersebut menunjukkan distribusi dosis efektif pada berbagai organ dan target volume (GTV, CTV, PTV) dengan membandingkan penyinaran dari arah anterior dan posterior pada konsentrasi boron 140µg/g. Secara umum, penyinaran dari arah posterior memberikan nilai dosis efektif yang lebih rendah pada hampir seluruh organ dibandingkan arah anterior, terutama pada organ-organ kritis seperti paru-paru, esofagus, dan jantung. Hal ini mengindikasikan bahwa arah penyinaran posterior lebih aman dibandingkan arah penyinaran anterior.

## 4.2 Pembahasan

### 4.2.1 Geometri Kanker Dan Sumber Neutron

Replikasi Geometri kanker esofagus berpatokan pada kanker dengan diagnose tnm (jurnal kanker). Geometri ini juga di tambahkan dengan organ terdekat yang beresiko yaitu jantung dan paru-paru. Beberapa organ lain juga di tambahkan karena juga terkena pancaran saat terapi dilakukan, organ tersebut yaitu tulang rusuk, tulang belakang, dan kulit.

Perbandingan antara volume kanker asli dan hasil simulasi ditunjukkan pada Tabel 4.1, di mana nilai volume simulasi untuk GTV ( $36,77 \text{ cm}^3$ ), CTV ( $138,62 \text{ cm}^3$ ), dan PTV ( $183,544 \text{ cm}^3$ ) hanya berbeda sedikit dari volume asli masing-masing target ( $36,79 \text{ cm}^3$ ,  $139,53 \text{ cm}^3$ , dan nilai PTV dengan margin  $0,5 \text{ cm}$ ), dengan persentase error berada di kisaran 4–7%. Perbedaan kecil ini menunjukkan bahwa model simulasi yang digunakan cukup akurat dalam merepresentasikan geometri target nyata dan sudah sesuai untuk dianalisis lebih lanjut dalam studi ini. Validasi hasil simulasi seperti ini konsisten dengan prinsip penggunaan Monte Carlo simulations untuk perhitungan dosis dan distribusi volume dalam radioterapi, di mana perbedaan antara simulasi dan data empiris dibawah 9% masih dapat diterima dalam konteks perencanaan terapi klinis, karena metode Monte Carlo telah terbukti mampu menghasilkan prediksi dosis yang akurat dan dapat dipercaya dalam aplikasinya di radioterapi modern (Saputro et al., 2024).

Replikasi Beam Shaping Assembly (BSA) terdiri dari delimitter, reflektor, moderator, proton beam line, fast neutron filter, gamma filter, neutron shielding, aperture, dan gamma shielding. Dalam optimasi konfigurasi BSA, penggunaan lithium fluoride (LiF) sebagai fast neutron filter telah ditunjukkan efektif dalam

mereduksi neutron cepat sekaligus menghasilkan neutron epithermal yang lebih sesuai standar BNCT. Studi optimasi desain BSA berbasis simulasi Monte Carlo menunjukkan bahwa penggunaan lapisan LiF sebagai filter neutron cepat dalam konfigurasi BSA dapat menekan komponen neutron yang kurang diinginkan, sehingga keluaran epithermal neutron yang dihasilkan memenuhi parameter yang direkomendasikan untuk terapi BNCT.

Selain variasi ketebalan filter, optimasi BSA juga dapat dilakukan dengan menambahkan material yang memiliki kemampuan tinggi dalam menyerap neutron, sehingga spektrum neutron yang dihasilkan menjadi lebih sesuai. Salah satu material yang dapat digunakan adalah gadolinium (Gd), karena memiliki kemampuan penyerapan neutron termal yang sangat besar dan banyak diteliti sebagai material penahan neutron. Hal ini berdasar pada penelitian oleh Chen dkk yang menyebutkan bahwa Gd mampu meningkatkan penyerapan neutron termal, sehingga dapat membantu meningkatkan efektivitas kinerja BSA (Chen et al., 2025).

#### **4.2.2 Laju Dosis Serap**

Laju dosis serap dianalisis untuk mengetahui besarnya energi radiasi yang diserap oleh jaringan tubuh per satuan massa dan waktu, baik pada jaringan kanker maupun organ berisiko. Pada simulasi ini terdapat empat komponen laju dosis serap yang dihasilkan selama terapi BNCT, yaitu laju dosis boron, neutron, proton, dan gamma. Laju dosis boron muncul dari reaksi tangkapan neutron termal oleh boron-10, yaitu reaksi  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ , yang menghasilkan partikel alfa dan inti lithium sehingga memberikan deposisi energi pada jaringan. Laju dosis neutron berasal dari interaksi neutron dengan jaringan tubuh, terutama melalui proses hamburan dengan

hidrogen yang menghasilkan partikel recoil. Laju dosis proton terjadi akibat reaksi neutron dengan nitrogen dalam jaringan, yaitu reaksi  $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ , yang menghasilkan proton. Sementara itu, laju dosis gamma berasal dari radiasi gamma yang terbentuk akibat reaksi neutron dengan unsur tertentu di dalam tubuh maupun lingkungan, termasuk kontribusi gamma dari reaksi boron.

Berdasarkan Gambar 4.7 pada konsentrasi boron 140  $\mu\text{g/g}$ , laju dosis serap tertinggi diperoleh pada GTV, kemudian menurun pada CTV dan PTV, sedangkan pada organ at risk (OAR) nilainya relatif lebih rendah. Konsentrasi boron diasumsikan terakumulasi sebesar 100% pada GTV, 5% pada CTV dan PTV, serta 1% pada jaringan sehat. Hal ini menunjukkan bahwa peningkatan laju dosis serap terutama dipengaruhi oleh keberadaan boron pada jaringan tumor, sehingga efek terapi lebih terfokus pada area target.

Sementara itu, pada jaringan sehat dan organ di sekitar target, kontribusi laju dosis lebih banyak berasal dari komponen neutron, gamma, dan nitrogen, karena interaksi tersebut tetap dapat terjadi meskipun konsentrasi boron lebih kecil. Hasil ini memperlihatkan bahwa distribusi laju dosis serap cenderung lebih terarah pada jaringan kanker, sehingga terapi BNCT berpotensi memberikan dosis yang lebih efektif pada target dengan paparan yang lebih rendah pada organ normal.

Neutron epitermal yang dipancarkan dari sumber akan termoderasi menjadi neutron termal saat berinteraksi dengan jaringan tubuh. Neutron termal tersebut kemudian berperan dalam reaksi tangkapan dengan boron-10, sehingga menghasilkan partikel alfa dan inti lithium. Partikel hasil reaksi ini memiliki LET tinggi dan jangkauan yang sangat pendek, yaitu sekitar beberapa mikrometer (sebanding dengan ukuran sel), sehingga energi radiasi lebih banyak diserap pada

jaringan yang memiliki konsentrasi boron tinggi. Oleh karena itu, semakin besar akumulasi boron pada jaringan kanker, semakin tinggi pula laju dosis boron yang dihasilkan, sehingga dosis yang diterima GTV menjadi paling besar dibandingkan jaringan lainnya.

Pada praktiknya, akumulasi boron pada GTV dapat terjadi karena sel kanker memiliki aktivitas metabolisme yang lebih tinggi dibandingkan jaringan normal, sehingga lebih mudah menyerap senyawa pembawa boron yang dirancang untuk menargetkan sel kanker. Kondisi ini membuat reaksi tangkapan neutron oleh boron lebih dominan terjadi pada area tumor, sehingga efek terapi BNCT menjadi lebih terfokus pada jaringan kanker dan paparan pada jaringan sehat dapat ditekan.

#### **4.2.3 Laju Dosis Total**

Laju dosis total merupakan penjumlahan dari empat komponen laju dosis serap, yaitu dosis boron, neutron, proton, dan gamma. Besaran ini digunakan untuk menggambarkan dosis radiasi yang diterima jaringan secara keseluruhan per satuan waktu, sehingga dapat menjadi parameter penting dalam mengevaluasi efektivitas penyinaran pada jaringan target serta potensi paparan terhadap organ at risk (OAR). Pada simulasi BNCT, laju dosis total pada area tumor umumnya lebih tinggi dibandingkan jaringan lain karena adanya kontribusi dosis boron yang meningkat seiring dengan akumulasi boron pada target terapi.

Berdasarkan grafik laju dosis total pada arah penyinaran posterior (PA) dan anterior (AP), laju dosis total tertinggi pada kedua arah tetap terjadi pada GTV, kemudian menurun pada CTV dan PTV, sedangkan pada organ at risk (OAR) nilainya relatif lebih kecil. Namun, secara umum penyinaran dari arah posterior menghasilkan laju dosis total yang lebih besar pada target dibandingkan arah

anterior, sehingga lebih efektif dalam memberikan dosis terapeutik pada jaringan kanker. Selain itu, peningkatan konsentrasi boron dari 110  $\mu\text{g/g}$  hingga 140  $\mu\text{g/g}$  menyebabkan laju dosis total meningkat pada kedua arah, terutama pada GTV, yang menunjukkan bahwa kontribusi dosis boron semakin dominan seiring meningkatnya konsentrasi boron.

Pada organ sehat, laju dosis total tetap muncul akibat kontribusi komponen lain seperti neutron dan gamma, tetapi nilainya masih lebih rendah dibandingkan jaringan target. Dengan demikian, perbandingan kedua arah penyinaran menunjukkan bahwa arah posterior lebih menguntungkan karena mampu memberikan dosis lebih tinggi pada tumor dengan efisiensi penyinaran yang lebih baik dibandingkan arah anterior.

#### **4.2.4 Waktu Iradiasi**

Berdasarkan hasil penelitian yang disajikan pada Gambar 4.10 menunjukkan bahwa waktu penyinaran menurun seiring dengan meningkatnya konsentrasi boron dari 110  $\mu\text{g/g}$ , 125  $\mu\text{g/g}$ , hingga 140  $\mu\text{g/g}$  pada kedua arah penyinaran, yaitu anterior dan posterior. Penurunan waktu ini terjadi karena semakin tinggi konsentrasi boron, maka laju dosis total yang dihasilkan pada jaringan target semakin besar, sehingga dosis terapi dapat tercapai dalam waktu yang lebih singkat. Pada arah posterior dan anterior waktu penyinaran tercepat keduanya didapatkan dari konsentrasi boron tertinggi yaitu 140  $\mu\text{g/g}$ . Waktu penyinaran tercepat yaitu 15 menit 47, sedangkan pada arah anterior 1 jam 40 menit 12 detik.

Hasil simulasi menunjukkan bahwa waktu iradiasi paling singkat diperoleh pada konsentrasi boron 140  $\mu\text{g/g}$ , yaitu sekitar 15 menit pada arah penyinaran

posterior. Durasi ini sejalan dengan review klinis BNCT di *Frontiers in Oncology* yang melaporkan penggunaan waktu iradiasi 15,3 menit dan 16,5 menit pada kasus klinis tertentu, sehingga menunjukkan bahwa iradiasi dalam rentang belasan menit memang pernah diterapkan dan dapat memberikan efek terapi (Malouff et al., 2021). Dengan demikian, waktu iradiasi sekitar 15 menit pada penelitian ini dapat dinyatakan efisien dan terbukti efektif dalam konteks terapi BNCT.

#### 4.2.5 Dosis Ekuivalen

Hasil perhitungan dosis ekuivalen untuk arah penyinaran Anterior-Posterior (AP) dan Posterior-Anterior (PA) pada konsentrasi boron 110  $\mu\text{g/g}$ , 125  $\mu\text{g/g}$ , dan 140  $\mu\text{g/g}$  ditunjukkan pada Tabel 4.3 dan Tabel 4.4. Secara umum, dosis ekuivalen pada esofagus sebagai target terapi meningkat seiring dengan bertambahnya konsentrasi boron. Hal ini menunjukkan bahwa kontribusi dosis boron menjadi semakin dominan pada jaringan tumor, sehingga peningkatan konsentrasi boron berperan penting dalam meningkatkan efektivitas terapi BNCT terhadap kanker esofagus. Dosis ekuivalen yang diperoleh selanjutnya dibandingkan dengan batas toleransi dosis yang dapat diterima oleh masing-masing jaringan tubuh. Nilai batas toleransi tersebut disajikan pada table 4.5 dibawah ini.

Tabel 4.5 Batas dosis toleransi masing-masing organ

Organ	Dosis Toleransi (Gy)
Kulit	2
Paru-paru kanan	7,5
Paru-paru kiri	7,5
esofagus	15,4
Tulang belakang	14
Tulang rusuk	14

Jantung	2
---------	---

Jika dibandingkan dengan batas toleransi organ, dosis ekuivalen pada esofagus mendekati atau sedikit melampaui nilai toleransi yang dapat diterima, yaitu sekitar 15,4 Gy. Kondisi ini masih dapat dipertimbangkan dalam konteks terapi kanker, karena tujuan utama adalah menghancurkan sel kanker secara efektif. Pada paru-paru, dosis ekuivalen hasil simulasi umumnya berada di bawah batas toleransi 7,5 Gy, sehingga risiko terjadinya komplikasi seperti pneumonitis akibat radiasi dapat diminimalkan.

Jantung, kulit, serta tulang rusuk dan tulang belakang, dosis ekuivalen yang diperoleh dari simulasi menunjukkan nilai yang relatif lebih rendah dibandingkan batas toleransi masing-masing organ. Jantung memiliki batas toleransi sekitar 2 Gy, dan dosis yang melebihi nilai ini dapat meningkatkan risiko gangguan kardiovaskular. Kulit juga memiliki batas toleransi sekitar 2 Gy, di mana paparan dosis berlebih dapat menyebabkan cedera radiasi akut seperti eritema dan iritasi kulit. Sementara itu, tulang rusuk dan tulang belakang memiliki batas toleransi sekitar 14 Gy, dan paparan di atas nilai tersebut berpotensi menimbulkan toksisitas tulang. Hasil simulasi menunjukkan bahwa dosis pada organ-organ tersebut masih berada dalam rentang yang dapat diterima.

Perbandingan antara arah penyinaran AP dan PA menunjukkan bahwa arah posterior cenderung memberikan distribusi dosis ekuivalen yang lebih menguntungkan, yaitu dosis yang lebih tinggi pada jaringan target dengan paparan yang lebih rendah pada sebagian besar organ at risk. Hal ini menunjukkan bahwa pemilihan arah penyinaran berperan penting dalam optimasi terapi BNCT. Secara keseluruhan, hasil dosis ekuivalen pada penelitian ini menunjukkan bahwa

kombinasi arah penyinaran dan variasi konsentrasi boron yang digunakan berpotensi memberikan terapi yang efektif pada kanker esofagus dengan tetap mempertimbangkan aspek keselamatan jaringan normal.

#### **4.2.6 Dosis efektif**

Berdasarkan hasil perhitungan dosis efektif pada konsentrasi boron 140  $\mu\text{g/g}$ , terlihat bahwa arah penyinaran Anterior-Posterior (AP) menghasilkan nilai dosis efektif yang lebih tinggi dibandingkan arah Posterior-Anterior (PA) pada hampir seluruh organ. Pada jaringan target, dosis efektif tertinggi diperoleh pada GTV, yaitu sebesar 6,05 Sv untuk arah AP dan 6,05 Sv untuk arah PA, sedangkan pada CTV nilai dosis efektif sebesar 5,03 Sv pada arah AP dan menurun menjadi 2,34 Sv pada arah PA. Nilai dosis efektif pada PTV juga menunjukkan perbedaan yang cukup signifikan, yaitu 1,80 Sv pada arah AP dan 0,81 Sv pada arah PA. Hal ini menunjukkan bahwa arah posterior memberikan paparan radiasi keseluruhan yang lebih rendah dibandingkan arah anterior, meskipun tetap mampu memberikan dosis yang tinggi pada jaringan target.

Pada organ at risk (OAR), dosis efektif yang dihasilkan relatif lebih kecil dibandingkan jaringan target, namun tetap menunjukkan perbedaan yang jelas antara kedua arah penyinaran. Sebagai contoh, dosis efektif pada paru-paru kanan sebesar 1,51 Sv pada arah AP dan menurun menjadi 0,45 Sv pada arah PA, sedangkan pada paru-paru kiri sebesar 0,90 Sv pada arah AP dan 0,35 Sv pada arah PA. Pada jantung, dosis efektif tercatat sebesar 1,20 Sv untuk arah AP dan 0,36 Sv untuk arah PA. Pola ini menunjukkan bahwa arah posterior lebih menguntungkan karena mampu menurunkan risiko paparan radiasi pada organ vital di sekitar esofagus. Nilai dosis efektif yang lebih rendah pada organ-organ tersebut berkaitan

dengan distribusi dosis ekuivalen yang lebih kecil serta durasi iradiasi yang lebih singkat pada arah posterior.

Meskipun nilai dosis efektif yang diperoleh pada simulasi ini relatif besar, khususnya pada jaringan target, hasil tersebut tidak digunakan sebagai parameter utama untuk menilai keberhasilan atau keamanan terapi. Menurut ICRP, dosis efektif tidak memiliki batas minimum yang dapat dianggap aman, karena setiap paparan radiasi berpotensi menimbulkan efek stokastik. Oleh karena itu, dosis efektif digunakan sebagai indikator risiko secara keseluruhan, bukan sebagai parameter utama dalam evaluasi terapi radiasi, yang lebih tepat dinilai menggunakan dosis ekuivalen per organ (ICRP, 2021). Dalam konteks ini, analisis dosis efektif tetap memberikan informasi tambahan yang penting untuk membandingkan risiko biologis antar variasi arah penyinaran, di mana arah posterior menunjukkan potensi risiko yang lebih rendah dibandingkan arah anterior.

#### **4.3 Tinjauan pengobatan BNCT dalam perspektif Islam**

Pengobatan kanker esofagus dengan metode BNCT dapat dipandang sebagai bentuk ikhtiar manusia dalam menjaga dan memulihkan kesehatan. Dalam Islam usaha untuk mencari pengobatan merupakan bagian dari tanggung jawab manusia terhadap tubuhnya, sementara kesembuhan tetap berasal dari Allah SWT. Hal ini seperti yang tercantum pada QS. As-Syu'ara: 80 yang berbunyi

وَإِذَا مَرِضْتُ فَهُوَ يَشْفِينِ

*“Dan apabila aku sakit, Dialah yang menyembuhkanku.”*

Ayat ini menegaskan keyakinan tauhid Nabi Ibrahim AS bahwa kesembuhan hakikatnya berasal dari Allah SWT, sekaligus mengakui sakit sebagai realitas biologis dalam kehidupan manusia. Dalam tafsir para ulama, penyandaran

kesembuhan kepada Allah tidak meniadakan sebab, melainkan menempatkan Allah sebagai Musabbibul Asbāb, sementara pengobatan dan teknologi medis dipahami sebagai wasilah yang diciptakan-Nya. Oleh karena itu, usaha manusia dalam mencari pengobatan, termasuk terapi modern, merupakan bentuk ikhtiar yang selaras dengan prinsip tawakal dalam Islam.

Secara kebahasaan menurut Tafsir Al-Qurthubi, satu kata kunci dalam ayat ini adalah “يَشْفِينِ (yasyfin)” yang berarti menyembuhkan secara berkelanjutan, bukan sekadar menghilangkan gejala sesaat. Makna ini relevan dengan pendekatan terapi kanker modern seperti Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada kanker esofagus, yang dirancang untuk menargetkan sel kanker secara spesifik dan meminimalkan kerusakan jaringan sehat. Upaya pengembangan dan penerapan BNCT dapat dipahami sebagai bagian dari ikhtiar ilmiah manusia dalam mencari kesembuhan yang lebih efektif dan berkelanjutan. Dalam perspektif ayat ini, keberhasilan terapi bukan semata hasil teknologi, tetapi tetap berada dalam kehendak Allah, sehingga riset dan pengobatan modern menjadi sarana pengabdian ilmiah yang selaras dengan nilai spiritual Islam.

Dalam segi pengobatan modern, perkembangan teknologi medis dapat dipahami sebagai bagian dari ilmu pengetahuan yang berada dalam cakupan kehendak dan pengetahuan Allah SWT, sehingga prinsip-prinsip ilmiah pada tingkat mikroskopik, termasuk interaksi partikel dalam terapi medis modern, berjalan sesuai dengan sunnatullah yang telah ditetapkan, sebagaimana ditegaskan dalam QS. Yunus: 61.

وَمَا يَعْزُبُ عَنْ رَبِّكَ مِنْ مِّثْقَالِ ذَرَّةٍ فِي الْأَرْضِ وَلَا فِي السَّمَاءِ

*“Dan tidak luput dari pengetahuan Tuhanmu biarpun sebesar zarah, baik di bumi maupun di langit.” (QS. Yunus:61)*

Dalam Tafsir Al-Munīr, Wahbah az-Zuhaili menjelaskan bahwa QS. Yunus ayat 61 menegaskan kesempurnaan ilmu dan pengawasan Allah terhadap seluruh realitas, termasuk hal-hal yang paling kecil dan paling halus yang dilambangkan dengan istilah “مِنْتَعَالِ ذَرَّةٍ”. Menurutnya, tidak ada satu pun unsur di alam semesta baik di bumi maupun di langit yang luput dari pengetahuan dan pencatatan Allah, meskipun keberadaannya tidak dapat dijangkau oleh indra manusia. Penekanan ayat ini menunjukkan bahwa unsur-unsur mikro memiliki keberadaan dan pengaruh yang nyata, meskipun sering diabaikan karena ukurannya yang sangat kecil.

Dalam konteks ilmu kesehatan modern, prinsip ini selaras dengan pengembangan Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), yaitu terapi kanker yang memanfaatkan unsur boron pada tingkat atomik untuk menghasilkan reaksi selektif yang menghancurkan sel kanker. Dengan demikian, QS. Yunus: 61 menurut Tafsir Al-Munīr dapat dipahami sebagai landasan teologis yang mendorong pengkajian ilmiah terhadap unsur-unsur mikro seperti boron secara bertanggung jawab demi kemaslahatan manusia, tanpa menjadikan ayat Al-Qur’an sebagai penjelasan teknis ilmu kedokteran.

## **BAB V**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan hasil analisis dan pembahasan pada penelitian mengenai analisis dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada kanker esofagus menggunakan Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS) versi 3.35, maka diperoleh beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Peningkatan konsentrasi boron menghasilkan waktu iradiasi yang semakin singkat. Waktu iradiasi tercepat yaitu 15 menit diperoleh pada konsentrasi boron tertinggi yaitu 140.
2. Arah penyinaran Posterior–Anterior (PA) merupakan arah paling efektif karena menghasilkan dosis yang lebih optimal pada jaringan kanker dengan paparan yang lebih rendah pada jaringan sehat. Arah penyinaran Anterior–Posterior (AP) kurang efektif karena menimbulkan paparan dosis yang lebih tinggi pada jaringan sehat dan organ at risk.
3. Konsentrasi boron 140  $\mu\text{g/g}$  menghasilkan dosis paling efektif dengan durasi penyinaran yang lebih efisien dan meminimalkan dosis jaringan sehat.

#### **5.2 Saran**

Penelitian analisis dosis terapi kanker esofagus dengan metode BNCT berbasis PHITS ke depannya disarankan menggunakan jumlah particle history yang lebih besar agar hasil simulasi menjadi lebih presisi. Selain itu, variasi konsentrasi boron dengan interval yang lebih kecil perlu dilakukan untuk memperoleh data yang lebih detail dan akurat. Peningkatan pemodelan BSA juga disarankan guna

menghasilkan fluks neutron epitermal yang lebih optimal sehingga efektivitas terapi dapat ditingkatkan. Seiring dengan adanya pembaruan perangkat lunak PHITS setiap tahunnya, penyempurnaan listing code yang digunakan juga perlu dilakukan agar hasil simulasi yang diperoleh semakin akurat.

## DAFTAR PUSTAKA

- Ardana, I. M., & Sardjono, Y. (2017). Optimization of a Neutron Beam Shaping Assembly Design for Bnct and Its Dosimetry Simulation Based on Mcnpx. *Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir Tri Dasa Mega*, 19(3), 121. <https://doi.org/10.17146/tdm.2017.19.3.3582>
- Bae, Y. soon, Kim, D. S., Seo, H. J., Han, J. U., Yoon, H. J., Hwang, J. J., Kim, J. J., Woo, B. H., Kim, H. J., Jang, Y. S., Han, S. C., Kim, W. H., Kang, D. G., Seo, H. J., Lee, S. Y., Jeon, S. J., Yi, J., Lee, J., Seo, I. H., ... Park, S. S. (2022). Advances of LINAC-based boron neutron capture therapy in Korea. *AAPPS Bulletin*, 32(1). <https://doi.org/10.1007/s43673-022-00063-2>
- Barth, R. F., Gupta, N., & Kawabata, S. (2024). Evaluation of sodium borocaptate (BSH) and boronophenylalanine (BPA) as boron delivery agents for neutron capture therapy (NCT) of cancer: an update and a guide for the future clinical evaluation of new boron delivery agents for NCT. *Cancer Communications*, 44(8), 893–909. <https://doi.org/10.1002/cac2.12582>
- Batumalai, V., Delaney, G. P., Descallar, J., Gabriel, G., Wong, K., Shafiq, J., & Barton, M. (2020). Variation in the use of radiotherapy fractionation for breast cancer: Survival outcome and cost implications. *Radiotherapy and Oncology*, 152, 70–77. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.07.038>
- Bilalodin, B., Wihantoro, Haryadi, A., & Abdullatif, F. (2023). DOSIMETRY ANALYSIS OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) ON THYROID CANCER USING PHITS CODE WITH NEUTRON FROM 30 MeV CYCLOTRON. *Jurnal Teknologi*, 85(5), 21–26. <https://doi.org/10.11113/jurnalteknologi.v85.19454>
- Bisello, S., Cilla, S., Benini, A., Cardano, R., Nguyen, N. P., Deodato, F., Macchia, G., Buwenge, M., Cammelli, S., Wondemagegnehu, T., Uddin, A. F. M. K., Rizzo, S., Bazzocchi, A., Strigari, L., & Morganti, A. G. (2022). Dose–Volume Constraints fOr oRganS At risk In Radiotherapy (CORSAIR): An “All-in-One” Multicenter–Multidisciplinary Practical Summary. *Current Oncology*, 29(10), 7021–7050. <https://doi.org/10.3390/curroncol29100552>
- Carter, L. M., Crawford, T. M., Sato, T., Furuta, T., Choi, C., Kim, C. H., Brown, J. L., Bolch, W. E., Zanzonico, P. B., & Lewis, J. S. (2019). PARaDIM: A PHITS-Based monte carlo tool for internal dosimetry with tetrahedral mesh computational phantoms. *Journal of Nuclear Medicine*, 60(12), 1802–1811. <https://doi.org/10.2967/jnumed.119.229013>
- Chatzisavvas, N., Priniotakis, G., Papoutsidakis, M., Nikolopoulos, D., Valais, I., & Karpetas, G. (2021). Monte carlo computational software and methods in radiation dosimetry. *Annals of Emerging Technologies in Computing*, 5(3), 36–51. <https://doi.org/10.33166/AETiC.2021.03.004>
- Chen, J., Zhang, X., Xiao, W., Pan, D., & Wu, W. (2025). *Advances in gadolinium-based composite materials for neutron and gamma-ray shielding*. March, 1–

19. <https://doi.org/10.3389/fmats.2025.1561198>

- Conte, V., Bianchi, A., & Selva, A. (2024). Boron Neutron Capture Therapy: Microdosimetry at Different Boron Concentrations. *Applied Sciences (Switzerland)*, *14*(1). <https://doi.org/10.3390/app14010216>
- Disiena, M., Perelman, A., Birk, J., & Rezaizadeh, H. (2021). Esophageal Cancer: An Updated Review. *Southern Medical Journal*, *114*(3), 161–168. <https://doi.org/10.14423/SMJ.0000000000001226>
- Durkin, N., & De Coppi, P. (2022). Anatomy and embryology of tracheo-esophageal fistula. *Seminars in Pediatric Surgery*, *31*(6), 151231. <https://doi.org/10.1016/j.sempedsurg.2022.151231>
- 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>
- Escobar-Peralta, E., Gil-García, R., Quezada-Bautista, A. A., & López-Riverol, O. (2022). Helical tomotherapy: advanced radiotherapy technology. *Revista Medica Del Hospital General de Mexico*, *85*(4), 179–184. <https://doi.org/10.24875/hgmx.22000021>
- F. A. Bolowia, N. (2025). Computed Tomography (CT) Scans: Advancements in Oncology Diagnosis and Treatment. *Derna Academy Journal for Applied Sciences*, *3*(2), 140–147. <https://doi.org/10.71147/t415ys60>
- Fan, B., Li, C., Mu, F., Qin, W., Wang, L., Sun, X., Wang, C., Zou, B., Wang, S., Li, W., & Hu, M. (2021). Dose escalation guided by 18F-FDG PET/CT for esophageal cancer. *Radiation Medicine and Protection*, *2*(2), 55–60. <https://doi.org/10.1016/j.radmp.2021.04.002>
- Ferro-Flores, G., Azorín-Vega, E., Ocampo-García, B., Luna-Gutiérrez, M., Cruz-Nova, P., & Meléndez-Alafort, L. (2025). Effects of Targeted Radionuclide Therapy on Cancer Cells Beyond the Ablative Radiation Dose. *International Journal of Molecular Sciences*, *26*(14), 1–32. <https://doi.org/10.3390/ijms26146968>
- Fukuda, H. (2021a). Boron neutron capture therapy (Bnct) for cutaneous malignant melanoma using  $^{10}\text{B}$ -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  $^{10}\text{B}$ -borocaptate sodium (bsh) and  $^{10}\text{B}$ -paraboronophenylalanine (bpa). *Cells*, *10*(11). <https://doi.org/10.3390/cells10112883>
- García-Pareja, S., Lallena, A. M., & Salvat, F. (2021). Variance-Reduction Methods for Monte Carlo Simulation of Radiation Transport. *Frontiers in Physics*, *9*(October), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fphy.2021.718873>

- Green, S., Phoenix, B., Nakamura, S., Liu, Y. H., Shu, D., Hu, N., Suzuki, S., Koivunoro, H., Kumada, H., & Tanaka, H. (2025). Accelerator neutron sources for BNCT: Current status and some pointers for future development. *Applied Radiation and Isotopes*, 217(October 2024), 111656. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2025.111656>
- Han, D., Dong, J., Wang, Q., Li, B., Liu, J., Liu, H., Qiu, B., Zhang, W., Yang, H., Shen, W., Zhang, Y., Zhu, X., Wang, Y., Wu, L., Sun, H., & Huang, W. (2024). Neoadjuvant radiation target volume definition in esophageal squamous cell cancer: a multicenter recommendations from Chinese experts. *BMC Cancer*, 24(1). <https://doi.org/10.1186/s12885-024-12825-2>
- Harish, A. F., Warsono, & Sardjono, Y. (2020). Dose Analysis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Treatment for Lung Cancer Based on Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS). *ASEAN Journal on Science and Technology for Development*, 35(3), 187–194. <https://doi.org/10.29037/ajstd.545>
- Havránková, R. (2020). Biological effects of ionizing radiation. *Casopis Lekaru Ceskych*, 159(7–8), 258–260. <https://doi.org/10.5937/hpimj2501573m>
- Holt, F., Ivanova, A., Wang, Z., Darby, S., Duane, F., Ntentas, G., Oliveros, S., Lavery, B., Shah, K., Eichholz, A., Dodwell, D., & Taylor, C. (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, N., Tanaka, H., Kakino, R., Yoshikawa, S., Miyao, M., Akita, K., Isohashi, K., Aihara, T., Nihei, K., & Ono, 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), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s13014-021-01968-2>
- Huang, J., Koulaouzidis, A., Marlicz, W., Lok, V., Chu, C., Ngai, C. H., Zhang, L., Chen, P., Wang, S., Yuan, J., Lao, X. Q., Tse, S. L. A., Xu, W., Zheng, Z. J., Xie, S. H., & Wong, M. C. S. (2021). Global burden, risk factors, and trends of esophageal cancer: An analysis of cancer registries from 48 countries. *Cancers*, 13(1), 1–16. <https://doi.org/10.3390/cancers13010141>
- Hussain, S., Mubeen, I., Ullah, N., Shah, S. S. U. D., Khan, B. A., Zahoor, M., Ullah, R., Khan, F. A., & Sultan, M. A. (2022). Modern Diagnostic Imaging Technique Applications and Risk Factors in the Medical Field: A Review. *BioMed Research International*, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/5164970>
- Jaschke, W., Schmuth, M., Trianni, A., & Bartal, G. (2017). Radiation-Induced Skin Injuries to Patients: What the Interventional Radiologist Needs to Know. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 40(8), 1131–1140. <https://doi.org/10.1007/s00270-017-1674-5>
- Kakino, R., Hu, N., Tanaka, H., Takeno, S., Aihara, T., Nihei, K., & Ono, K. (2024). Out-of-field dosimetry using a validated PHITS model and computational

- phantom in clinical BNCT. *Medical Physics*, 51(2), 1351–1363. <https://doi.org/10.1002/mp.16916>
- 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>
- Lee, S. L., Bassetti, M., Meijer, G. J., & Mook, S. (2021). Review of MR-Guided Radiotherapy for Esophageal Cancer. *Frontiers in Oncology*, 11(March), 1–8. <https://doi.org/10.3389/fonc.2021.628009>
- 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, 1–10. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2021.642561>
- Malouff, T. D., Seneviratne, D. S., Ebner, D. K., Stross, W. C., Waddle, M. R., Trifiletti, D. M., & Krishnan, S. (2021). Boron Neutron Capture Therapy: A Review of Clinical Applications. *Frontiers in Oncology*, 11(February), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fonc.2021.601820>
- Matsumoto, Y., Fukumitsu, N., Ishikawa, H., Nakai, K., & Sakurai, H. (2021). A critical review of radiation therapy: From particle beam therapy (proton, carbon, and bnc) to beyond. *Journal of Personalized Medicine*, 11(8). <https://doi.org/10.3390/jpm11080825>
- Monti Hughes, A., & Hu, N. (2023). Optimizing Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) to Treat Cancer: An Updated Review on the Latest Developments on Boron Compounds and Strategies. *Cancers*, 15(16), 1–30. <https://doi.org/10.3390/cancers15164091>
- Ogawa, T., Hirata, Y., Matsuya, Y., Kai, T., Sato, T., & Iwamoto, Y. (2024). Overview of PHITS Ver . 3 . 34 with particular focus on track-structure calculation. 13.
- Park, D., Jeon, W. J., Yang, C., & Castillo, D. R. (2024). Advancing Esophageal Cancer Treatment: Immunotherapy in Neoadjuvant and Adjuvant Settings. *Cancers*, 16(2), 1–13. <https://doi.org/10.3390/cancers16020318>
- Saputro, B., Saputro, A. H., Nuraeni, N., & Prasetyo, H. (2024). MONTE CARLO SIMULATION AS PRECISION PREDICTIVE TOOLS TO FIND ISODOSE CURVE OF GAMMA IRRADIATOR : A PRELIMINARY STUDY. 14(2).
- Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S. I., Kai, T., Matsuya, Y., Matsuda, N., Hirata, Y., Sekikawa, T., Yao, L., Tsai, P. E., Ratliff, H. N., Iwase, H., Sakaki, Y., Sugihara, K., Shigyo, N., Sihver, L., & Niita, K. (2024). Recent improvements of the particle and heavy ion transport

- code system–PHITS version 3.33. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 61(1), 127–135. <https://doi.org/10.1080/00223131.2023.2275736>
- Sheikh, M., Roshandel, G., McCormack, V., & Malekzadeh, R. (2023). Current Status and Future Prospects for Esophageal Cancer. *Cancers*, 15(3). <https://doi.org/10.3390/cancers15030765>
- Shuai, H., Dian, E., Mezei, F., Sipos, P., & Czifrus, S. (2025). An accelerator-based neutron source design with a thermal neutron port and an epithermal neutron port for boron neutron capture therapy. *Applied Radiation and Isotopes*, 217(August 2024). <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2024.111647>
- Sung, H., Ferlay, J., Siegel, R. L., Laversanne, M., Soerjomataram, I., Jemal, A., & Bray, F. (2021). Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 71(3), 209–249. <https://doi.org/10.3322/caac.21660>
- Suzuki, M. (2020). Boron neutron capture therapy (BNCT): a unique role in radiotherapy with a view to entering the accelerator-based BNCT era. *International Journal of Clinical Oncology*, 25(1), 43–50. <https://doi.org/10.1007/s10147-019-01480-4>
- Suzuki, S., Shiba, S., Tanaka, H., Yamanaka, M., Matsumoto, K., Tokuyue, K., & Omura, M. (2025). Comparison of lifetime attributable risk of post-irradiation secondary cancer of boron neutron capture therapy, proton beam therapy, and X-ray therapy for pediatric and adolescent and young adult patients. *Clinical and Translational Radiation Oncology*, 51(October 2024), 100921. <https://doi.org/10.1016/j.ctro.2025.100921>
- Teng, Y., Xia, C., Cao, M., Yang, F., Yan, X., He, S., Cao, M., Zhang, S., Li, Q., Tan, N., Wang, J., & Chen, W. (2024). Esophageal cancer global burden profiles, trends, and contributors. *Cancer Biology & Medicine*, 21(8). <https://doi.org/10.20892/j.issn.2095-3941.2024.0145>
- Wang, F., Guo, R., Zhang, Y., Yu, B., Meng, X., Kong, H., Yang, Y., Yang, Z., & Li, N. (2022). Value of 18F-FDG PET/MRI in the Preoperative Assessment of Resectable Esophageal Squamous Cell Carcinoma: A Comparison With 18F-FDG PET/CT, MRI, and Contrast-Enhanced CT. *Frontiers in Oncology*, 12(February), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fonc.2022.844702>
- 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*, 57(3), 103264. <https://doi.org/10.1016/j.net.2024.10.026>
- Webster, M., Podgorsak, A., Li, F., Zhou, Y., Jung, H., Yoon, J., Dona Lemus, O., & Zheng, D. (2025). New Approaches in Radiotherapy. *Cancers*, 17(12), 1–52. <https://doi.org/10.3390/cancers17121980>

- Xin Wang, MD\*,† · Peter S.N. van Rossum, MD, PhD\* · Yan Chu, MSc‡ · ... · Tucker Netherton, PhD# · Radhe Mohan, PhD# · Steven H. Lin, MD, P. shlin@mdanderson. or. ... S. more. (2024). Severe Lymphopenia During Chemoradiation Therapy for Esophageal Cancer: Comprehensive Analysis of Randomized Phase 2B Trial of Proton Beam Therapy Versus Intensity Modulated Radiation Therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 118(2), 368–377.
- Yamamoto, T., Tsuboi, K., Nakai, K., Kumada, H., Sakurai, H., & Matsumura, A. (2013). Boron neutron capture therapy for brain tumors. *Translational Cancer Research*, 2(2), 80–86. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2218-676X.2013.04.11>
- Yu, H., Tang, X., Shu, D., Geng, C., Gong, C., Hang, S., & Chen, D. (2017). Impacts of multiple-field irradiation and boron concentration on the treatment of boron neutron capture therapy for non-small cell lung cancer. *International Journal of Radiation Research*, 15(1), 1–13. <https://doi.org/10.18869/acadpub.ijrr.15.1.1>
- Yuan, T. Z., Xie, S. Q., & Qian, C. N. (2019). Boron neutron capture therapy of cancer: Critical issues and future prospects. *Thoracic Cancer*, 10(12), 2195–2199. <https://doi.org/10.1111/1759-7714.13232>
- Zhang, Z., Chong, Y., Liu, Y., Pan, J., Huang, C., Sun, Q., Liu, Z., Zhu, X., Shao, Y., Jin, C., & Liu, T. (2023). A Review of Planned, Ongoing Clinical Studies and Recent Development of BNCT in Mainland of China. *Cancers*, 15(16). <https://doi.org/10.3390/cancers15164060>

# LAMPIRAN

[Title]

BSA\_PHANTOM

[Parameters]

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

maxcas = 2000000 # (D=10) number of particles per one batch

maxbch = 50 # (D=10) number of batches

[Source]

totfact = 6.241e15 #proton flux

s-type = 1 # mono-energetic axial source

proj = proton # kind of incident particle

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

r0 = 2.0 # radius [cm]

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

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

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

[Material]

mat[111] \$udara

N -80.0

O -20.0

mat[116] \$void in esofagus

H -0.101172

C -0.111000

N -0.026000

O -0.761828

\$-----FRAKSI MASSA BORON 110 PPM-----

Mat[ 1 ] \$ GTV , massa jenis = 1.2 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10106083308360801  
C -0.11087803416242133  
N -0.025971431425432023  
O -0.760990909999001  
10B -0.0010987913295375086

Mat[ 2 ] \$ CTV , massa jenis = 1.2 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10111638598770675  
C -0.11093898355904253  
N -0.025985707860676624  
O -0.7614092249262905  
10B -0.0005496976662835441

Mat[ 3 ] \$ PTV , massa jenis = 1.2 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10116087230404655  
C -0.11098779134295227  
N -0.025997140314565396  
O -0.7617442081371049  
10B -0.00010998790133085361

Mat[ 4 ] \$ esofagus , massa jenis = 1.04 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10398700142984271  
C -0.21297337792842788  
N -0.028996810350861404  
O -0.643919508854026  
Na -0.000999890012098669  
P -0.001999780024197338  
S -0.0029996700362960073  
Cl -0.001999780024197338

K -0.001999780024197338

10B -0.00010998790133085361

Mat[ 5 ] \$ jaringan-sehat , massa jenis = 1.04 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10116087230404655

C -0.11098779134295227

N -0.025997140314565396

O -0.7617442081371049

10B -0.00010998790133085361

Mat[ 6 ] \$ spine , massa jenis = 1.4 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10298867124616291

C -0.39995600483946764

N -0.026997030326664066

O -0.44395116537180906

Na -0.009998900120986691

P -0.6999230084690683

S -0.001999780024197338

Cl -0.001999780024197338

K -0.000999890012098669

Ca -0.0011998680145184027

Fe -0.000999890012098669

10B -0.00010998790133085361

Mat[ 7 ] \$ lung , massa jenis = 1.05 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10297867234604192

C -0.10698623151453339

N -0.3199648038715741

O -0.7459179490256072

Na -0.001999780024197338  
P -0.001999780024197338  
S -0.0029996700362960073  
Cl -0.0029996700362960073  
K -0.001999780024197338  
10B -0.00010998790133085361

Mat[ 8 ] \$ Heart , massa jenis = 1.04 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10398856125826159  
C -0.13798482166961634  
N -0.289968103508614  
O -0.718920918698943  
Na -0.000999890012098669  
P -0.001999780024197338  
S -0.001999780024197338  
Cl -0.001999780024197338  
K -0.0029996700362960073  
10B -0.00010998790133085361

Mat[ 9 ] \$ Stomach , massa jenis = 1.04 g/cm<sup>3</sup>

H -0.10498845127036024  
C -0.11398746137924828  
N -0.24997250302466728  
O -0.7499175090740018  
Na -0.000999890012098669  
P -0.000999890012098669  
S -0.000999890012098669  
Cl -0.001999780024197338

K -0.000999890012098669  
10B -0.00010998790133085361  
Mat[ 10 ] \$ Skin , massa jenis = 1.04 g/cm<sup>3</sup>  
H -0.09998900120986691  
C -0.19897811240763516  
N -0.0419953805081441  
O -0.6499285078641349  
Na -0.001999780024197338  
P -0.000999890012098669  
S -0.001999780024197338  
Cl -0.0029996700362960073  
K -0.000999890012098669  
10B -0.00010998790133085361

Mat[ 11 ] \$ ribs , massa jenis = 1.4 g/cm<sup>3</sup>  
H -0.10298867124616291  
C -0.39995600483946764  
N -0.026997030326664066  
O -0.44395116537180906  
Na -0.009998900120986691  
P -0.6999230084690683  
S -0.001999780024197338  
Cl -0.001999780024197338  
K -0.000999890012098669  
Ca -0.0011998680145184027  
Fe -0.000999890012098669

10B -0.00010998790133085361

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

Mat[13] \$BeriliumTarget: Be

04009 -1

Mat[14] \$Reflektor: PbF2

82000 -0.333

9019 -0.667

Mat[15] \$Moderator: Al

13027 -1

Mat[16] \$FastNeutronFilter: COPPER

29000 -1

Mat[17] \$NeutronThermalFilter: GD

64000 -1.000000

Mat[18] \$Aperture: Ni 95 persen -8.86

28000 -0.95

25055 -0.015

26000 -0.01

14000 -0.005

29000 -0.01

6012 -0.005

22000 -0.005

Mat[19] \$Bismut: Bi-9.78

83209 -1

Mat[20] \$GammaShielding: Pb -11.34

82206 -0.244

82207 -0.224

82208 -0.532

Mat[21] \$Delimiter: Lithiated Polyethylene

1001 -0.5252

6000 -0.2969

8016 -0.1007

3006 -0.7024

3007 -0.0038

Mat[22] \$NeutronShielding: Borated Paraffin Wax

1001 -0.081

6012 -0.469

5010 -0.450

Mat[23] \$ Udara

C -0.000124

N -0.755268

O -0.231781

Ar -0.012827

Mat[100] \$waterphantom

H 11.2

O 88.8

\$tambhan

Mat[24] \$copper 8.96

64000 -1

Mat[2001]

H 1

Mat[2002]

N 1.0 \$ N

Mat[2003]

10B 1.0 \$ 10B

[Mat Name Color]

111 udara pastelblue

1 GTV red

2 CTV pink

3 PTV pastelpink

4 esofagus yellow

116 voidinesofagus yellow

5 jaringan-sehat pastelgreen

6 spine white

7 paru darkred

8 HEART violet

9 Stomach green

10 Skin brown

11 Ribs white

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

13 BeriliumTarget red

14 Reflektor camel

15 Moderator magenta

16 FastNeutronFilter yellow

17 NeutronThermalFilter orangeyellow

18 Aperture brown

19 Bismut mossgreen

20 GammaShielding green

21 Delimiter pink

22 NeutronShielding bluegreen  
 23 Udara pastelcyan  
 100 water blue  
 24 tambahan cyan  
 [Surface]  
 999 so 200.  
 1 sq 0.3352 0.628 0.1636 0 0 0 -1 -2 2.2 60 \$GTV -900 -900 -900, +50 dibris ketig, -  
 100 dibris 2 di c  
 2 sq 0.1310 0.1731 0.0756 0 0 0 -1 -2 2.2 60 \$CTV  
 3 sq 0.0806 0.0986 0.0590 0 0 0 -1 -2 2.2 60 \$PTV  
 221 sq 1.5602 0.6902 0.1794 0 0 0 -1 -3 2.7 60 \$GTV  
 222 sq 0.4235 0.2102 0.0450 0 0 0 -1 -3 2.7 60 \$CTV  
 223 sq 0.3710 0.1517 0.0698 0 0 0 -1 -3 2.7 60 \$PTV  
 5 pz 0.0  
 6 pz 70.0  
 11 sq 100 400 0 0 0 0 -40000 0 0 0 \$trunk-skin  
 12 pz 91.45  
 14 sq 100 64 0 0 0 0 -6400 0 0 0 \$head1-skin  
 16 sq 96.04 392.04 0 0 0 0 -37651.521 0 0 0 \$trunk  
 18 sq 96.04 60.84 0 0 0 0 -5843.0736 0 0 0 \$head1  
 19 pz 69.80  
 20 pz -79.8  
 21 cz 5.4  
 22 pz 78.40  
 322 pz 78.6  
 23 cz 5.20 \$neck  
 24 sq 5112.25 3271.84 6400 0 0 0 -327184 0 0 91.45 \$head2

524 sq 4638.172 2938.72 5843.074 0 0 0 -282235.1 0 0 91.45 \$head2

25 sq 32400 14400 1406.25 0 0 0 -810000 -8.50 0 43.50 \$right lung

26 sq 32400 14400 1406.25 0 0 0 -810000 8.50 0 43.5 \$ left lung

27 pz 46

28 pz 54

29 px -5.4

30 py 1.5 \$ end the section removed from the right lung

31 pz 43.5

32 pz 55

33 px 8.0

34 py 1.0 \$end the section removed from the left lung

37 pz 43

39 sq 576 896 144 0 0 0 -9216 8 -4 35 \$ stomach-wall

40 sq 310.914543 625.988841 65.363490 0 0 0 -3566.739812 8 -4 35 \$ stomach-contents

48 sq 0.1764 1.3689 0 0 0 0 -0.24147396 0 2.575 0 \$esophagus: thoracic+abdominal portion

84 pz 22

90 pz 35.1

112 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 5.50 0 \$ spine-mid, lower

113 pz 84.8

114 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 1.45 0 \$ spine-upper

151 4 sq 240.25 710.7556 1849 0 0 0 -17768.89 0 0 0 \$ HEART left ventricle

152 4 sq 44.3556 172.6596 729.5401 0 0 0 -2363.709924 0 0 0 \$left ventricle (wall+contents)

153 4 px 0

154 4 sq 1225 3624.08 1849 0 0 0 -90601 0 0 0 \$ right ventricle (wall+contens)

155 4 sq 792.9856 2621.44 1239.04 0 0 0 -50751.0784 0 0 0 \$ right ventricle

156 4 pz 0

157 4 sq 240.25 280.2276 729 0 0 0 -7005.69 0 0 0 \$left atrium (wall+contents)-part 1

158 4 sq 173.1856 203.9184 574.5609 0 0 0 -4504.557456 0 0 0 \$ left atrium  
(wall+contents)-part 1

159 4 sq 110.25 128.5956 729 0 0 0 -3214.89 0 0 0 \$ left atrium (wall+contents)-part 2

160 4 sq 71.5716 84.2724 574.5609 0 0 0 -1861.577316 0 0 0 \$ left atrium  
(wall+contents)part 2

161 4 sq 1225 1428.84 729 0 0 0 -35721 0 0 0 \$ right atrium

162 4 sq 991.6201 1167.5889 574.5609 0 0 0 -25792.038801 0 0 0 \$ right atrium  
(wall+contents)

175 sq 0.0144 0.7569 0 0 0 0 -0.01089936 0 2.575 0

176 5 cx 0.70

177 5 px 0.10

178 5 px 7.80

213 gq 1 1 0 0 0 0.2 20 0 0.04 3.96 \$ right leg

313 gq 1 1 0 0 0 -0.2 -20 0 0 0 \$ left leg skin

413 gq 1 1 0 0 0 0.2 20 0 0 0 \$ right leg skin

75 sq 94.09 289 0 0 0 0 -27192.01 0 0 0 \$scapulae

79 pz 67.3

91 pz 36.5

92 pz 37.9

93 pz 39.3

94 pz 40.7

95 pz 42.1

c 31 pz 43.5

96 pz 44.9

97 pz 46.3

98 pz 47.7

99 pz 49.1

100 pz 50.5

101 pz 51.9

102 pz 53.3

103 pz 54.7

104 pz 56.1

105 pz 57.5

106 pz 58.9

107 pz 60.3

108 pz 61.7

109 pz 63.1

110 pz 64.5

111 pz 65.9

89 sq 86.49 272.25 0 0 0 0 -23546.9025 0 0 0

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

301 px 252.1

302 px 242

303 px 190

304 cx 57

305 cx 28

306 cx 5.5

307 cx 67.01

308 cx 25

309 cx 15

3010 px 166

3012 px 153

3031 px 146  
3034 px 145.791  
3035 px 129.3  
3038 kx 125 0.6  
3039 kx 105.9 0.9  
3043 cx 9.5  
3044 px 260  
3045 kx 135 0.65  
3046 px 145.29  
3048 px 145.291  
3049 px 154  
3050 px 155.995  
3053 px 145.799 \$145  
3054 px 144  
3055 px 138.301  
3056 cx 5  
30101 cx 5  
30102 px 189.5  
30121 px 143  
30122 px 129.3  
30139 kx 106 0.9  
30171 cx 87  
30181 px 252  
30400 so 300  
3001 px 123.201  
3002 px 118.9

3004 cz 10.0

3005 pz 0.0

3006 pz 10.0

\$sumpelan

3007 cx 5.5

3008 px 129.15

3009 px 129.3

[Transform]

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

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

\*tr3 0 0 1.1 0 0 0 0 0 0 0 0 3 \$WATERPHANTOM

tr4 1 -1.8 50 0.6751 -0.4727 -0.5664 -0.4640 0.3249 -0.8241 0.5736 0.8191 0

tr5 0 2.575 42.30 0.736084 -0.604969 -0.303634 0.634945 0.772557 0 0.234575 -  
0.192791 0.952789

\*tr6 61 -2 11.5 0 0 0 1 0 3 270 2 270 3 \$WATERPHANTOM

[Cell]

1 1 -1.2 (-1 #18) : (-221) #41 trcl=6 \$#221 \$GTV

2 2 -1.2 (-2 #1 #18 #41) : (-222 #1 #18 #41) trcl=6 \$CTV

3 3 -1.2 (-3 #1 #8 #18 #2 #41) : (-223 #1 #8 #18 #2 #41) trcl=6 \$#221 \$PTV

\$221 2 -1.2 -221 \$GTV

\$222 3 -1.2 -222 #41 #1 #2 #3 \$#221 \$CTV

\$223 4 -1.2 -223 #2 #1 #3 #18 #41 #63 \$#221 \$PTV

7 10 -1.04 (-11 16 5 -19) : (-11 19 -6 21) #1 #2 #3 trcl=6 \$skin

8 7 -1.05 (-27:28:-29:30) -25 31 trcl=6 \$right lung

9 7 -1.05 (33:34:32) -26 31 trcl=6 \$ left lung

11 9 -1.04 -39 40 #1 #2 #3 trcl=6 \$stomach

18 4 -1.04 (-48 175 37 -19):(-176 177 -178) trcl=6 \$esophagus:thoracic+abdominal  
portion

118 0 -175 37 -19 #1 #2 #3 trcl=6 \$ void in esophagus

41 6 -1.4 (-112 84 -90):(-112 90 -19):(19 -113 -114) trcl=6 \$spine

54 8 -1.04 -151 152 153 #18 #56 #57 trcl=6 \$heart -left ventricle

55 8 -1.04 -152 153 #18 #56 #57 trcl=6 \$ heart-left ventricle-contents

56 8 -1.04 -154 155 153 -156 151 trcl=6 \$right ventricle

57 8 -1.04 -155 153 -156 151 trcl=6 \$right ventricle-contents

58 8 -1.04 (-157 158 -153 156):(-159 160 -153 -156) trcl=6 \$left atrium-part 1 and 2

59 8 -1.04 (-158 -153 156):(-160 -153 -156) trcl=6 \$contents of the left atrium

60 8 -1.04 -161 162 -153 -156 159 trcl=6 \$right atrium

61 8 -1.04 -162 -153 -156 159 trcl=6 \$contents-right atrium

63 5 -1.04 ((-16 5 -19):(19 -6 -21 114)) #20 #1 #2 #3 #8 #9 #18 #41 #54 #55 #56 #57  
#58 #59 #60 #61 #118 trcl=6 \$#221 \$trunk

20 11 -1.4 (-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=6 \$rib cage

\$-----bsa-----

30100 23 -0.0012 -30400 #3013 #3012 #3011 #3014 #3016 #3017 #3018 #3026 #3023  
#3024 #1 #2 #3 #7 #8 #9 #11 #18 #20 #118 #41 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61 #63  
#301 #302 #303 #305 #306 #307 #308 #309 #3010 #3011 #3012 #3013 #3015 #3019  
#3020 #3021 #3022

30101 -1 30400 \$ outer void

301 21 -0.9843 (309 -30181 302 -304 ) : (-30171 -301 304 3012) : (-30171 -3012 30122  
30139) trcl=1 \$Delimiter

302 14 -8.45 (-30139 3038 -3012 3035 306) : (3035 -3054 306 -30139 ):(-3012 3054 3045  
-3038 306) : (306 -3038 3054 -3034) #309 #3016 trcl=1 \$Reflektor

303 14 -8.45 -304 305 -302 3012 trcl=1 \$Reflektor

305 14 -8.45 (309 -302 303 -305) : (-302 308 -305 3010) : (3045 -305 3012 -3010) trcl=1  
\$Reflektor

306 15 -2.7 -3010 3049 -3045 #309 trcl=1  
\$secondary Moderator

307 15 -2.7 (3010 -308 -303 3043):(3010 -308 -30102) trcl=1  
\$Moderator

308 17 -7.9004 -3045 -3053 3034 trcl=1 \$Neutron  
termal -2.520

309 16 -8.96 -3050 -3045 3031 #3014 trcl=1 \$fast  
neutron

3010 0 3046 -3048 -306 trcl=1

3011 0 303 -30101 -3044 trcl=1  
\$Voidprotonbeam

3012 13 -1.850 30102 -303 -3043 trcl=1 \$Berilium

3013 19 -9.8 -3044 303 30101 -309 trcl=1 \$Bismut

3014 19 -9.8 3048 -3034 -306 #3016 trcl=1 \$Bismut

3015 0 -3049 -3045 3050 trcl=1

3016 0 -3045 3053 -3031 trcl=1

3017 0 -306 -3055 3056 3035 trcl=1

3018 18 -9.807 3055 -3046 3056 -306 trcl=1 \$Aperture

3019 0 30181 -301 -304 309 trcl=1

3020 0 30171 -307 -301 30121 trcl=1

3021 0 30121 -30122 -30171 30139 trcl=1

3022 0 30139 -3039 3035 -30121 #301 trcl=1

3023 22 -0.930 306 -30171 -3035 3001 trcl=1  
\$Neutronsheilding

3024 20 -11.34 306 -30171 -3001 3002 #7 trcl=1 \$Gamma

3026 22 -7.9004 3008 -3007 -3009 trcl=1

[ T - T r a c k ]

```
mesh = xyz # mesh type is xyz scoring mesh
x-type = 2 # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
nx = 200 # number of x-mesh points
xmin = -100. # minimum value of x-mesh points
xmax = 100. # maximum value of x-mesh points
z-type = 2 # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
nz = 200 # number of z-mesh points
zmin = -100. # minimum value of z-mesh points
zmax = 100. # maximum value of z-mesh points
y-type = 1 # y-mesh is given by the below data
ny = 1 # number of y-mesh points
-5.0 5.0
part = neutron
e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
ne = 1 # number of e-mesh points
0.0 1000.0
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
axis = xz # axis of output
file = BSAdanPHANTOManterior110-xz.out # file name of output for the above axis
title = BSAdanPHANTOM
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
[ T - T r a c k ]
mesh = xyz # mesh type is xyz scoring mesh
y-type = 2 # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
ny = 200 # number of z-mesh points
```

```
ymin = -100. # minimum value of z-mesh points
ymax = 100. # maximum value of z-mesh points
z-type = 2 # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
nz = 200 # number of x-mesh points
zmin = -100. # minimum value of x-mesh points
zmax = 100. # maximum value of x-mesh points
x-type = 1 # y-mesh is given by the below data
nx = 1 # number of y-mesh points
-10.0 10.0
part = neutron
e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
ne = 1 # number of e-mesh points
0.0 1000.0
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
axis = yz # axis of output
file = BSAdanPHANTOManterior110-yz.out # file name of output for the above axis
title = BSAdanPHANTOM
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
[T-Cross]
title = fluks neutron thermal, epithermal, dan fast neutron
mesh = r-z
x0 = 0
y0 = 0
r-type = 1
nr = 1
```

```
0 5
z-type = 2
nz = 20
zmin = 11.5
zmax = 31.5
part = neutron
e-type = 1
ne = 3
0 0.5E-6 0.01 20
t-type = 1
nt = 1
0 1E+9
samepage = eng
unit = 1
axis = z
file = hasilfluksbareng
output = flux
epsout = 1
[T-Cross]
title = arus neutron thermal, epithermal, dan fast neutron
mesh = r-z
x0 = 0
y0 = 0
r-type = 1
nr = 1
0 5
```

z-type = 2  
nz = 20  
zmin = 11.5  
zmax = 31.5  
part = neutron  
e-type = 1  
ne = 3  
0 0.5E-6 0.01 20  
t-type = 1  
nt = 1  
0 1E+9  
samepage = eng  
unit = 1  
axis = z  
file = hasilarusbareng  
output = current  
epsout = 1  
[T-Track] OFF  
Title = Dosis Neutron  
mesh = r-z  
r-type = 2  
rmin = 0  
rmax = 5  
nr = 1  
z-type = 2  
zmin = -1.3

```
zmax = 6
nz = 3
e-type = 3
ne = 1
emin = 1E-2 $ 10 keV
emax = 20
axis = z
unit = 1
part = neutron
multiplier = 1
part = neutron
emax = 20
mat mset1
1 (5.322142e-12 2001 1 -4)
y-txt = Dose (Gy/source}
file = neutron_dose.out
epsout = 1
[t-track] OFF
Title = Dosis Gamma
mesh = r-z
r-type = 2
rmin = 0
rmax = 5
nr = 1
z-type = 2
zmin = -1.3
```

```

zmax = 6
nz = 3
axis = z
file = gamma_dose.out
part = photon
e-type = 1
ne = 1
0 1000
unit = 1 $satunya [1/cm^2/source]
multiplier = 1
part = photon
  emax = 2.000e+01
  mat mset1
  2001 (1.068212E-11 2001 -5 -6)
epsout = 1
$-----DOSIS-----
[ T - T r a c k ]
title = Neutron Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)
mesh = reg # mesh type is region wise
reg = 1 2 3 7 8 9 11 18 20 41 54 55 56 57 58 59 60 61 63 #nomor sel yang akan dihitung
dosisnya
e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr
ne = 1 #number of e-mesh point
0.0 1000.0
$0.01 28
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all

```

```
part = neutron

axis = reg # axis of output

t-type = 1

nt = 1

    0 1.0E9

file = Doserate_Neutron150.out

epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL

gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg, 4:bnd+lat

y-txt = Dose rate (Gy/s)

$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)

$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)

multiplier = 11

part = neutron

emax = 20

mat    mset1

1      (9.6722E-12 2001 1 -4) $GTV 1 2 3 10 7 9 4 6 8 5

2      (9.6775E-12 2001 1 -4) $CTV

3      (9.6818E-12 2001 1 -4) $PTV

10     (9.5696E-12 2001 1 -4) $$SKIN

7      (9.8567E-12 2001 1 -4) $LUNG

9      (1.0048E-11 2001 1 -4) $STOMACH

4      (9.9524E-12 2001 1 -4) $ESOFAGUS

6      (9.8567E-12 2001 1 -4) $SPINE

8      (9.9524E-12 2001 1 -4) $HEART

5      (9.6818E-12 2001 1 -4) $TRUNK

11     (9.8567E-12 2001 1 -4) $RIBS
```

```
$---Photon---  
[ T - T r a c k ]  
title = Photon Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)  
mesh = reg # mesh type is region wise  
reg = 1 2 3 7 8 9 11 18 20 41 54 55 56 57 58 59 60 61 63  
e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr  
ne = 1 #number of e-mesh point  
0.0 1000.0  
$ 0 2.23  
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]  
material = all  
part = photon  
axis = reg # axis of output  
t-type = 1  
nt = 1  
0 1.0E9  
file = Doserate_Photon150.out  
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL  
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg b4:bnd+lat  
y-txt = Dose rate (Gy/s)  
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)  
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)  
multiplier = 11  
part = photon  
emax = 20  
mat          mset1
```

1 (1.5341E-11 1 -5 -6) \$GTV  
 2 (1.5929E-11 2 -5 -6) \$CTV  
 3 (1.5347E-11 3 -5 -6)\$PTV  
 10 (1.5377E-11 10 -5 -6)\$SKIN  
 7 (1.5435E-11 7 -5 -6)\$LUNG  
 9 (1.5659E-11 9 -5 -6)\$STOMACH  
 4 (1.5746E-11 4 -5 -6)\$ESOFAGUS  
 6 (1.5933E-11 6 -5 -6)\$SPINE  
 8 (1.5597E-11 8 -5 -6) \$HEART \$1 2 3 10 7 9 4 6 8 5  
 5 (1.53E-11 5 -5 -6) \$TRUNK  
 11 (1.5933E-11 11 -5 -6)\$SPINE

\$---Proton---

[ T - T r a c k ]

title = Proton Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)

mesh = reg # mesh type is region wise

reg = 1 2 3 7 8 9 11 18 20 41 54 55 56 57 58 59 60 61 63

e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr

ne = 1 #number of e-mesh point

0.0 1000.0

\$ 0 5e-7

unit = 1 # unit is [1/cm<sup>2</sup>/source]

material = all

part = neutron

axis = reg # axis of output

t-type = 1

nt = 1

```

0 1.0E9

file = Doserate_Proton150.out

epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL

gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg, 4:bnd+lat

y-txt = Dose rate (Gy/s)

$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)

$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)

multiplier = 11

part = neutron

emax = 20

mat      mset1

1          (1.7888E-13 2002 1 -4) $GTV
2          (7.6409E-13 2002 1 -4) $CTV
3          (1.7905E-13 2002 1 -4) $PTV$1 2 3 10 7 9 4 6 8 5
10         (2.8924E-13 2002 1 -4) $SKIN
7          (2.2037E-13 2002 1 -4) $LUNG
9          (1.7217E-13 2002 1 -4) $STOMACH
4          (1.9971E-13 2002 1 -4) $ESOFAGUS
6          (1.8594E-13 2002 1 -4) $SPINE
8          (1.9971E-13 2002 1 -4) $HEART
5          (1.7905E-13 2002 1 -4) $TRUNK
11         (1.8594E-13 2002 1 -4) $SPINE

$---Boron---

[ T - T r a c k ]

title = Boron Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s)

mesh = reg # mesh type is region wise

```

```

reg = 1 2 3 7 8 9 11 18 20 41 54 55 56 57 58 59 60 61 63
e-type = 1 #e-mesh is given by rmin, rmax, and nr
ne = 1 #number of e-mesh point
0.0 1000.0
$ 0 5e-7
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all
part = neutron
axis = reg # axis of output
t-type = 1
nt = 1
0 1.0E9
file = Doserate_Boron150.out
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
y-txt = Dose rate (Gy/s)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
$angel = ymin(1e-10) ymax(1e-2)
multiplier = 11
part = neutron
emax = 20
mat    mset1
1      (1.06E-14 2003 1 -4) $GTV
2      (5.30E-15 2003 1 -4) $CTV$1 2 3 10 7 9 4 6 8 5
3      (1.06E-15 2003 1 -4) $PTV
10     (1.06E-15 2003 1 -4) $SKIN

```

7 (1.06E-15 2003 1 -4) \$LUNG  
 9 (1.06E-15 2003 1 -4) \$STOMACH  
 4 (1.06E-15 2003 1 -4) \$ESOFAGUS  
 6 (1.06E-15 2003 1 -4) \$SPINE  
 8 (1.06E-15 2003 1 -4) \$HEART  
 5 (1.06E-15 2003 1 -4) \$TRUNK  
 11 (1.06E-15 2003 1 -4) \$SPINE

## [ Volume ]

non	reg	vol
1	1	2.4611E+01
2	2	8.3414E+01
3	3	1.2563E+02
4	7	1.9477E+03 \$skin
5	8	1.8193E+03 \$paru kanan
6	9	1.5583E+03 \$paru kiri
7	11	1.5013E+02 \$stomach
8	18	3.8800E+01 \$esofagus
9	41	9.9688E+02 \$spine
10	54	1.8073E+02 \$heart
11	55	1.0209E+02
12	56	6.9524E+01
13	57	1.0989E+02
14	58	3.1367E+01
15	59	1.1438E+02
16	60	2.8123E+01
17	61	1.0693E+02

18 63 3.8752E+04 \$trunk

19 20 5.3076E+02 \$ribs

[ E n d ]

