

**ANALISIS DOSIS RADIASI BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY
(BNCT) PADA TERAPI KANKER PARU-PARU MENGGUNAKAN
APLIKASI PHITS VERSI 3.20**

SKRIPSI

**OLEH:
HANIFA FITHRATURRAHMA
NIM. 17640056**



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2023**

**ANALISIS DOSIS RADIASI BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY
(BNCT) PADA TERAPI KANKER PARU-PARU MENGGUNAKAN
APLIKASI PHITS VERSI 3.20**

SKRIPSI

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

**Oleh :
HANIFA FITHRATURRAHMA
NIM. 17640056**

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2023**

HALAMAN PERSETUJUAN

UNTUK MENGIKUTI UJIAN SKRIPSI

ANALISIS DOSIS RADIASI BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY
(BNCT) PADA TERAPI Kanker PARU-PARU MENGGUNAKAN
APLIKASI PHITS VERSI 3.20

SKRIPSI

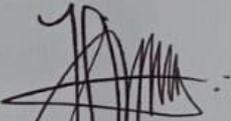
Oleh:

Hanifa Fithraturrahma

NIM. 17640056

Telah Diperiksa dan Disetujui untuk Diuji
Pada tanggal 23 Februari 2023

Dosen Pembimbing I



Dr. Imam Tazi, M.Si

NIP. 19740730 200312 1 002

Dosen Pembimbing II



Drs. Abdul Basid, M.Si

NIP. 19650504 199003 1 003



Mengesahkan,
Ketua Program Studi

Dr. Imam Tazi, M.Si

NIP. 19740730 200312 1 002

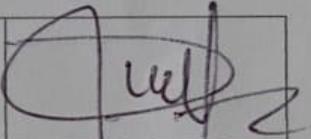
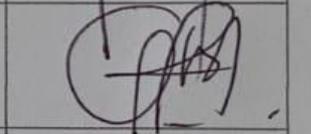
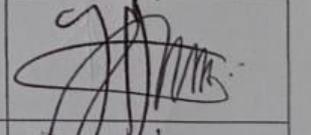
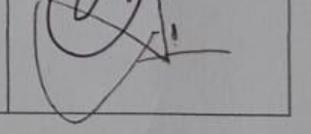
HALAMAN PENGESAHAN

ANALISIS DOSIS RADIASI BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY
(BNCT) PADA TERAPI KANKER PARU-PARU MENGGUNAKAN
APLIKASI PHITS VERSI 3.20

SKRIPSI

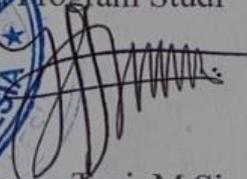
Oleh:
HANIFA FITHRATURRAHMA
NIM.17640056

Telah Diperiksa Di Depan penguji Skripsi dan
Dinyatakan Diterima sebagai Salah Satu Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)
Pada Tanggal 23 Februari 2023

Ketua Penguji	: <u>Dr. Drs. H. M. Tirono, M.Si</u> NIP. 19641211 199903 1 003	
Anggota Penguji I	: <u>Dr. Erna Hastuti, M.Si</u> NIP. 19811119 200801 2 009	
Anggota Penguji II	: <u>Dr. Imam Tazi, M.Si</u> NIP. 19740730 200312 1 002	
Anggota Penguji III	: <u>Drs. Abdul Basid, M.Si</u> NIP. 19650504 199003 1 003	



Mengesahkan,
Ketua Program Studi


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

PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Hanifa Fithraturrahma
NIM : 17640056
Jurusan : FISIKA
Fakultas : SAINS DAN TEKNOLOGI
Judul Penelitian : ANALISIS DOSIS RADIASI BORON NEUTRON CAPTURE
THERAPY (BNCT) PADA TERAPI KANKER PARU-PARU
MENGUNAKAN APLIKASI PHITS VERSI 3.20

Menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa hasil penelitian saya ini tidak terdapat unsur-unsur penjiplakan karya penelitian atau karya ilmiah yang pernah dilakukan atau dibuat oleh orang lain, kecuali yang tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata hasil penelitian ini terbukti terdapat unsur-unsur jiplakan maka saya bersedia untuk menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Malang, 23 Februari 2023
Yang Membuat Pernyataan



Hanifa Fithraturrahma
NIM. 17640056

MOTTO

إِنَّا مَعَ الْعُسْرِ يُسْرًا

“Maka sesungguhnya beserta kesulitan ada kemudahan”

إِنَّ مَعَ الْعُسْرِ يُسْرًا

“Sesungguhnya beserta kesulitan itu ada kemudahan”

فَإِذَا قَرَعْتَ فَاصِبًا

“Maka apabila engkau telah selesai (dari sesuatu urusan), tetaplah bekerja keras (untuk urusan yang lain)”

وَالِى رَّبِّكَ فَارْجُ

“Dan hanya kepada Tuhanmulah engkau berharap.”

(QS. Al-Insyirah:5-8)

HALAMAN PERSEMBAHAN

Dengan penuh rasa syukur, saya persembahkan skripsi ini untuk kedua orang tua yang terus membersamai setiap langkah tingkat pendidikan yang saya tapaki. Untuk Ayah Agus Sutiadi dan Mamah Lies Fathia, terimakasih banyak atas segala kebahagiaan yang selalu menyertai saya, semoga Allah memberkahi apa yang Ayah dan Mama beri. Untuk Kakak Fathus, Kak Nisa, dan putri kecilnya Alma, untuk Izza, Ihsan, dan Cattleya yang membuat suasana rumah selalu hangat. Untuk Eyang Papah dan Almh. Eyang Mamah, juga Alm. Aki dan Enin, dengan doa yang selalu menyertai cucunya, juga Uwa, Om, Tante, Aa dan Tete yang selalu memberi semangat.

Kepada seluruh civitas akademika Fisika UIN Malang, teman-teman Fisika 2017 khususnya Biofisika, terimakasih atas segala semangat dan doa yang terucap. Sampai bertemu di lain waktu, di tempat terbaik dan diberkahi. Semoga ilmu yang kita ambil dan beri dapat jadi berkah dan manfaat tersendiri. Aamiin

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur kepada Allah SWT atas nikmat dan rahmatnya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “**Analisis Dosis Radiasi Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Terapi Kanker Paru-Paru Menggunakan Aplikasi PHITS Versi 3.20**” dengan baik. Shalawat dan salam juga dicurahkan untuk nabi besar kita, Muhammad SAW yang telah menuntun manusia menuju zaman yang cerah akan ilmu pengetahuan.

Skripsi ini dibuat untuk memenuhi salah satu syarat dalam memperoleh gelar S.Si, pada fakultas sains dan teknologi di Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang. Selama penulisan Skripsi ini, penulis banyak menerima dukungan dari orang-orang di sekitar penulis. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terimakasih kepada :

1. Prof. Dr. H. M. Zainuddin, M.A selaku Rektor Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
2. Dr. Sri Harini, M.Si selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
3. Dr. Imam Tazi, M.Si selaku Ketua Jurusan Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang sekaligus pembimbing skripsi yang banyak mendorong penulis untuk menyelesaikan skripsi.
4. Dr. Erna Hastuti, M.Si selaku dosen pembimbing akademik yang banyak memberi masukan membangun untuk penulis.
5. Khusnul Yakin, M.Si selaku Dosen Jurusan Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang sekaligus Pembimbing Skripsi yang telah membimbing dan mengarahkan penulis dengan sangat baik.

6. Drs. Abdul Basid, M.Si sebagai dosen pembimbing integrasi yang telah membimbing penulis dengan sangat baik.
7. Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU selaku Dosen pembimbing KP dan skripsi di PRTKMNN BRIN Yogyakarta yang telah membimbing penulis dalam topik BNCT dan PHITS.
8. Ayah dan Mama untuk seluruh doa dan dukungan yang tidak pernah pudar
9. Kak Fathus atas bantuan yang selalu diberikan, Izza yang juga merangkap sebagai teman diskusi penulis, Ihsan, dan Cattleya yang juga turut hadir sebagai sumber semangat penulis.
10. Kak Nisa dan Alma yang selalu siap sedia menjadi tempat bercerita.
11. Teman-teman Fisika angkatan 2017, khususnya Kharisma, Rizka dan Nisa yang kebbaikannya selalu menyertai penulis.
12. Afifah dan Yasyfi yang turut menemani penulis melewati banyak rintangan dalam dunia belajar ini. *We're in this together, friends.*
13. Khansa, atas segala *support* dan *encouraging words* yang kamu beri.
14. Nilda dan Deva sebagai *last minute supporting system*. Terimakasih telah hadir pada saat yang tepat.

Penulis berharap dengan selesainya penulisan skripsi ini dapat membawa manfaat bagi yang membacanya. Selain itu, kritik dan saran yang membangun juga sangat penulis perlukan agar skripsi ini dapat bermanfaat bagi semua.

Malang, Februari 2023

Penulis

DAFTAR ISI

COVER	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSETUJUAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN	v
MOTTO	vi
HALAMAN PERSEMBAHAN	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
ABSTRAK	xv
ABSTRACT	xvi
مستخلص البحث	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	5
1.3 Tujuan Penelitian	5
1.4 Manfaat Penelitian	5
1.5 Batasan Masalah	6
BAB II DASAR TEORI	7
2.1 Kanker Paru-paru	7
2.2 Radioterapi	18
2.3 Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)	21
2.3.1 Interaksi Neutron dengan Materi	23
2.3.2 Sumber Neutron pada BNCT.....	24
2.3.3 Agen Pembawa Boron	30
2.3.4 Dosis pada BNCT	32
2.4 Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)	38
BAB III METODE PENELITIAN	42
3.1 Jenis Penelitian.....	42
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian	42
3.3 Alat dan Bahan.....	42
3.4 Rancangan Penelitian	43
3.4.1 Rancangan Alur Penelitian untuk Geometri Kanker.....	43
3.4.2 Rancangan Alur Penelitian untuk Sumber Neutron.....	44
3.4.3 Rancangan Alur Penelitian untuk Perhitungan Dosis	45
3.5 Variabel Penelitian	46
3.6 Teknik Pengumpulan Data.....	46
3.6.1 Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)	46
3.6.2 Geometri Kanker Paru-paru	57
3.6.3 Sumber Neutron	61
3.7 Teknik Analisis Data.....	62

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....	71
4.1 Analisis Hasil	71
4.1.1 Geometri Kanker dan Sumber Neutron	72
4.1.2 Laju Dosis Serap	77
4.1.3 Laju Dosis Ekuivalen dan Laju Dosis Efektif.....	79
4.1.4 Waktu Iradiasi	83
4.1.5 Dosis Ekuivalen dan Dosis Efektif	84
4.2 Pembahasan.....	87
4.2.1 Geometri Kanker dan Sumber Neutron	87
4.2.2 Laju Dosis Serap	89
4.2.3 Laju Dosis Ekuivalen dan Laju Dosis Efektif.....	92
4.2.4 Waktu Iradiasi	93
4.2.5 Dosis Ekuivalen dan Dosis Efektif	93
4.3 Integrasi.....	95
BAB V PENUTUP	97
5.1 Kesimpulan	97
5.2 Saran	97
DAFTAR PUSTAKA	99
LAMPIRAN.....	106

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Perbedaan Antara Sel Normal dengan Sel Kanker.....	8
Gambar 2.2	Fraksi Penyebab Kanker dengan Berbagai Faktor Resiko	10
Gambar 2.3	Jumlah Penderita Kanker Di Indonesia	11
Gambar 2.4	Jumlah Penderita Kanker pada Laki-laki Di Indonesia.....	12
Gambar 2.5	Jenis Sel Kanker <i>Small Cell Lung Cancer</i> (SCLC) dengan Inti Berukuran Kecil dan Sedikit Sitoplasma.....	13
Gambar 2.6	Lepidic Adenokarsinoma dengan Perbesaran 200 Kali.....	14
Gambar 2.7	(A) Keratinisasi SCC dengan Perbesaran 200 Kali (B) Pembentukan Jembatan Antarsel dengan Perbesaran 400 Kali (C) SCC Non Keratinisasi dengan Perbesaran 400 Kali.....	15
Gambar 2.8	Skema Pengobatan BNCT	22
Gambar 2.9	Dosis Radiasi Sel Normal dan Tumor pada BNCT.....	22
Gambar 2.10	Efektivitas Modalitas Terapi Radiasi Selain BNCT.....	23
Gambar 2.11	Reaksi Nuklir BNCT	25
Gambar 2.12	Contoh Rangkaian pada BSA.....	27
Gambar 2.13	Tim Pengembangan PHITS.....	39
Gambar 3.1	Rancangan Alur Penelitian untuk Geometri Kanker	43
Gambar 3.2	Rancangan Alur Penelitian untuk Sumber Neutron	44
Gambar 3.3	Rancangan Alur Penelitian untuk Perhitungan Dosis.....	45
Gambar 3.4	Tampilan Notepad++ untuk Kode Masukan pada PHITS.....	47
Gambar 3.5	Tampilan <i>Running</i> pada Aplikasi PHITS	47
Gambar 3.6	Contoh Pengisian pada [Title] <i>Section</i>	48
Gambar 3.7	Contoh Pengisian pada [Material] <i>Section</i>	50
Gambar 3.8	Contoh Pengisian pada [Surface] <i>Section</i>	51
Gambar 3.9	Format pada [Cell] <i>Section</i>	54
Gambar 3.10	Kanker Jenis Adenokarsinoma dengan Diameter 17 mm	59
Gambar 3.11	(A) Geometri Kanker Paru-paru pada Aplikasi PHITS Potongan Axial (B) Geometri Kanker Paru-paru pada Aplikasi PHITS Potongan Koronal.....	61
Gambar 3.12	Geometri BSA pada PHITS.....	62
Gambar 4.1	Desain BSA dengan <i>Phantom</i> ORNL Kanker Paru-paru.....	73
Gambar 4.2	(A) <i>Tracking</i> Partikel dari Desain BSA (B) <i>Tracking</i> Partikel pada <i>Phantom</i> ORNL Kanker Paru-paru	75
Gambar 4.3	Distribusi Fluks Neutron per Kedalaman Tubuh.....	77
Gambar 4.4	Laju Dosis Serap pada Organ Penyusun Kanker Paru-paru.....	78
Gambar 4.5	Laju Dosis Serap Boron Tiap Konsentrasi pada Organ.....	79
Gambar 4.6	Laju Dosis Ekuivalen pada Kanker	80
Gambar 4.7	Laju Dosis Ekuivalen pada <i>Organ at Risk</i>	80
Gambar 4.8	Laju Dosis Efektif pada Kanker	82
Gambar 4.9	Laju Dosis Efektif pada <i>Organ at Risk</i>	82
Gambar 4.10	Grafik Waktu Iradiasi per Konsentrasi Boron.....	84
Gambar 4.11	Dosis Ekuivalen pada Kanker	85
Gambar 4.12	Dosis Ekuivalen pada <i>Organ at Risk</i>	85
Gambar 4.13	Dosis Efektif pada <i>Organ at Risk</i>	87
Gambar 4.14	Skema Terjadinya Reaksi Terapi BNCT	91

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Pengelompokan Stadium Kanker	15
Tabel 2.2	OAR pada Kanker Paru-paru dan Batas Dosis pada OAR.....	20
Tabel 2.3	Jenis Neutron dan Energi Kinetiknya.....	26
Tabel 2.4	Rekomendasi IAEA pada Keluaran BSA.....	29
Tabel 2.5	Faktor Bobot Radiasi.....	36
Tabel 3.1	<i>Input</i> pada Aplikasi PHITS	48
Tabel 3.2	Deskripsi Penulisan yang Digunakan pada [Parameter] <i>Section</i>	49
Tabel 3.3	Deskripsi Penulisan yang Digunakan pada [Source] <i>Section</i>	50
Tabel 3.4	Deskripsi dari <i>Surface Symbol</i> dan <i>Surface Definition</i> pada [Surface] <i>Section</i>	52
Tabel 3.5	Deskripsi Penulisan yang Digunakan pada [T-Volume] <i>Section</i>	55
Tabel 3.6	Parameter [T-Track] untuk Perhitungan Laju Dosis	56
Tabel 3.7	Data Unsur dan Fraksi Massa Penyusun Geometri Kanker Paru-paru (1)	58
Tabel 3.8	Data Unsur dan Fraksi Massa Penyusun Geometri Kanker Paru-paru (2)	58
Tabel 3.9	Data Organ dan Massa Jenis Penyusun Geometri Kanker Paru-paru	59
Tabel 3.10	Nama Komponen dan Material Penyusun BSA	62
Tabel 3.11	Tabel Laju Dosis Serap Boron, Neutron, Proton, dan Gama	63
Tabel 3.12	Tabel Laju Dosis Ekuivalen	64
Tabel 3.13	Tabel Laju Dosis Efektif	65
Tabel 3.14	Tabel Waktu Iradiasi	67
Tabel 3.15	Tabel Dosis Ekuivalen	67
Tabel 3.16	Tabel Dosis Efektif.....	68
Tabel 4.1	Hasil Keluaran BSA dengan <i>Phantom Air</i>	74
Tabel 4.2	Hasil Keluaran BSA dengan <i>Phantom ORNL</i>	76
Tabel 4.3	Data Organ pada Geometri Kanker Paru-paru	76
Tabel 4.4	Waktu Iradiasi per Konsentrasi Boron	83

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A <i>Listing Code</i> pada Aplikasi PHITS.....	107
Lampiran B Tabel Laju Dosis Serap Boron, Neutron, Proton, dan Gama.....	120
Lampiran C Tabel Laju Dosis Ekuivalen dan Laju Dosis Efektif	122
Lampiran D Tabel Dosis Ekuivalen	124
Lampiran E Tabel Dosis Efektif	126

ABSTRAK

Fithraturrahma, Hanifa. 2023. **Analisis Dosis Radiasi Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Terapi Kanker Paru-paru Menggunakan Aplikasi PHITS Versi 3.20**. Skripsi. Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim, Malang. Pembimbing: (I) Dr. Imam Tazi, M.Si (II) Dr. Abdul Basid, M.Si.

Kata Kunci: *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT), Kanker Paru-paru, *Particle and Heavy Ion Transport code System* (PHITS)

Kanker merupakan istilah untuk penyakit ketika sel abnormal membelah tanpa kendali dan menyerang jaringan di sekitarnya. Pada kasus kanker paru-paru, sel kanker menyerang paru-paru seluruhnya atau sebagian dimulai dari paru-paru. BNCT merupakan pengobatan kanker berdasarkan interaksi atom antara neutron epitermal dan isotop ^{10}B yang dapat mentarget sel tumor dengan radiasi energi tinggi dan menyisakan jaringan normal. Penelitian ini merupakan simulasi komputer dengan menggunakan aplikasi PHITS Versi 3.20 yang bertujuan untuk menentukan konsentrasi boron optimal yang dapat diberikan tanpa merusak organ sehat di sekitar kanker paru-paru dan menentukan waktu iradiasi pada terapi kanker paru-paru menggunakan BNCT. Model *phantom* yang digunakan adalah *phantom* ORNL pria asia dewasa dengan kanker berukuran 17mm berjenis adenokarsinoma terletak pada lobus kanan atas paru-paru. Sumber neutron yang digunakan berupa siklotron 30MeV yang berkas neutronnya telah dioptimasi. Konsentrasi boron yang digunakan adalah 60, 80, 100, 120, dan 150 $\mu\text{g/g}$. Hasil dari simulasi ini adalah semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan ke dalam tubuh, maka laju dosis ekuivalennya akan semakin besar dan waktu iradiasi yang dibutuhkan akan semakin sedikit. Hasil tersebut berpengaruh pada dosis ekuivalen dan dosis efektif sebagai parameter efek deterministik dan stokasik pengobatan kanker menggunakan radiasi. Konsentrasi boron 150 $\mu\text{g/g}$ dipilih sebagai konsentrasi boron yang optimal dalam simulasi ini karena waktu iradiasi yang dibutuhkan lebih sedikit dengan nilai dosis ekuivalen dan dosis efektif yang berada di bawah batas yang telah ditentukan.

ABSTRACT

Fithraturrahma, Hanifa. 2023. **Dose Analysis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Radiation in Lung Cancer Therapy Using the PHITS Version 3.20 Application.** Essay. Department of Physics, Faculty of Science and Technology, Maulana Malik Ibrahim State Islamic University, Malang. Supervisor: (I) Dr. Imam Tazi, M.Si (II) Dr. Abdul Basid, M.Si.

Keywords: Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), Lung Cancer, Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)

Cancer is a term for a disease in which abnormal cells divide without control and attack the surrounding tissue. In the case of lung cancer, cancer cells attack the lungs in whole or in part starting from the lungs. BNCT is a cancer treatment based on atomic interactions between epithermal neutrons and ^{10}B isotopes that can target tumor cells with high-energy radiation and leave normal tissue. This study is a computer simulation using the PHITS Version 3.20 application which aims to determine the optimal concentration of boron that can be administered without damaging healthy organs around lung cancer and to determine the irradiation time for lung cancer therapy using BNCT. The phantom model used is the ORNL phantom of an adult Asian male with a 17mm cancer of the type adenocarcinoma located in the right upper lobe of the lung. The neutron source used is a 30MeV cyclotron whose neutron beam has been optimized. The boron concentrations used were 60, 80, 100, 120 and 150 $\mu\text{g/g}$. The result of this simulation is that the greater the concentration of boron injected into the body, the higher the equivalent dose rate and the less irradiation time required. These results affect the equivalent dose and effective dose as a parameter of the deterministic and stochastic effects of cancer treatment using radiation. The boron concentration of 150 $\mu\text{g/g}$ was chosen as the optimal boron concentration in this simulation because it requires less irradiation time with equivalent doses and effective doses below the predetermined limits.

مستخلص البحث

فيثراتوراها ، حنيفة. ٢٠٢٣. تحليل جرعة علاج البورون النيوتروني (BNCT) في علاج سرطان الرئة باستخدام تطبيق (PHITS) الإصدار ٣,٢٠. البحث الجامعي. قسم الفيزياء، كلية العلوم والتكنولوجيا، جامعة مولانا مالك ابراهيم مالانج. المشرفة (١): د. إمام التازي، الماجستير. المشرف (٢): د. عبد الباسيد، الماجستير. لمشرف.

الكلمات المفتاحية: علاج بورون نيوترون (BNCT)، سرطان الرئة ، نظام كود نقل الجسيمات والأيونات الثقيلة (PHITS).

السرطان هو مصطلح يطلق على مرض تنقسم فيه الخلايا غير الطبيعية دون سيطرة وتهاجم الأنسجة المحيطة. في حالة هو علاج للسرطان يعتمد على التفاعلات BNCT سرطان الرئة ، تهاجم الخلايا السرطانية الرئتين كلياً أو جزئياً بدءاً من الرئتين. التي يمكن أن تستهدف الخلايا السرطانية بإشعاع عالي الطاقة وترك الأنسجة الطبيعية. B الذرية بين النيوترونات الظهارية ونظائر ١٠ الإصدار ٣,٢٠ الذي يهدف إلى تحديد التركيز الأمثل للبورون PHITS هذه الدراسة عبارة عن محاكاة حاسوبية باستخدام تطبيق BNCT الذي يمكن إعطاؤه دون الإضرار بالأعضاء السليمة حول سرطان الرئة وتحديد وقت التشعيع لعلاج سرطان الرئة باستخدام لرجل آسيوي بالغ مصاب بسرطان ١٧ ملم من النوع الغدي الموجود في الفص ORNL النموذج الشبكي المستخدم هو شبح العلوي الأيمن من الرئة. مصدر النيوترون المستخدم هو سيكلوترون ٣٠ ميغا إلكترون فولت تم تحسين شعته النيوترونية. كانت تراكيز البورون المستخدمة ٦٠ و ٨٠ و ١٠٠ و ١٢٠ و ١٥٠ ميكروغرام / غرام. نتيجة هذه المحاكاة هي أنه كلما زاد تركيز البورون المحقون في الجسم ، زاد معدل الجرعة المكافئة ووقت التشعيع الأقل المطلوب. تؤثر هذه النتائج على الجرعة المكافئة والجرعة الفعالة كمعامل للتأثيرات الحتمية والعشوائية لعلاج السرطان باستخدام الإشعاع. تم اختيار تركيز البورون البالغ ١٥٠ ميكروغرام / جرام على أنه تركيز البورون الأمثل في هذه المحاكاة لأنه يتطلب وقت تشعيع أقل بجرعات مكافئة

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kanker merupakan penyebab kedua kematian di dunia dengan jumlah sebanyak 9.9 juta orang dari 19 juta penderitanya pada tahun 2020. Kanker paru-paru merupakan jenis kanker kedua yang paling banyak diderita di seluruh dunia yaitu sebanyak 2.206.771 orang. Di Indonesia, pada tahun 2020 kanker paru-paru merupakan kanker ketiga yang paling banyak diderita setelah kanker payudara dan kanker serviks. Kanker paru-paru juga menjadi kanker yang paling banyak diderita oleh laki-laki. Dari total 183.368 penderita kanker paru-paru pada laki-laki, 25.943 diantaranya adalah penderita kanker paru-paru (Globocan, 2020). Hasil penelitian berbasis rumah sakit dari 100 rumah sakit di Jakarta juga menunjukkan bahwa kanker paru-paru merupakan kanker dengan kasus terbanyak pada laki-laki dan nomor 4 terbanyak pada perempuan. Selain itu, kanker paru-paru juga merupakan penyebab kematian utama pada laki-laki dan perempuan (Kemenkes, 2017).

Kanker merupakan istilah untuk penyakit ketika sel abnormal membelah tanpa kendali dan menyerang jaringan di sekitarnya. Penyebaran sel kanker ke bagian tubuh lainnya dapat terjadi melalui darah dan sistem getah bening. Kanker terdiri dari beberapa jenis seperti karsinoma, sarkoma, leukemia, limfoma, dan kanker sistem saraf pusat. Pada semua jenis kanker, beberapa bagian sel akan mulai membagi tanpa henti mengenai jaringan di sekitarnya (National Cancer Institute, 2020). Pada kasus kanker paru-paru, sel kanker menyerang paru-paru seluruhnya atau sebagian dimulai dari paru-paru, kemudian menyerang bagian tubuh lainnya seperti getah bening dan otak. Penyebaran kanker dari satu organ ke organ lainnya

disebut metastasis (CDC, 2020).

Kanker paru-paru memiliki dua subtipe histologis yaitu *small cell lung cancer* (SCLC) dan *non-small cell lung cancer* (NSCLC), dimana sekitar 15% penderita kanker paru-paru adalah SCLC dan 85% merupakan NSCLC (Salehi-Rad et al., 2020). Pada SCLC, kemoterapi digunakan sebagai pilihan utama dalam pengobatan. Pembedahan juga dapat digunakan sebagai pilihan pengobatan dengan syarat kanker berada pada stadium tertentu. Belakangan ini imunoterapi juga digunakan sebagai salah satu pengobatan untuk SCLC (Zhang et al., 2019). Pada NSCLC pengobatan dilakukan berdasarkan stadium kanker yang di derita. Untuk stadium I atau II, pengobatan biasanya dilakukan sepenuhnya dengan pembedahan, sementara kemoterapi dilakukan apabila terdapat adanya metastasis dan biasanya digunakan bersamaan dengan pembedahan. Selain itu, imunoterapi dan terapi target juga dapat digunakan dalam pengobatan NSCLC (Duma et al., 2019).

Allah SWT berfirman dalam surah Al Baqarah (2) : 29:

هُوَ الَّذِي خَلَقَ لَكُمْ مَّا فِي الْأَرْضِ جَمِيعًا ثُمَّ اسْتَوَىٰ إِلَى السَّمَاءِ فَسَوَّاهُنَّ سَبْعَ سَمَاوَاتٍ ۗ وَهُوَ بِكُلِّ شَيْءٍ عَلِيمٌ

Artinya : *Dia (Allah) yang menciptakan segala apa yang ada di bumi untuk kalian, kemudian Dia menuju langit, lalu menyempurnakannya menjadi tujuh lapis langit. Dia mengetahui atas segala sesuatu.* (Q.S. Al Baqarah 2:29).

Dalam tafsir jalalain, Allah menciptakan segala apa yang ada di bumi dan seisinya untuk diambil manfaat dan pelajaran. Kemudian setelah menciptakan bumi, Dia bermaksud menciptakan langit (lalu menyempurnakannya) memutuskan langit menjadi tujuh lapis langit. Dia maha mengetahui segala sesuatu baik secara umum maupun secara rinci. Dalam hal ini Allah SWT menciptakan apa yang ada di bumi dan seisinya untuk diambil manfaat dan pelajaran.

Belakangan ini, telah dikembangkan metode *Boron Neutron Capture*

Therapy (BNCT) dalam pengobatan kanker. Terapi BNCT adalah pengobatan berdasarkan interaksi atom antara neutron epitermal dan isotop ^{10}B , yang dapat mentarget sel tumor dengan radiasi energi tinggi dan menyisakan jaringan normal. BNCT dapat secara selektif menargetkan dan menghancurkan sel-sel kanker, sementara sel-sel normal dibiarkan tidak terluka. (Quah, 2018). Pada BNCT, ^{10}B diatur untuk didistribusikan di daerah tumor, sehingga interaksi inti neutron dengan ^{10}B yang kuat menghasilkan dosis LET (*Linear Energy Transfer*) yang tinggi pada tumor. Reaksi nuklir dengan tumor ^{10}B mampu menghasilkan dosis yang sangat besar dimana reaksi antara neutron dan ^{10}B merupakan elemen penting dari BNCT. Isotop ^{10}B tidak bersifat radioaktif dan dapat dikeluarkan secara efisien dari tubuh manusia tanpa menyebabkan kerusakan (Seki et al., 2017).

PHITS (*Particle and Heavy Ion Transport Code System*) adalah kode simulasi transportasi partikel Monte Carlo untuk keperluan umum yang dikembangkan di bawah kolaborasi antara JAEA (*Japan Atomic Energy Agency*), RIST (*Research Organization for Information Science and Technology*), KEK (*High Energy Accelerator Research Organization*), dan beberapa lembaga lainnya. PHITS dapat menangani pengangkutan semua partikel pada rentang energi yang luas menggunakan beberapa model reaksi nuklir dan perpustakaan data nuklir. PHITS dapat mendukung penelitian di bidang teknologi akselerator, radioterapi, radiasi ruang angkasa, dan di banyak bidang lain yang terkait dengan fenomena pengangkutan partikel dan ion berat (JAEA, 2020). Berbagai kuantitas, seperti deposisi panas, panjang lintasan partikel, dan hasil produksi, dapat disimulasikan dengan aplikasi PHITS menggunakan fungsi “tally” yang terdapat pada aplikasi tersebut. Selain itu, PHITS juga memiliki fungsi untuk menggambar gambar 2D

dan 3D dari hasil perhitungan dan pengaturan geometri menggunakan alat grafik bernama ANGEL (Sato et al., 2015).

Beberapa percobaan terkait BNCT pada kanker paru-paru telah dilakukan. salah satunya oleh Farías et al., yang melakukan percobaan *ex situ* pengobatan kanker paru-paru menggunakan model *ovine* sebagai pengganti manusia untuk memahami kinetika boron dan penyerapannya. Hasil dan analisisnya menyarankan bahwa BNCT merupakan teknik yang dapat digunakan untuk pasien dengan penyakit kanker paru paru. Penelitian ini juga memperlihatkan bahwa BNCT tidak hanya meningkatkan kelangsungan hidup yang diharapkan, tetapi juga kualitas hidup yang dihasilkan (Farías et al., 2015). Sementara percobaan BNCT dengan program PHITS telah dilakukan oleh Harish et al., pada kanker paru-paru dengan menggunakan PHITS yang bertujuan untuk mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap laju dosis total pengobatan kanker paru-paru, dan mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap lamanya waktu penyinaran untuk pengobatan kanker paru-paru. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa semakin besar jumlah konsentrasi boron yang diinjeksikan maka semakin tinggi pula laju dosis total organ yang diterima, dan semakin besar jumlah konsentrasi boron yang diinjeksikan maka semakin cepat waktu penyinaran untuk pengobatan kanker paru-paru (Harish et al., 2018). Berdasarkan paparan latar belakang di atas, maka akan dilakukan penelitian berjudul “Analisis Dosis Radiasi Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Terapi Kanker Paru-paru Menggunakan Aplikasi PHITS Versi 3.20.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, maka rumusan masalah dari penelitian ini adalah :

1. Bagaimana pengaruh pemberian konsentrasi boron terhadap laju dosis radiasi yang diterima oleh masing-masing organ pada terapi kanker paru-paru menggunakan BNCT?
2. Bagaimana pengaruh pemberian konsentrasi boron terhadap lama waktu paparan radiasi pada terapi kanker paru-paru menggunakan BNCT?
3. Berapa konsentrasi optimal boron pada simulasi ini yang dapat diberikan tanpa merusak jaringan sehat disekitarnya?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Untuk menentukan banyaknya konsentrasi boron terhadap dosis radiasi yang diterima oleh masing-masing organ pada terapi kanker paru-paru menggunakan BNCT.
2. Untuk menentukan banyaknya konsentrasi boron terhadap lama waktu paparan radiasi pada terapi kanker paru-paru menggunakan BNCT.
3. Untuk menentukan banyaknya konsentrasi boron yang dapat diberikan tanpa merusak jaringan disekitarnya.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah :

1. Mengetahui geometri kanker paru-paru dan dosis boron optimal yang dapat diberikan menggunakan aplikasi PHITS Versi 3.20.
2. Sebagai referensi untuk permodelan geometri kanker paru-paru di Indonesia.

3. Sebagai referensi untuk diadakannya penelitian lebih lanjut untuk pengobatan kanker paru-paru di Indonesia.

1.5 Batasan Masalah

Batasan masalah dari penelitian ini adalah :

1. Geometri kanker dibuat mengacu kepada *Oak Ridge National Library (ORNL)* dengan model pria dewasa, sementara material organ sehat didapatkan dari *International Commission on Radiological Protection (ICRP) 110*.
2. Sumber neutron diperoleh dari siklotron untuk BNCT 30MeV yang kolimatornya telah dioptimasi oleh I Made Ardana, Maria Droste Ratri P, dan Nafisa Imtiyaziffati.
3. Histologi kanker paru-paru berupa *non small cell lung cancer (NSCLC)* dengan jenis adenokarsinoma berdiameter 1.7 cm dan belum bermetastasis.
4. Iradiasi dilakukan dengan arah anterior-posterior (AP).
5. Variabel konsentrasi boron yang digunakan adalah 60, 80, 100, 120, dan 150 $\mu\text{g/g}$.

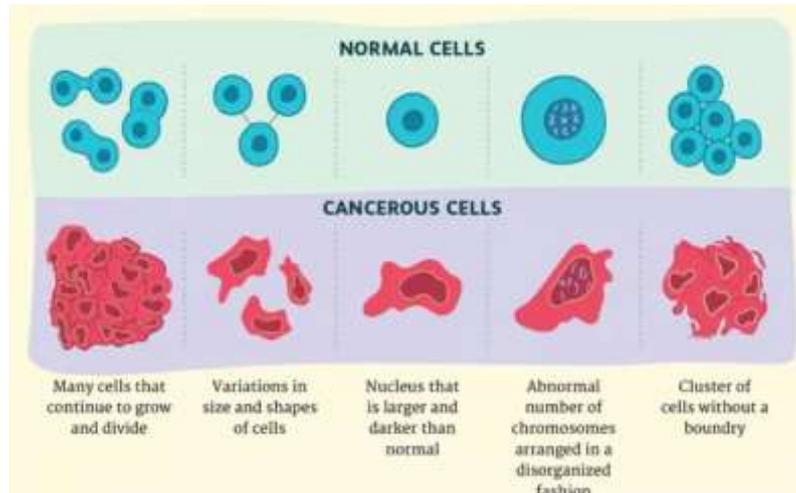
BAB II

DASAR TEORI

2.1 Kanker Paru-paru

Kanker adalah istilah umum untuk sekelompok besar penyakit yang dapat menyerang bagian tubuh mana pun. Istilah lain yang digunakan adalah tumor ganas atau neoplasma. Salah satu ciri utama kanker adalah pembentukan sel abnormal dengan cepat yang tumbuh di luar batas, yang kemudian dapat menyerang bagian tubuh yang berdampingan dan menyebar ke organ lain. Proses terakhir ini disebut sebagai metastasis, dimana metastasis adalah penyebab kematian utama dari kanker (WHO, 2017).

Terdapat beberapa perbedaan antara sel kanker dengan sel normal seperti yang terdapat pada gambar 2.1. Dalam hal pertumbuhan sel, sel normal dan sel kanker juga memiliki beberapa perbedaan. Sel normal akan berhenti membelah ketika jumlah dalam jaringan dirasa cukup sementara sel kanker akan terus membelah. Selain itu, sel kanker dapat bersembunyi dibalik sistem kekebalan tubuh, sehingga sinyal yang diterima oleh sistem kekebalan tubuh adalah untuk melindungi sel kanker, bukan menyerangnya. Kemudian, sel kanker juga dapat bertumbuh karena mendapat nutrisi berupa oksigen dan nutrisi lain dari pembuluh darah (Eldridge, 2022) (National Cancer Institute, 2021).



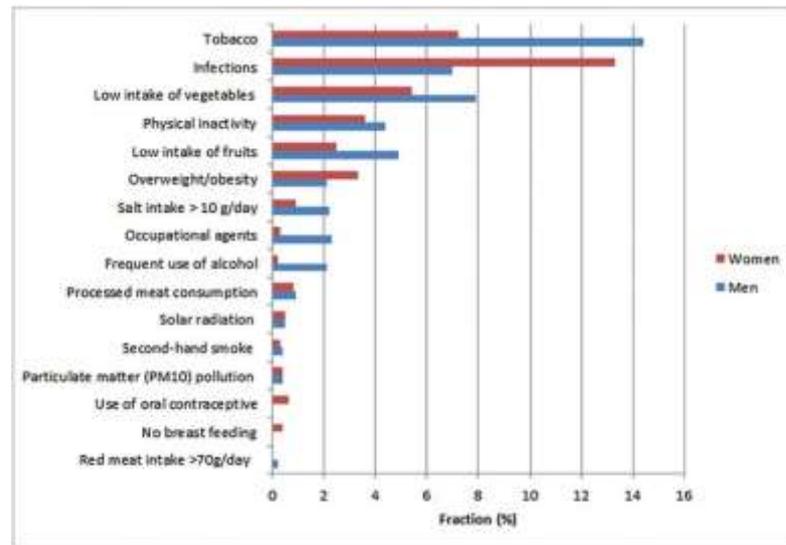
Gambar 2.1 Perbedaan Antara Sel Normal dengan Sel Kanker (Eldridge, 2022).

Berdasarkan histologinya kanker dibagi menjadi 6 grup besar, diantaranya Carcinoma yaitu kanker ganas yang berasal dari jaringan epitel tubuh manusia dan dapat bermetastasis menuju kelenjar getah bening atau jaringan di sekitarnya. Sarcoma yaitu kanker ganas yang berasal dari tulang, otot, atau jaringan sambung. Leukimia yaitu kanker yang berasal dari sumsum tulang yang dapat menyebabkan pertumbuhan abnormal sel darah putih. Lymphoma yaitu kanker yang berasal dari kelenjar atau kelenjar getah bening atau disebut juga kanker darah. Myeloma yaitu kanker yang berasal dari plasma sel sumsum tulang dan dapat mengganggu pertumbuhan sel darah merah. Adenocarcinoma yaitu kanker yang berada pada sel epitel yang berasal dari kelenjar atau kelenjar epitel dan blastoma yaitu kanker yang muncul dari jaringan embrionik organ dan biasanya kanker jenis ini berasal dari sel yang akan membentuk struktur organ (Rashid, 2017).

Tahun 2019, dalam *top 10 causes of death* yang dikeluarkan oleh WHO, Kanker paru-paru merupakan penyebab ke enam kematian di dunia, dan bertanggung jawab terhadap kurang lebih 1.8 juta kematian. Lima jenis kanker dengan kasus terbanyak di dunia kanker payudara dengan 2.261.419 kasus, kanker

paru-paru dengan 2.206.771 kasus, kanker usus besar dengan 1.931.590 kasus, kanker prostat dengan 1.414.259 kasus, dan kanker perut sebanyak 1.089.103 kasus. Sementara lima jenis kanker dengan tingkat kematian terbanyak yaitu kanker paru-paru dengan 1.796.144 kasus kematian, kanker usus besar dengan 935.173 angka kematian, kanker hati dengan 830.180 angka kematian, kanker perut dengan 768.793 angka kematian dan kanker payudara dengan 684.996 angka kematian (Globocan, 2020).

Faktor risiko utama yang menyebabkan sekitar sepertiga dari semua kanker adalah: indeks massa tubuh yang tinggi, asupan buah dan sayuran yang rendah, kurangnya aktivitas fisik, penggunaan tembakau, dan penggunaan alkohol. Penggunaan tembakau merupakan faktor risiko terpenting dan menyebabkan hampir 20% kematian akibat kanker secara global dan 70% kematian akibat kanker paru-paru. Selain merokok, asap rokok juga menjadi faktor risiko kanker paru-paru (WHO, 2017). Gambar 2.2 merupakan hasil studi pertama terkait perkiraan fraksi penyebab kanker yang disebabkan oleh berbagai faktor risiko yang berpotensi dapat dimodifikasi di Brasil dimana faktor risiko yang dipilih dapat menjelaskan 34,2% kasus kanker dan 42,0% kematian akibat kanker di seluruh dunia pada tahun 2020 (Azevedo E Silva et al., 2016).



Gambar 2.2 Fraksi Penyebab Kanker dengan Berbagai Faktor Resiko

Allah SWT berfirman dalam surat Al-Baqarah (2):168:

يَا أَيُّهَا النَّاسُ كُلُوا مِمَّا فِي الْأَرْضِ حَلَالًا طَيِّبًا وَلَا تَتَّبِعُوا خُطُوَاتِ الشَّيْطَانِ إِنَّهُ لَكُمْ عَدُوٌّ مُّبِينٌ

Artinya: *Wahai manusia! Makanlah dari (makanan) yang halal dan baik yang terdapat di bumi, dan janganlah kamu mengikuti langkah-langkah setan. Sungguh, setan itu musuh yang nyata bagimu.*

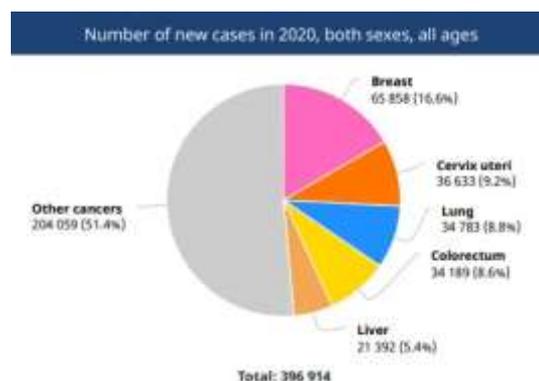
Telah menjadi kesepakatan dalam kalangan ulama islam bahwa memelihara jiwa untuk kelangsungan hidup bagi umat muslim adalah hal pokok dari ajaran agama islam, dimana gizi dan asupan makanan memiliki peran yang besar dalam mempertahankan kesehatan. Dalam Tafsir Al-Qur'an Tematik Lajnah Pentashihan mushaf Al-Qur'an tentang Kesehatan dalam Perspektif Al-Qur'an disebutkan bahwa ayat 168 Surat Al-Baqarah menerangkan bahwa Allah SWT menyuruh manusia untuk memakan makanan yang *halal* dan *tayyib*. Halal berarti berguna bagi tubuh, tidak bertentangan dengan perintah Allah. Karena makanan seringkali digunakan setan untuk memerdaya, kemudian diingatkan “dan janganlah kamu mengikuti langkah-langkah setan. Sungguh setan itu musuh yang nyata bagimu”.

Hal tersebut disebabkan karena setan dapat menjerumuskan ke dalam

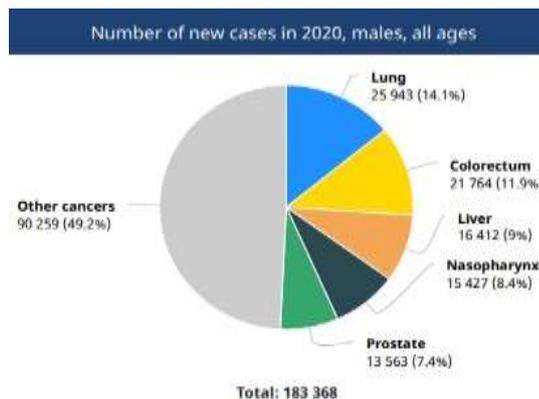
bahaya, misalnya menyeret manusia untuk berbuat dosa lewat konsumsi sesuatu yang haram. Untuk itu penting bagi kita untuk selalu menjaga dari apa-apa yang diharamkan agar apa yang kita konsumsi berarti bagi tubuh dan tidak membahayakan.

Selain penyebab diatas, paparan radiasi dari sinar matahari, sinar x, sinar gama, radon, infeksi atau virus yang disebabkan oleh *H pylori*, HPV, HBV, dan HCV juga dapat menyebabkan kanker (de Martel et al., 2020). Faktor resiko lainnya adalah pembakaran biomassa, polusi udara, paparan uranium, radon, dan radium, dan paparan bahan karsinogen saat bekerja seperti arsenik, asbestos, berilium, kadmium, klorometil eter, kromium, nikel, silicon, dan *vynil* klorida (Bade & Dela Cruz, 2020).

Kanker paru-paru merupakan salah satu kanker yang paling umum terjadi dengan angka kematian yang tinggi di seluruh dunia (Mao et al., 2016). Di Indonesia, pada tahun 2020, kanker paru-paru merupakan kanker ketiga yang paling banyak di derita setelah kanker payudara dan kanker serviks seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.3 Selain itu, kanker paru-paru menjadi kanker yang paling banyak diderita oleh laki-laki seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.4. (Globocan, 2020).



Gambar 2.3 Jumlah Penderita Kanker Di Indonesia (Globocan, 2020).



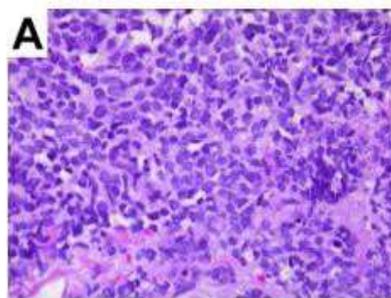
Gambar 2. 4 Jumlah Penderita Kanker Pada Laki-Laki Di Indonesia (Globocan, 2020).

Berdasarkan data hasil pemeriksaan di Laboratorium Patologi Anatomi RSUP Persahabatan, lebih dari 50 persen kasus dari semua jenis kanker yang didiagnosa adalah kasus kanker paru-paru (Kemenkes, 2017). Salah satu alasan mengapa kanker paru-paru menjadi salah satu kanker yang paling mematikan adalah karena sifatnya yang asimtomatik dan baru dapat dideteksi ketika tahap lanjut. Apabila kanker paru-paru telah terdeteksi, maka harus didiagnosis langsung. Pengobatan dari kanker paru-paru ditentukan berdasarkan subtype kanker paru-paru dan stadium kanker tersebut (Nasim et al., 2019).

Kanker paru-paru memiliki dua subtype histologis yaitu *small cell lung cancer* (SCLC) dan *non-small cell lung cancer* (NSCLC) dimana sekitar 15% penderita kanker paru-paru adalah SCLC dan 85% merupakan NSCLC. (Salehi- Rad et al., 2020). Jenis utama NSCLC termasuk adenokarsinoma, *squamous cell carcinoma* (SSC), dan *large cell carcinoma* (LCC). Kanker paru *small cell lung cancer* (SCLC) adalah kanker agresif yang berasal dari neuroendokrin yang kaitannya sangat erat dengan merokok. Pasien biasanya datang dengan gejala jangka pendek dan sekitar 60-65% penderitanya telah

disertai metastasis. SCLC adalah penyakit yang sifatnya kemosensitif dan kemoresisten dengan pengobatan untuk SCLC meliputi pembedahan dan kemoterapi atau kombinasi keduanya (Bernhardt & Jalal, 2016).

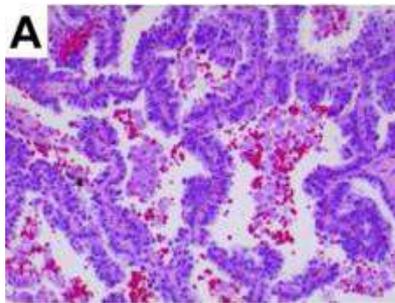
SCLC biasanya terletak di pusat jalan napas utama. Sel tumor pada SCLC berukuran lebih kecil dibandingkan dengan jenis kanker paru-paru lainnya. Kromatinnya berbentuk butiran halus tanpa nukleus yang menonjol, memiliki sedikit sitoplasma, dan batas sel yang tidak mencolok seperti pada gambar 2.5. Selain itu SCLC memiliki tingkat mitosis yang tinggi, yaitu lebih dari 10 mitosis per 2 mm². (Zheng, 2016). Standar perawatan saat ini untuk pasien dengan SCLC stadium terbatas adalah kombinasi dari kemoterapi dan radiasi. Selain itu, *targeted therapy* untuk pengobatan terus dikembangkan untuk pengobatan SCLC baik untuk digunakan sendiri atau bersamaan dengan kemoterapi dan imunoterapi (Waqar & Morgensztern, 2017).



Gambar 2.5 Jenis Sel Kanker *Small Cell Lung Cancer* (SCLC) Dengan Inti Berukuran Kecil dan Sedikit Sitoplasma (Perbesaran 400 x) (Zheng, 2016).

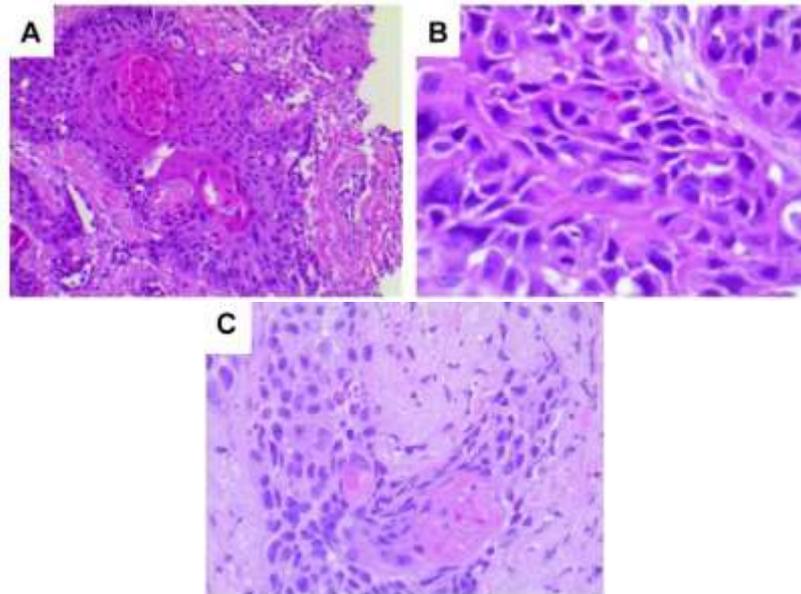
Pada NSCLC, jenis kanker paru-paru yang paling umum adalah adenokarsinoma (ADC), yang mencakup sekitar 40% dari semua kasus kanker paru-paru. ADC paru-paru masih merupakan salah satu jenis tumor yang paling agresif dengan kelangsungan hidup keseluruhan kurang dari 5 tahun. ADC paru-paru sering didiagnosis pada stadium lanjut yang melibatkan tumor metastasis. ADC paru-paru memiliki resistansi tinggi terhadap radioterapi konvensional dan

kemoterapi. Hal ini merupakan tantangan utama untuk mencari efektivitas pengobatan ADC. (Denisenko et al., 2018). Adenokarsinoma muncul dari sel alveolar yang terletak di epitel saluran napas yang lebih kecil. Adenokarsinoma in situ (AIS) adalah tumor berukuran relatif kecil (3 cm) dengan sel-sel neoplastik yang tumbuh di sepanjang struktur alveolar yang sudah ada dengan pola pertumbuhan lepidic (sel tumor berkembang di sepanjang dinding alveolar) tanpa bukti invasi stroma, vaskular, atau pleura. Lepidic adenokarsinoma ditunjukkan pada gambar 2.6.



Gambar 2.6 Lepidic Adenokarsinoma Dengan Pembesaran 200 Kali.

Squamous cell carcinoma atau SCC terjadi pada sekitar 24% dari pasien kanker paru-paru jenis NSCLC. SCC biasanya terjadi di bagian tengah paru-paru, di sepanjang saluran udara utama, dan dapat membentuk lubang ketika mencapai ukuran yang besar. Pada pemeriksaan mikroskopis, SCC menunjukkan keratinisasi dan jembatan antar sel dengan pola pertumbuhan bersarang yang kokoh. SCC dan jenisnya dapat dilihat pada gambar 2.7 (Takamochi et al., 2016). Jenis NSCLC yang lainnya ialah *large cell carcinoma* atau LCC. LCC terjadi pada sekitar 5%-10% pasien kanker paru-paru. Sel jenis ini biasanya tidak dapat membagi dengan baik, dan terdiri dari sel besar dengan sitoplasma banyak dan nukleus besar (Duma et al., 2019).



Gambar 2.7 (A) Keratinisasi SCC Dengan Perbesaran 200 Kali (B) Pembentukan Jembatan Antarsel Dengan perbesaran 400 Kali (C) SCC Nonkeratinisasi Dengan Perbesaran 400 Kali

Penentuan stadium penyakit kanker paru-paru disusun berdasarkan sistem TNM dari *American Joint Committee on Cancer (AJCC)* versi 8 tahun 2018 yang terdapat pada tabel 2.1.

Tabel 2.1. Pengelompokan Stadium Kanker (AJCC, 2018).

Stadium	Tumor Primer	Kelenjar Getah Bening	Metastasis
<i>Occult carcinoma</i>	TX	N0	M0
Stadium 0	Tis	N0	M0
Stadium IA1	T1a	N0	M0
	T1(mi)	N0	M0
Stadium IA2	T1b	N0	M0
Stadium IA3	T1c	N0	M0
Stadium IB	T2a	N0	M0
Stadium IIA	T2b	N0	M0
Stadium IIB	T1	N1	M0
	T2	N1	M0
	T3	N0	M0
Stadium IIIA	T1	N2	M0
	T3	N1	M0
	T4	N0	M0
	T4	N1	M0
Stadium IIIB	T1	N3	M0

	T2	N3	M0
	T3	N2	M0
	T4	N2	M0
Stadium IIIC	T3	N3	M0
	T4	N3	M0
Stadium IVA	T apa saja	N apa saja	M1a
	T apa saja	N apa saja	M1b
Stadium IVB	T apa saja	N apa saja	M1c

Keterangan :

IX : Adanya tumor ganas yang terdeteksi secara histopatologi, tetapi tidak dapat divisualisasikan dengan pencitraan atau bronkoskopi.

T0 : Tidak ada bukti tumor primer.

Tis : Adanya sel kanker dalam jaringan tersebut; *squamous cell carcinoma* atau adenokarsinoma dengan pola lepidic murni dan ukuran terbesarnya kurang dari 3 cm.

T1 : Tumor berukuran kurang dari 3 cm dan bukan di bronkus utama.

T1mi : Tumor berukuran 0.5 cm.

T1a : Tumor berukuran kurang dari atau 1 cm.

T1b : Tumor berukuran lebih dari 1 cm tetapi kurang dari 2 cm.

T1c : Tumor berukuran lebih dari 2 cm tetapi kurang dari 3 cm.

T2 : Tumor lebih dari 3 cm tetapi kurang dari 5 cm dengan salah satu ciri berikut (Tumor T2 dengan ciri-ciri ini diklasifikasikan T2a jika kurang dari 5 cm); Melibatkan bronkus utama, 2 cm atau lebih distal dari karina; Menyerang pleura visceral (PL1 atau PL2); Terkait dengan atelektasis atau pneumonitis obstruktif yang meluas ke daerah hilar tetapi tidak melibatkan seluruh paru.

T2a : Tumor lebih dari 3 cm tetapi kurang dari 4 cm.

- T2b : Tumor lebih dari 4 cm tetapi kurang dari 5 cm.
- T3 : Tumor lebih dari 5 cm tetapi kurang dari 7 cm atau yang secara langsung menyerang salah satu dari yang berikut: pleura parietal (PL3), dinding dada (termasuk tumor sulkus superior), diafragma, saraf frenikus, pleura mediastinum, perikardium parietal; atau tumor di bronkus utama (kurang dari 2 cm distal ke karina tetapi tanpa keterlibatan karina; atau terkait atelektasis atau pneumonitis obstruktif di seluruh paru-paru atau nodul tumor yang terpisah di lobus yang sama.
- T4 : Tumor dengan ukuran lebih dari 7 cm yang menyerang salah satu dari berikut ini: mediastinum, jantung, pembuluh darah besar, trakea, saraf laring berulang, esofagus, badan vertebralis, karina, nodul tumor terpisah di lobus ipsilateral yang berbeda.
- NX : Metastasis ke kelenjar getah bening tidak dapat dinilai.
- T0 : Tidak ada metastasis kelenjar getah bening.
- N1 : Metastasis di kelenjar getah bening peribronkial ipsilateral dan / atau ipsilateral dan kelenjar getah bening intrapulmoner, termasuk keterlibatan dengan ekstensi langsung.
- N2 : Metastasis di kelenjar getah bening mediastinal ipsilateral dan / atau subcarinal.
- N3 : Metastasis di mediastinal kontralateral, hilar kontralateral, skalena ipsilateral atau kontralateral, atau kelenjar getah bening supraclavicular.
- M0 : Tidak ada metastasis jauh.

M1 : Terdeteksi adanya metastasis atau metastasis jauh.

M1a : Pisahkan nodul tumor di lobus kontralateral tumor dengan nodul pleura atau pleura ganas (atau perikardial) efusi.

M1b : Metastasis jauh (pada organ ekstratoraks).

M1c : Metastasis pada satu atau lebih dari satu organ ekstratoraks

2.2 Radioterapi

Radioterapi adalah terapi yang menggunakan radiasi pengion dalam pengobatan pasien dengan tumor ganas atau jinak. Radioterapi merupakan komponen penting untuk terapi kanker yang disertai dengan pembedahan dan kemoterapi (Atun et al., 2015). Selain digunakan dalam pengobatan, radioterapi juga digunakan dalam pengaturan perawatan paliatif. Misalnya digunakan untuk meredakan nyeri pada pasien dengan metastasis tulang, mengurangi ukuran tumor yang menghalangi saluran udara atau esofagus, dan meningkatkan kemampuan pasien untuk bernapas atau menelan makanan. Terapi radiasi memiliki dua tujuan yaitu untuk meningkatkan jumlah dosis radiasi yang diterima tumor dengan aman, dan untuk melindungi jaringan sehat dari dosis tersebut dan mengurangi toksisitas pada jaringan yang tidak terdapat sel kanker (Abshire & Lang, 2018).

Pada kasus yang dicurigai sebagai kanker paru-paru, radiografi pada dada adalah pemeriksaan pertama yang dilakukan. Alat ini dapat memberikan informasi awal tentang penyakit, namun tidak dapat menunjukkan karakterisasi dan stadium yang optimal. *Computed Tomography* (CT) pada dada dalam pencitraan kanker paru-paru akan dilakukan untuk selanjutnya ditentukan tindakan lebih lanjut (Purandare & Rangarajan, 2015). Saat ini *screening* yang direkomendasikan untuk kanker paru-paru yaitu *Low Dose Computed Tomography* atau LDCT. *Screening*

dengan LDCT diketahui dapat mengurangi resiko dari kematian akibat kanker paru-paru, akan tetapi, tidak semua jenis kanker paru-paru dapat dideteksi dengan LDCT (R. A. Smith et al., 2018).

Pada kanker paru-paru, terapi radiasi yang sering digunakan adalah *External Beam Radiation Therapy* (EBRT). EBRT digunakan dalam pengobatan kanker paru-paru baik jenis SCLC dan NSCLC. Pengobatannya sama dengan x-ray, namun dosis yang diberikan EBRT lebih tinggi. Pengobatan ini tidak menimbulkan rasa sakit dan berlangsung selama beberapa menit. EBRT memiliki beberapa Teknik untuk membantu dokter dalam mengobati kanker paru-paru secara akurat, diantaranya *Stereotatic Body Radiation Therapy* (SBRT), *Three-dimensional Conformal Radiation Therapy* (3D-CRT), dan *Intensity Modulated Radiation therapy* (IMRT). SBRT paling banyak digunakan pada stadium awal kanker ketika pembedahan tidak dapat dilakukan dikarenakan adanya masalah kesehatan pada penderitanya. 3D-CRT menggunakan komputer untuk mendeteksi tumor. Sumber radiasi kemudian dibentuk dan mencapai tumor dalam beberapa arah untuk meminimalisir jaringan sehat yang terkena radiasi. IMRT digunakan apabila tumor berada di sekitar jaringan penting, misalnya sumsum tulang belakang (American Cancer Society, 2019).

Radiasi dapat mengakibatkan kerusakan struktur *double helix* pada DNA yang menyebabkan DNA mengalami kematian sel karena adanya kerusakan pada fungsi karakteristik morfologi dan molekularnya atau apoptosis. Selain itu, kematian sel juga dapat terjadi akibat adanya kondisi yang tidak diinginkan dalam lingkungan sel seperti perubahan pH yang ekstrim, kehilangan energi dan tidak seimbangya ion dalam sel (nekrosis) (Sia et al., 2020). Radiasi juga

dapat menyebabkan penuaan pada sel kanker sehingga sel tidak dapat membelah. Akibatnya, struktur sub seluler sel seperti sitoplasma, retikulum endoplasma, ribosom, mitokondria, dan lisosom dari sel kanker tidak dapat berkembang dengan baik. Kerusakan oleh radiasi dapat menyebabkan kerusakan DNA seperti *single-strand break* (SSBs), *double-strand break* (DSBs), DNA *crosslink* dan DNA-Protein *crosslinks*, atau menyebabkan kerusakan secara tidak langsung pada DNA oleh *reactive oxygen species* (ROS) atau *reactive nitrogen species* (RNS). Kerusakan DSBs yang merupakan faktor permulaan dari penataan ulang kromosom dianggap sebagai efek paling berbahaya yang disebabkan oleh radiasi (Wang et al., 2018).

Organ at risk (OAR) merupakan salah satu hal yang harus diperhatikan dalam radioterapi. Dosis jaringan sehat di sekitar organ kanker paru-paru tidak boleh melebihi ambang batas yang telah ditentukan. Tabel 2.2 menunjukkan organ yang terkena resiko terpapar radiasi pada kanker paru-paru serta batas dosis yang dapat diterima oleh masing-masing organ (Fariás et al., 2014).

Tabel 2.2 OAR pada Kanker Paru-paru dan Batas Dosis OAR (Farias et al., 2014).

Nama Organ	Batas Dosis
Jantung	22 Gy
Tulang belakang	14 Gy
Kulit	26 Gy
Esofagus	15.4 Gy
Tulang rusuk	30 Gy

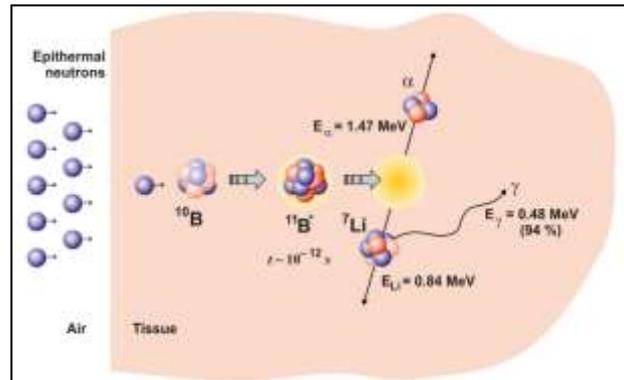
Belakangan, telah dikembangkan Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) dalam pengobatan kanker paru-paru. Terapi BNCT adalah pengobatan biner berdasarkan interaksi atom antara neutron epitermal dan isotop boron-10, yang dapat menyediakan sarana untuk penargetan molekuler dan seluler spesifik dari radiasi energi tinggi ke sel tumor dengan penyisihan jaringan normal secara

bersamaan (Quah, 2018).

2.3 Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)

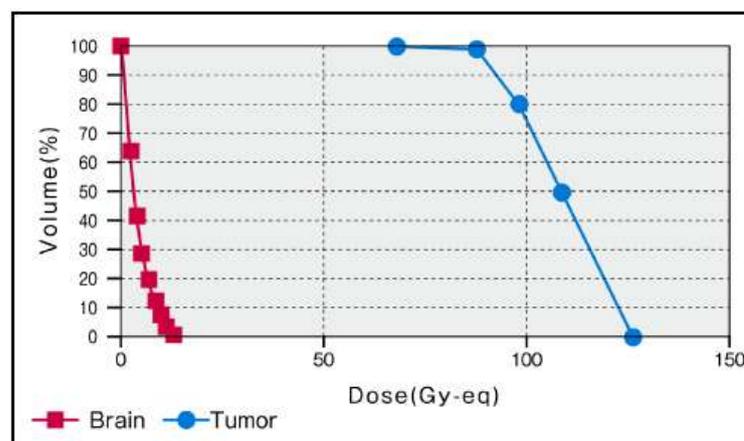
Neutron capture therapy (NCT) adalah teknik yang dirancang untuk secara selektif menargetkan radiasi partikel bermuatan berat ke sel tumor. Konsep NCT pertama kali diusulkan tidak lama setelah penemuan neutron oleh Chadwick pada tahun 1932 dan penjabaran tangkapan neutron termal yang sangat besar dari isotop ^{10}B yang terjadi secara alami oleh Goldhaber pada tahun 1934. Ia menemukan bahwa ^{10}B memiliki kekuatan tidak wajar untuk menyerap neutron termal dengan energi kurang dari 0,1 eV (IAEA, 2001).

Prinsip *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pertama kali diusulkan oleh Gordon Locher pada tahun 1936. Ia menemukan bahwa boron dapat melekat secara selektif pada tumor dan jika dipaparkan dengan neutron termal, dosis radiasi pada tumor relatif lebih tinggi dibandingkan jaringan normal di sekitarnya yang menjadikan fenomena tersebut sebagai dasar implementasi klinis dari BNCT. BNCT merupakan reaksi fisi berdasarkan reaksi tangkapan neutron termal terhadap boron. Isotop ^{10}B yang bersifat non radioaktif akan menghasilkan partikel alfa dan inti lithium melalui penyerapan neutron termal (<0.5 eV). Partikel-partikel ini melepaskan energi dalam jarak pendek yaitu <10 μm yang setara dengan ukuran sel. Dengan demikian, reaksi tangkapan neutron dan boron terjadi dalam satu sel (He et al., 2021). Skema pengobatan dengan BNCT terdapat pada gambar 2.8 (Dymova et al., 2020).

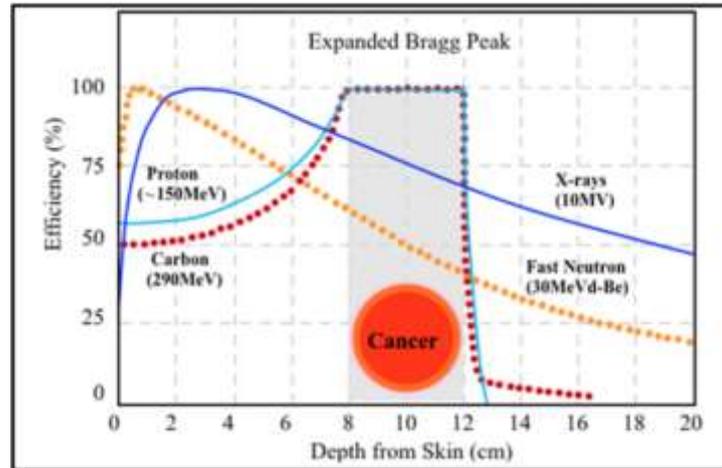


Gambar 2.8 Skema Pengobatan BNCT (Dymova et al., 2020)

BNCT memiliki kemampuan untuk secara selektif menarget sel tumor yang akan diradiasi sehingga jaringan sehat yang terkena radiasi bernilai sangat kecil. Dalam grafik *dose volume histogram* untuk BNCT pada gambar 2.9 dapat dilihat bahwa dibandingkan dengan sel tumor, sel sehat mengandung dosis radiasi yang jauh lebih rendah dibandingkan dengan modalitas terapi lain seperti proton terapi, x-ray, karbon terapi, ataupun fast neutron terapi yang terdapat pada gambar 2.10 sehingga BNCT disebut sebagai teknik radiasi *pin point* karena keselektifannya dalam mengobati sel tumor (JSNCT, 2023).



Gambar 2.9 Dosis Radiasi Sel Normal dan Tumor pada BNCT (JSNCT, 2023).



Gambar 2.10 Efektivitas Modalitas Terapi Radiasi Selain BNCT (JSNCT, 2023).

2.3.1 Interaksi Neutron dengan Materi

Neutron, bersamaan dengan proton adalah komponen dari inti. Neutron tidak memiliki muatan dan berinteraksi dengan inti lewat gaya nuklir. Neutron memiliki probabilitas tampang lintang yang tinggi dibandingkan dengan partikel bermuatan. Interaksi antara neutron dan inti dibagi menjadi dua yaitu reaksi hamburan yang meliputi hamburan elastis dan hamburan inelastis juga reaksi serapan. Ada lima proses utama interaksi antara neutron dengan materi. Interaksi tersebut meliputi (Podgorsak, 2006) (Römer, 2005):

1. Hamburan elastis

Hamburan elastis adalah proses yang terjadi ketika neutron berinteraksi dengan inti dalam keadaan dasar, kemudian terhambur setelah menumbuk inti atom dengan sudut tertentu. Total energi kinetik antara dua partikelnya adalah tetap karena energi didistribusikan diantara kedua partikel.

2. Hamburan inelastis

Hamburan inelastis memiliki interaksi yang hampir sama dengan hamburan elastis. Akan tetapi, dalam hamburan inelastis, neutron ditangkap oleh inti, kemudian dipancarkan kembali dengan energi yang lebih rendah dan ke arah yang berbeda dari arah datangnya neutron. Inti akan tereksitasi dengan memancarkan sinar gamma berenergi tinggi.

3. Reaksi tangkapan

Reaksi tangkapan neutron adalah proses yang terjadi ketika neutron menembak inti yang mengarah kepada emisi proton atau sinar gamma.

4. Spalasi

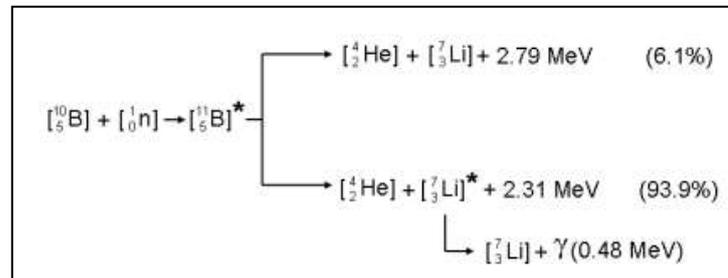
Spalasi terjadi ketika neutron menembus inti dan menambahkan energi yang cukup ke inti sehingga terurai menjadi banyak komponen residu kecil seperti partikel alfa dan proton.

5. Fisi

Fisi adalah jenis interaksi neutron yang dihasilkan dari interaksi inti dengan nomor atom tinggi oleh neutron. Reaksi ini menyebabkan inti terbelah menjadi dua anak inti dengan nomor atom yang lebih rendah dan produksi neutron.

Pada BNCT, ^{10}B yang bereaksi dengan neutron termal akan membentuk isotop ^{11}B tidak stabil yang dapat meluruh pada waktu yang singkat yaitu 10^{-12} sekon. Peluruhan tersebut menghasilkan partikel alfa dan inti lithium dalam keadaan dasar. Selain itu, peluruhan ^{11}B juga menghasilkan partikel alfa dan inti lithium dalam keadaan tereksitasi yang

nantinya menjadi inti stabil dengan melepas radiasi gama. Reaksi nuklir yang menggambarkan dasar dari terapi BNCT ditunjukkan pada Gambar 2.11.



Gambar 2.11 Reaksi Nuklir BNCT (Sauerwein et al., 2009).

Ada tiga energi ionisasi langsung yang dibentuk BNCT dengan karakteristik *Linear Energy Transfer* (LET) berbeda-beda yang diteruskan pada tumor dan jaringan normal. Pertama, partikel alfa dan ion lithium dengan LET tinggi yang diproduksi oleh reaksi tangkapan neutron pada boron. Kedua, sinar gamma dengan LET rendah yang diproduksi oleh reaksi tangkapan neutron dan hidrogen, dan ketiga, proton dengan LET tinggi yang diproduksi oleh reaksi hamburan neutron cepat dan nitrogen. LET tinggi dan rendah memiliki dosis fisik yang sama, namun efek biologis yang ditimbulkan akan berbeda. Partikel dengan LET yang lebih tinggi menghasilkan efek biologis yang lebih kuat dibandingkan partikel dengan LET rendah. Hal ini terjadi akibat kepadatan ionisasi yang lebih tinggi di sepanjang lintasan yang biasa disebut sebagai efek biologis relatif (He et al., 2021).

2.3.2 Sumber Neutron pada BNCT

Neutron diklasifikasikan kedalam 7 kategori menurut energi kinetiknya seperti yang terdapat pada tabel 2.3.

Tabel 2.3 Jenis Neutron dan Energi Kinetiknya (Podgorsak, 2006)

No.	Jenis Neutron	Energi Kinetik
1.	<i>Ultracold neutron</i>	$< 2 \times 10^{-7} \text{ eV}$
2.	<i>Very cold neutron</i>	$2 \times 10^{-7} \text{ eV} \leq Ek \leq 5 \times 10^{-5} \text{ eV}$
3.	<i>Cold neutron</i>	$5 \times 10^{-5} \text{ eV} \leq EK \leq 0.025 \text{ eV}$
4.	<i>Thermal neutron</i>	$\approx 0.025 \text{ eV}$
5.	<i>Epithermal neutron</i>	$1 \text{ eV} < EK < 1 \text{ keV}$
6.	<i>Intermediate neutron</i>	$1 \text{ keV} < EK < 0.1 \text{ MeV}$
7.	<i>Fast Neutron</i>	$> 0.1 \text{ MeV}$

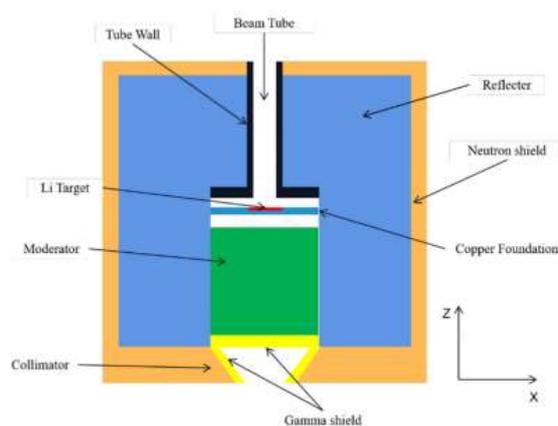
Dari ke-7 jenis neutron di atas, hanya ada tiga jenis neutron yang digunakan untuk terapi radiasi yaitu neutron termal, epitermal, dan neutron cepat. Pada BNCT, jenis neutron yang digunakan ialah neutron termal dan epitermal (Ervin B. Podgorsak, 2006). Neutron epitermal pada BNCT berguna untuk menyerang tumor yang berada di dalam permukaan kulit, sementara neutron termal efektif digunakan untuk tumor yang berada di dalam permukaan kulit (IAEA, 2001).

Sejak ditemukan pada tahun 1930 oleh Ernest Lawrence, siklotron digunakan untuk mengakselerasi partikel bermuatan seperti proton. Penggunaan siklotron untuk radioterapi telah dimulai sejak tahun 1960. Dalam perkembangannya, siklotron juga digunakan untuk memproduksi neutron untuk terapi radiasi dengan mengakselerasi proton yang ditembakkan kepada target berbahan berilium (Lombardi, 2006).

Siklotron memiliki ruang akselerasi yang terletak di antara dua kutub medan magnet homogen yang disebut “dees”. Medan magnet ini mengakibatkan partikel bergerak dalam orbit melingkar. Ion diproduksi di dalam sumber ion yang terletak di pusat mesin, kemudian dipercepat keluar dari pusat. Ion-ion ini kemudian dipercepat kembali oleh medan listrik berfrekuensi tinggi melalui elektroda yang disebut “dees” dan

berpindah dari satu dee ke dee berikutnya melalui celah diantara dee. Karena frekuensi rotasi partikel adalah konstan saat energi partikel meningkat, diameter orbit juga meningkat sehingga partikel dapat diekstraksi dari tepi luar mesin. Partikel ini yang nantinya akan terakselerasi untuk menumbuk target (IAEA, 2008). Partikel yang berupa proton ini nantinya akan diarahkan menuju target berilium yang menghasilkan neutron cepat. Neutron cepat kemudian dikurangi energinya oleh moderator agar berada dalam rentang energi epitermal yang berguna untuk terapi BNCT (Yoshioka, 2016).

Neutron cepat yang dihasilkan dari tubukan proton dengan berilium tidak dapat digunakan untuk terapi BNCT secara langsung. Untuk menghasilkan rentang energi neutron epitermal yang sesuai, neutron cepat perlu dimoderasi dengan cara melewati beberapa material dalam sebuah sistem yang disebut *Beam Shaping Assembly* (BSA). BSA berfungsi untuk memoderasi neutron cepat menjadi neutron termal atau epitermal, mengurangi komposisi neutron cepat, neutron termal, dan kontaminasi gama sebaik mungkin, dan mengkolimasi sumber neutron. Contoh dari rangkaian BSA terdapat pada gambar 2.12 (Li et al., 2021).



Gambar 2.12 Contoh Rangkaian pada BSA (Li et al, 2021)

BSA umumnya terdiri atas beberapa bagian, diantaranya adalah:

1. Moderator : salah satu elemen penting penyusun BSA yang berfungsi untuk memoderasi energi neutron yang diproduksi oleh proton menjadi neutron dengan rentang energi termal dan epitermal tanpa produksi sinar gama yang berlebih. Material pada moderator harus memiliki tampang lintang hamburan neutron yang tinggi untuk neutron termal atau neutron epitermal dan memiliki tampang lintang hamburan neutron yang rendah untuk neutron cepat atau neutron termal. Selain itu material dengan tampang lintang serap yang tinggi juga diperlukan untuk menghindari hilangnya intensitas neutron dan produksi sinar gama yang berlebih.
2. Reflektor : berfungsi untuk memantulkan kembali neutron yang terhambur pada BSA. Reflektor harus terdiri dari material yang memiliki tampang lintang serap neutron yang rendah, tampang lintang hamburan neutron yang tinggi untuk neutron termal dan epitermal dengan nomor massa yang tinggi dimana material tersebut dapat mereduksi hilangnya energi neutron dengan hamburan elastis.
3. Filter : berfungsi untuk meminimalisir kontaminasi dari neutron cepat, neutron termal, dan sinar gama yang dapat menyebabkan kerusakan jaringan sehat di sekitar tumor. Karena itu, dibutuhkan material dengan tampang lintang serap yang tinggi untuk neutron cepat, neutron termal, dan sinar gama, serta tampang lintang serap yang rendah untuk neutron epitermal.

4. *Gama shielding* : berfungsi untuk mengurangi kontaminasi sinar gama pada berkas neutron yang dihasilkan. Material yang dibutuhkan untuk *gama shielding* ini harus memiliki massa jenis yang tinggi, dapat menyerap sinar gama dengan baik, tetapi tetap memiliki transmisi tinggi untuk neutron epitermal.
5. *Aperture* : terletak di ujung dari BSA, *aperture* berfungsi untuk membentuk berkas neutron agar tepat sasaran pada target yang akan diradiasi. Material pada *aperture* harus dapat memantulkan berkas neutron epitermal keluar BSA menuju target radiasi.

Selain terdiri atas komponen penyusun di atas, keluaran dari BSA harus memenuhi kriteria IAEA yang terdapat pada tabel 2.4.

Tabel 2.4. Rekomendasi IAEA pada Keluaran BSA

Parameter	Notasi	Rekomendasi IAEA
Fluks neutron epitermal	$\Phi_{epi} (n/cm^2s)$	$>1.0 \times 10^9$
Laju dosis neutron cepat/fluks neutron epitermal	$D_f/\Phi_{epi} (Gy - cm^2/n)$	$<2.0 \times 10^{-13}$
Laju dosis gama/fluks neutron epitermal	$D_\gamma/\Phi_{epi} (Gy - cm^2/n)$	$<2,0 \times 10^{-13}$
Rasio antara fluks neutron termal dan epitermal	Φ_{th}/Φ_{epi}	<0.05
Rasio antara arus neutron dan fluks neutron	J/Φ_{epi}	>0.7

2.3.3 Agen Pembawa Boron

Terdapat tiga generasi untuk agen pembawa boron. Generasi pertama boron yaitu *boric acid* dan turunannya pada tahun 1950-1960 pada percobaan klinis yang pertama. Boron generasi pertama ini memiliki efek

sangat rendah untuk tumor. Generasi kedua, *Sodium Borocaptate* (BSH) dan *Boronophenylalanine* (BPA) digunakan pada sekitar tahun 1960. Baik BSH dan BPA, keduanya telah banyak digunakan dalam banyak penelitian. Sebelum digunakan dalam BNCT, kedua agen pembawa tersebut telah dipakai untuk beberapa penelitian klinis dengan menggunakan *Positron Emission Tomography* (PET). Generasi ketiga agen pembawa boron dikembangkan dengan membuat agen pembawa lebih stabil. Generasi ketiga ini diantaranya adalah *boronates DNA intercalators*, *boronated amino acid*, *boronated lipopeptides*, dan lain-lain. Meskipun generasi ketiga agen pembawa boron memperlihatkan spesifitas yang baik untuk sel tumor dan dosis yang diperlukan untuk boron dapat dikurangi, masalah yang muncul ialah untuk iradiasi neutron, hanya ada sedikit sekali evaluasi dari konsentrasi boron, sehingga sampai saat ini BSA dan BPA masih menjadi agen boron yang banyak digunakan dalam uji klinis (Dymova et al., 2020).

Salah satu ciri sel kanker adalah dapat dengan aktif membelah dan bermetabolisme sehingga membutuhkan sintesis makromolekul yang banyak, salah satunya adalah dengan protein. BPA atau *phenylalanine* memiliki kandungan asam amino untuk memenuhi kebutuhan metabolisme sel kanker dan memiliki tugas sebagai reseptor atau pembawa sinyal bagi sel kanker dengan membawa asam amino. BPA juga berperan sebagai transporter yang disebut *leucine-type amino acid transporter* (LAT1) sebagai fasilitator masuknya BPA ke sel tumor lewat darah, lemak, dan lain lain. Hal ini yang menyebabkan BPA yang berperan sebagai *carrier*

atau pembawa boron dalam BNCT dapat terdeposit di sel kanker lebih banyak dibandingkan dengan sel normal (Chio et al., 2020).

Efektivitas BNCT tergantung pada lokasi ^{10}B dalam sel. Jadi, hanya sel yang mengandung ^{10}B yang dihancurkan, sementara sel yang tidak mengandung ^{10}B dapat terhindar dari radiasi LET yang tinggi. Konsentrasi minimal ^{10}B yang dibutuhkan untuk BNCT untuk mematikan sel kanker adalah sekitar 1×10^9 ^{10}B atom per sel atau $20 \mu\text{g/g}$ jaringan. Karena ^{10}B dapat terkirim secara spesifik pada tumor, neutron dapat secara selektif menghancurkan sel tumor yang mengandung boron, di mana jaringan normal di sekitarnya tetap utuh (Barth, Zhang, et al., 2018). Hal yang harus diperhatikan untuk pengiriman boron terhadap sel tumor yaitu: dosis yang diserap oleh jaringan normal harus rendah sementara dosis yang diserap oleh jaringan yang terkena tumor harus lebih tinggi. Konsentrasi boron yang diperlukan kurang lebih $20 \mu\text{g } ^{10}\text{B} / \text{g}$ jaringan tumor. Darah dan jaringan normal harus cepat bersih dari boron, tingkat toksisitas harus rendah, dan konsentrasi boron harus konstan selama BNCT berlangsung (Barth, Mi, et al., 2018).

2.3.4 Dosis pada BNCT

Ada 4 dosis utama yang berkontribusi dalam pengobatan BNCT, dosis-dosis tersebut adalah (IAEA, 2001):

1. Dosis Boron (Db): Dosis yang muncul akibat ^{10}B yang menangkap neutron termal pada reaksi $^{10}\text{B}(n,\alpha)^{11}\text{B}$ yang menghasilkan partikel alfa dan lompatan ion lithium yang akan mengionisasi sel kanker.

2. Dosis Neutron (D_n) : Dosis yang muncul akibat adanya reaksi hamburan neutron oleh hidrogen ($^1\text{H}(n,n')p$) di dalam tubuh.
3. Dosis Proton (D_p) : Dosis yang muncul akibat nitrogen dalam tubuh yang menyerap neutron termal pada reaksi $^{14}\text{C}(n,p)^{14}\text{N}$. Reaksi tersebut memancarkan proton yang akan mengionisasi jaringan tubuh pasien.
4. Dosis Gama (D_γ) : Dosis yang muncul akibat adanya interaksi antara Hidrogen dengan neutron termal. Laju tangkapan reaksi dari termal neutron oleh hidrogen mengakibatkan pelepasan gama dengan energi 2,2MeV.

Perhitungan jumlah atom dalam jaringan, laju dosis alfa, laju dosis proton, laju dosis gama, laju dosis total, waktu iradiasi, dan dosis absorpsi dihitung sebagai berikut (Harish et al., 2018) :

1. Jumlah atom dalam jaringan

$$N_{i-jaringan} = \left(\frac{m_i}{A_{r_i}} \cdot N_A \right) \cdot m_{jaringan} \quad (1)$$

Dengan :

$N_{i-jaringan}$: jumlah unsur atom i dalam satu kilogram jaringan (atom/kg)

m_i : massa elemen i (g)

A_{r_i} : nomor massa elemen i (g/mol)

$m_{jaringan}$: massa jaringan (kg)

N_A : konstanta Avogadro (6.023×10^{23} atom/mol)

2. Laju dosis boron

Laju dosis boron dihitung akibat adanya reaksi tangkapan antara boron dengan neutron termal yang mengakibatkan produksi alfa dengan energi rata-rata 2.79MeV. Reaksi tersebut digambarkan pada persamaan (2) sementara perhitungannya pada persamaan (3).



$$\dot{D}_{boron} = \frac{\Phi \cdot N_{i-jaringan} \cdot \sigma \cdot Q (1.6 \times 10^{-13}) \text{J/MeV}}{1 \frac{\text{J/Kg}}{\text{Gy}}} \quad (3)$$

Dengan :

\dot{D}_{boron} : Laju dosis boron (Gy/s)

Φ : neutron fluks termal ($\text{n} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$)

$N_{i-jaringan}$: jumlah unsur atom i dalam satu kilogram jaringan (atom/kg)

σ : penampang mikroskopis (cm^2)

Q : Partikel Energi (MeV)

3. Laju dosis neutron

Laju dosis neutron dihitung akibat adanya reaksi hamburan antara neutron dengan hidrogen dalam tubuh. Reaksi tersebut digambarkan pada persamaan (4) sementara perhitungannya pada persamaan (5).



$$\dot{D}_{neutron} = \frac{\Phi \cdot N_{i-jaringan} \cdot \sigma \cdot Q (1.6 \times 10^{-13}) \text{J/MeV}}{1 \frac{\text{J/Kg}}{\text{Gy}}} \quad (5)$$

Dengan :

$\dot{D}_{neutron}$: Laju dosis neutron (Gy/s)

Φ : neutron fluks termal ($n.cm^{-2}.s^{-1}$)

$N_{i-jaringan}$: jumlah unsur atom i dalam satu kilogram jaringan
(atom/kg)

σ : penampang mikroskopis (cm^2)

Q : Partikel Energi (MeV)

4. Laju dosis proton

Laju dosis proton dihitung akibat adanya reaksi antara neutron termal dan nitrogen dalam jaringan. Reaksi tersebut digambarkan pada persamaan (6) sementara perhitungannya terdapat pada persamaan (7).



$$\dot{D}_{proton} = \frac{\Phi.N_{i-jaringan}.\sigma.Q(1.6 \times 10^{-13})J/MeV}{1 \frac{J/Kg}{Gy}} \quad (7)$$

Dengan :

\dot{D}_{proton} : Laju dosis proton (Gy/s)

Φ : neutron fluks termal ($n.cm^{-2}.s^{-1}$)

$N_{i-jaringan}$: jumlah unsur atom i dalam satu kilogram jaringan
(atom/kg)

σ : penampang mikroskopis (cm^2)

Q : Partikel Energi (MeV)

5. Laju Dosis Gama

Hidrogen di dalam jaringan akan berinteraksi dengan neutron termal. Laju tangkapan reaksi dari termal neutron oleh hidrogen mengakibatkan pelepasan gama dengan energi 2,2MeV yang dihambarkan pada persamaan (8). Laju pelepasan gama dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (9).



$$\ddot{R} = \Phi \cdot N_{i-jaringan} \cdot \sigma \quad (9)$$

Dengan :

\ddot{R} : laju pelepasan gama (γ/s)

Φ : neutron fluks termal ($n.cm^{-2}.s^{-1}$)

$N_{i-jaringan}$: jumlah unsur atom i dalam satu kilogram jaringan (atom/kg)

σ : penampang mikroskopis (cm^2)

Selanjutnya, laju dosis gama dapat dihitung dengan persamaan 10:

$$\dot{D}_\gamma = \ddot{R} \cdot \Delta \cdot \phi \quad (10)$$

Dengan :

\dot{D}_γ : Laju dosis gama (Bq/kg)

Δ : koefisien dari laju serap (Gy.kg/Bq.s)

ϕ : dosis penyerapan fraksi gama

6. Laju dosis ekuivalen

Laju dosis ekuivalen direpresentasikan sebagai energi total yang tedeposit pada tiap kilogram jaringan per detik. Laju dosis ekuivalen memiliki satuan Gy/s atau sievert (Sv/s) dalam SI. Formula yang digunakan untuk laju dosis total dapat dihitung menggunakan persamaan (11).

$$\dot{D}_{ekuivalen} = (w_b \times \dot{D}_b) + (w_p \times \dot{D}_p) + (w_n \times \dot{D}_n) + (w_\gamma \times \dot{D}_\gamma) \quad (11)$$

Dengan :

w_b : faktor bobot radiasi boron

\dot{D}_b : laju dosis boron

w_p : faktor bobot radiasi proton

\dot{D}_p : laju dosis proton

w_n : faktor bobot hamburan neutron

\dot{D}_n : laju dosis hamburan neuron

w_γ : faktor bobot radiasi gama

\dot{D}_γ : laju dosis radiasi gama

Nilai faktor bobot radiasi terdapat pada tabel 2.5.

Tabel 2.5. Faktor Bobot Radiasi (Farías et al., 2014)

Sumber radiasi	Faktor Bobot Radiasi
Alfa	3.8 (sel kanker)
	1.3 (jaringan sehat)
Proton	3.2
Neutron	3.2
Gamma	1.0

7. Waktu iradiasi

Waktu iradiasi ditentukan dengan dosis minimum yang merusak jaringan kanker, dibagi dengan laju dosis total seperti pada persamaan (12). Pada kanker paru-paru dengan jenis NSCLC, total dosis minimal untuk merusak jaringan kanker adalah 50 Gy (G. L. Smith & Smith, 2014).

$$\text{waktu iradiasi (s)} = \frac{\text{dosis kerusakan minimum pada kanker (Gy)}}{\text{laju dosis total } \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}}\right)} \quad (12)$$

8. Dosis ekuivalen pada OAR

Setelah dosis radiasi ditentukan, dosis yang diterima oleh organ dapat dihitung. Dosis ekuivalen berfungsi untuk mengukur besarnya tingkat kerusakan pada jaringan tubuh akibat radiasi. Pada kanker paru-paru, batas dosis yang diterima oleh organ terdapat pada tabel 2.2. Dosis ekuivalen pada tiap organ yang beresiko terpapar dapat dihitung menggunakan persamaan (13) dan memiliki satuan Gy. Dalam SI, dosis ekuivalen memiliki satuan sievert (Sv).

$$\text{Dosis(Sv)} = \text{laju dosis total } \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}}\right) \times \text{waktu iradiasi (s)} \quad (13)$$

9. Laju dosis dan Dosis efektif pada OAR

Dosis efektif pada OAR dihitung untuk mengetahui probabilitas bagian tubuh yang terluka akibat radiasi. Dosis efektif dapat dihitung dengan persamaan (14) dan (15). Sama seperti dosis ekuivalen, dosis efektif memiliki satuan Gy, namun pada SI satuan untuk dosis efektif adalah sievert (Sv)

$$\text{Laju Dosis Efektif (Sv)} = \text{laju dosis ekuivalen (Gy/s)} \times w_T \quad (14)$$

$$\text{Dosis Efektif (Sv)} = \text{dosis ekuivalen (Gy)} \times w_T \quad (15)$$

Dengan :

w_T : faktor bobot jaringan

Faktor bobot jaringan terdapat pada ICRP 103. Nilai untuk kulit dan tulang adalah 0.01, sementara untuk esofagus dan jaringan lainnya adalah 0.04 dan 0.12.

2.4 Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)

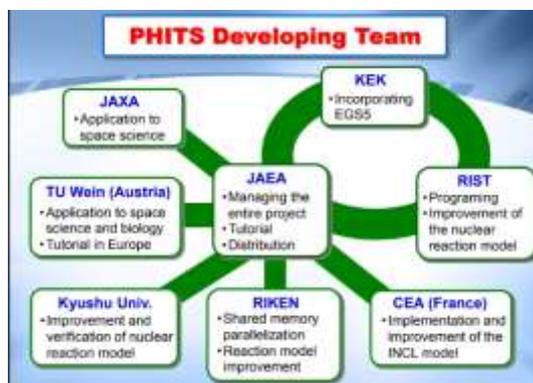
Terdapat dua pendekatan pada metode numerik, yaitu metode deterministik dan probabilitas. Metode deterministik melibatkan solusi dari persamaan integral atau diferensial. Metode deterministik yang dikenal luas adalah metode *finite different* dan metode *finite-element*. Sementara itu, metode monte carlo melibatkan hitungan rata-rata atau sifat probabilistik dari sebuah sistem dengan mengobservasi keluaran dari sejumlah besar percobaan. Metode Monte Carlo sangat cocok untuk mempelajari proses transportasi radiasi seperti foton dan neutron yang melalui materi. Penggunaan lain yang terkenal dari metode Monte Carlo adalah teknik metropolis untuk menemukan energi kesetimbangan pada suhu tertentu dari banyak partikel yang berinteraksi. Metode ini juga memiliki penerapan matematika yang lebih ketat dengan memperkirakan nilai integral dari banyak dimensi yang rumit (Hendricks, 1994).

Beberapa kode transportasi monte carlo untuk seluruh partikel terus dikembangkan di seluruh dunia. Salah satunya yaitu MCNPX, GEANT4, FLUKA, MARS, dan PHITS (Mckinney, 2006). Selain software tersebut, ada beberapa software yang pernah dipakai dalam perhitungan menggunakan metode

monte carlo seperti O5R, O6R, MORSE, MICAP, TART, COG, MCNP5, VIM, TRIPOLI, SHIELD, MONACO/MAVRIC, dan MONK/MCBEND (Kirk, 2010).

Particle and Heavy Ion Transport code System atau PHITS adalah salah satu dari program simulasi kode transportasi partikel monte carlo yang paling baik. Diantara beberapa kode transportasi partikel seperti FLUKA, GEANT4, MCNPX, dan MCNP6, PHITS memiliki keunggulan dalam waktu simulasi yang paling singkat. Selain itu, dengan kompleksitas *phantom* yang sama, PHITS memiliki penggunaan materi yang lebih rendah (Yang et al., 2017) (Han et al., 2018).

PHITS dapat digunakan pada transportasi untuk semua partikel, termasuk neutron, proton, ion berat, foton, dan elektron dengan jangkauan energi yang sangat luas menggunakan model reaksi nuklir dan perpustakaan data. *Japan Atomic Energy Agency* atau JAEA merupakan pihak yang bertanggung jawab untuk mengatur proyek ini bersamaan dengan beberapa institut yang tergabung dalam kontribusi untuk pengembangan PHITS seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.13 (JAEA, 2018).



Gambar 2.13 Tim Pengembangan PHITS (JAEA, 2018)

PHITS merupakan salah satu kode transport monte carlo yang paling banyak digunakan di dunia. Kemampuannya untuk mengimplementasikan

perhitungan transpor untuk beberapa jenis partikel seperti neutron, foton, proton, elektron dan ion berat dengan jangkauan energi yang tinggi dan mendukung beberapa variasi reaksi nuklir dan perpustakaan data memungkinkan PHITS untuk digunakan pada sistem perencanaan pengobatan terapi proton, terapi sinar-X, hingga BNCT (Sato et al., 2015) (Kumada et al., 2018).

Ada dua model fisika yang dapat dijalankan pada PHITS, pertama transportasi antara tumbukan seperti pada proses ionisasi untuk partikel bermuatan dan peralatan optik, kedua yaitu tumbukan dengan inti atom seperti neutron, foton, dan electron berenergi rendah, inti atom berenergi tinggi dan ion berat. Semua data nuklir yang ada pada PHITS tersimpan di perpustakaan data nuklir (JENDL-4.0, dll.) dan sudah berada dalam paket install PHITS. Karena itu, PHITS disebut sebagai *all in one package* (JAEA, 2018).

PHITS dijalankan dengan menggunakan bahasa pemrograman fortran dan dapat dijalankan pada sistem operasi Windows, Mac, Linux, dan Unix dengan spesifikasi untuk sistem operasi Windows seminimalnya adalah Windows7 dan pada Mac seminimalnya OS X v10.6. Besar sistem yang direkomendasikan adalah RAM sebesar 2GB dan ruang untuk instalasi PHITS sebesar 6GB atau seminimalnya 4GB (JAEA, 2020).

Program PHITS dipilih karena (1) dapat menganalisis gerakan hampir semua partikel pada rentang energi yang luas, (2) dapat dijalankan di hampir semua komputer, (3) dapat mengimplementasikan model reaksi nuklir canggih dan perpustakaan data nuklir, dan (4) memiliki beberapa fungsi khusus yang berguna untuk aplikasi tertentu seperti fungsi mikrodosimetri (Sato et al., 2015). PHITS telah digunakan oleh lebih dari 3000 pengguna di berbagai bidang

penelitian dan pengembangan, seperti teknologi nuklir, desain akselerator, fisika medis, dan penelitian sinar kosmik (Sato et al., 2018).

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

Penelitian ini merupakan simulasi komputer dengan menggunakan aplikasi program PHITS versi 3.20. Geometri kanker dibuat berdasarkan data phantom ORNL dan data material dari *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) 110 sementara sumber neutron berupa siklotron 30 MeV yang kolimatornya telah dioptimasi oleh I Made Ardana, dan Maria Droste Ratri Puspita dan Nafisa Imtiyaziffati untuk selanjutnya memvariasikan dosis boron yang diinjeksikan ke dalam tubuh untuk disimulasikan dengan aplikasi program PHITS.

3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dimulai pada bulan April 2021 yang bertempat di Jalan Bambu Hijau No.31 Depok, Jawa Barat dan Ruang Engineering Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) Jalan Babarsari, Tambak Bayan, Kab. Sleman, Daerah Istimewa Yogyakarta.

3.3 Alat dan Bahan

Penelitian ini dilakukan dengan cara simulasi menggunakan laptop dan komputer dengan spesifikasi :

1. Prosesor laptop dan komputer : Intel Core i3-10110U dan AMD Ryzen 3 3100
2. RAM laptop dan komputer : 8GB dan 16GB
3. Sistem Operasi laptop dan Komputer : Windows 10 Home Single Language, 64-bit

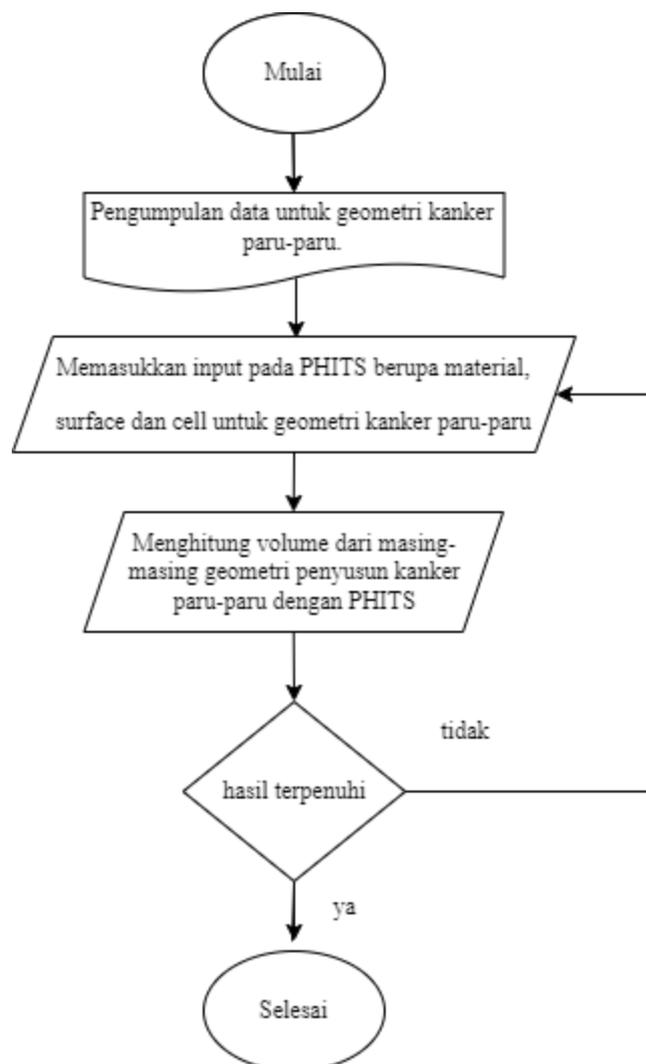
Dan beberapa Perangkat Lunak yaitu :

1. Particle and Heavy Ions Transport Code System (PHITS) versi 3.20

2. Notepad++ ver. 7.8.8
3. Ghostscript
4. Ghostview
5. Microsoft Word
6. Microsoft Excel

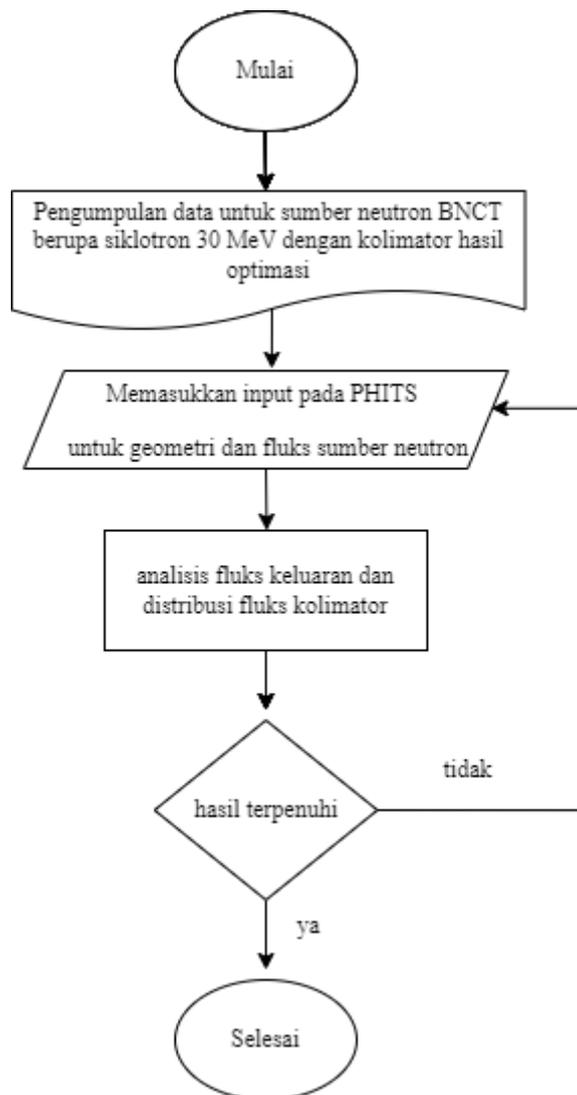
3.4 Rancangan Penelitian

3.4.1 Rancangan Alur Penelitian untuk Geometri Kanker



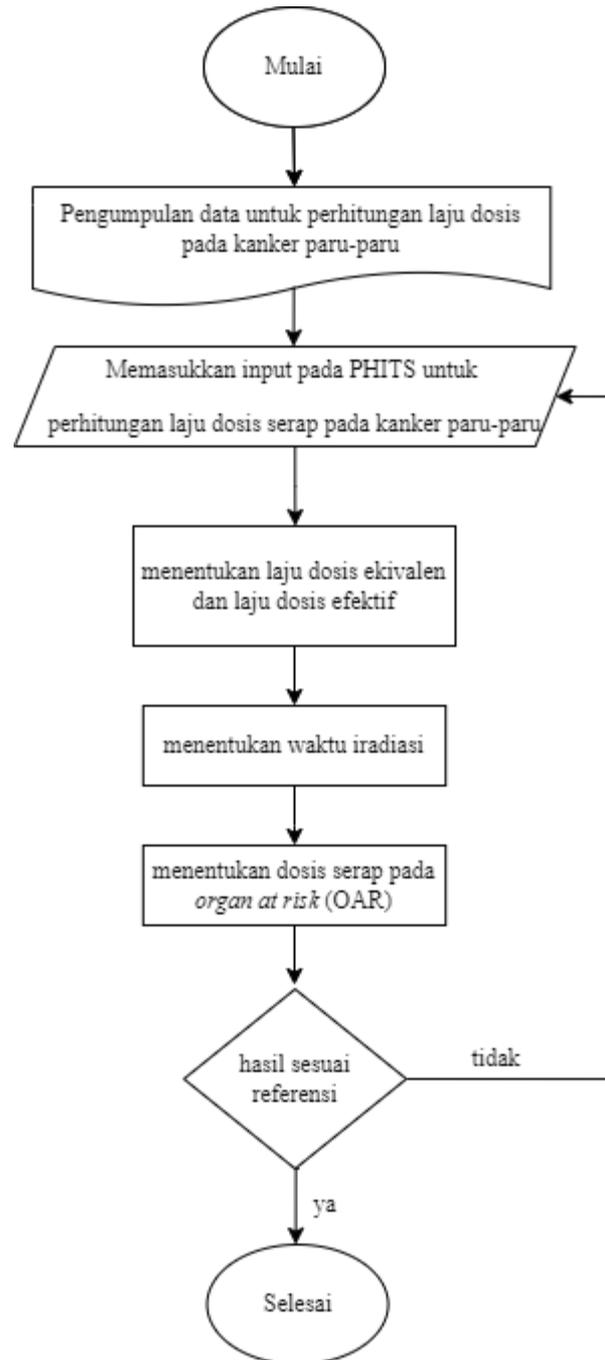
Gambar 3.1 Rancangan Alur Penelitian untuk Geometri Kanker

3.4.2 Rancangan Alur Penelitian untuk Sumber Neutron



Gambar 3.2 Rancangan Alur Penelitian untuk Sumber Neutron

3.4.3 Rancangan Alur Penelitian untuk Perhitungan Dosis



Gambar 3.3 Rancangan Alur Penelitian untuk Perhitungan Dosis

3.5 Variabel Penelitian

Penelitian ini menggunakan dua variabel, yaitu variabel bebas dan variabel terikat sebagai berikut :

1. Variabel bebas

Pada simulasi ini variabel bebas yang divariasikan berupa konsentrasi boron yang diinjeksikan ke dalam tubuh sebesar 60, 80, 100, 120, dan 150 $\mu\text{g/g}$ jaringan tumor. Variabel tersebut dipilih berdasarkan konsentrasi minimum dan maksimum yang diperlukan dalam terapi BNCT yaitu 20 $\mu\text{g/g}$ dan 150 $\mu\text{g/g}$ dengan mempertimbangkan saran pada penelitian sebelumnya (Harish et.al, 2018) untuk melakukan penelitian dengan konsentrasi boron yang lebih tinggi. Penambahan tiap 20 $\mu\text{g/g}$ konsentrasi dilakukan agar hasil dari simulasi dapat dibandingkan dengan jarak yang tidak terlalu jauh antar variabelnya.

2. Variabel terikat pada simulasi ini yaitu laju dosis serap, waktu iradiasi, dan dosis serap pada kanker. Laju dosis serap yaitu banyaknya dosis radiasi yang diserap tiap kilogram jaringan per detik. Waktu iradiasi yaitu lamanya waktu paparan agar kanker menerima total dosis minimum untuk menghancurkan kanker, sementara dosis serap yaitu banyaknya dosis total yang diserap organ selama radiasi dilakukan.

3.6 Teknik Pengumpulan Data

3.6.1 Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)

Parameter *input* PHITS terdiri dari beberapa *section*. Setiap *section* dimulai dengan [nama *section*] (JAEA, 2020). *Input* dilakukan pada software Notepad++ dan disimpan menggunakan ekstensi ****.inp* atau *.txt*. Tampilan pada aplikasi Notepad++ untuk menuliskan kode algoritma

masukan PHITS terdapat pada gambar 3.4 sementara tampilan *running* pada aplikasi PHITS terdapat pada gambar 3.5.

```

1 [ Title ]
2 Geometri Kanker Paru-paru
3
4 [ Parameters ]
5 icntl = 0 # (D=0) 3:ECH 5:WOR 6:SRC 7:GSH 11:DSH 12:DUMP
6 maxcas = 250000 # (D=10) number of particles per one batch
7 maxbch = 10 # (D=10) number of batches
8 file(1) = c:/phits # (D=c:/phits) PHITS install folder name
9 file(6) = phits.out # (D=phits.out) general output file name
10
11
12 [ Source ]
13 totfact= 6.241e15
14 s-type = 1
15 proj = proton # kind of incident particle
16 e0 = 30 # energy of beam [MeV]
17 z0 = 0.0 # minimum position of z-axis [cm]
18 z1 = 0.0 # maximum position of z-axis [cm]
19 dir = -1.0 # z-direction of beam [cosine]
20 r0 = 4

```

Gambar 3.4 Tampilan Notepad++ untuk Kode Masukan dalam Aplikasi PHITS

```

PHITS: "C:\_has\skripsi\code" X
Started at Mon 02/20/2023 6:24:15.55, input= "60.txt"
** warning : in [transform] section,
non-orthogonality of transformation.
transform id = 3: r = 8.18E+01 > 2.e-6
** warning : in [transform] section,
non-orthogonality of transformation.
transform id = 4: r = 8.56E-04 > 2.e-6
OpenMP PARALLEL PROCESS 1/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP PARALLEL PROCESS 2/ 4 @ IP(MPI)= 8
OpenMP PARALLEL PROCESS 3/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP PARALLEL PROCESS 4/ 4 @ IP(MPI)= 0
bat[ 1] ncas = 500000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 24m 29s
bat[ 2] ncas = 100000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 24m 43s
bat[ 3] ncas = 150000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 24m 58s
bat[ 4] ncas = 200000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 25m 14s
bat[ 5] ncas = 250000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 25m 29s
bat[ 6] ncas = 300000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 25m 46s
bat[ 7] ncas = 350000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 26m 04s
bat[ 8] ncas = 400000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 26m 21s
bat[ 9] ncas = 450000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 26m 39s
bat[ 10] ncas = 500000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 26m 55s
bat[ 11] ncas = 550000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 27m 16s
bat[ 12] ncas = 600000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 27m 33s
bat[ 13] ncas = 650000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 27m 49s
bat[ 14] ncas = 700000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 28m 07s
bat[ 15] ncas = 750000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 28m 25s
bat[ 16] ncas = 800000 : date = 2023-02-20 : time = 06h 28m 42s

```

Gambar 3.5 Tampilan *Running* pada Aplikasi PHITS

Terdapat 3 komponen dasar pada simulasi PHITS yaitu geometri, sumber dan *tally*. Ketiga komponen dasar tersebut merupakan gabungan dari beberapa input *section* seperti pada tabel 3.1.

Tabel 3.1. Input Pada PHITS (JAEA, 2020)

Nama	Deskripsi
[Title]	Judul dari simulasi yang akan dibuat
[Parameters]	Berisi parameter yang akan digunakan
[Source]	Berisi sumber yang akan digunakan
[Material]	Berisi material yang digunakan
[Surface]	Berisi bentuk permukaan yang digunakan
[Cell]	Menjelaskan bagian [surface] yang digunakan
[T-volume]	Menentukan volume dari geometri pada sel yang disimulasikan
[T-track]	Menentukan bagian yang akan dilihat proyeksi partikelnya.
[T-deposit]	Penyimpanan energi pada bagian yang ditentukan.
[End]	Selesai

Komponen geometri terdiri atas [material], [surface], dan [cell] *section*. Sementara komponen sumber terdiri atas [source] *section*, dan komponen *tally* terdiri atas [t-track], [t-deposit], dan [t-3dshow] *section*. *listing code* keseluruhan untuk simulasi ini terdapat pada lampiran A sementara penjelasan dari masing-masing *section* yang digunakan dalam simulasi ini mengacu kepada buku *PHITS Ver 3.20 User Manual*:

1. [Title] *Section*

[Title] *section* berisi judul untuk mendefinisikan kalkulasi yang sedang dilakukan. Tidak terbatas pada jumlah baris, dan tidak terpengaruh oleh penggunaan spasi. [Title] *section* juga tidak mempengaruhi perhitungan pada pekerjaan yang dilakukan. Contoh pengisian [Title] *section* terdapat pada gambar 3.6.

[T i t l e] Geometri Kanker Paru-paru
--

Gambar 3.6 Contoh Pengisian pada [Title] *Section*

2. [Parameter] Section

[Parameter] *section* berisi parameter yang akan digunakan dalam PHITS. Pengisian pada [Parameter] *section* pada PHITS dapat berupa kalkulasi reaksi nuklir, jumlah partikel dalam satu iterasi, jumlah iterasi, dan lain-lain. Pada penelitian ini, [Parameter] *section* didefinisikan dengan menggunakan format seperti pada tabel 3.2.

Tabel 3.2 Deskripsi Penulisan yang digunakan pada [Parameter] *Section*

Penulisan pada PHITS	Nilai	Deskripsi
icntl =	8	Mode perhitungan PHITS untuk menampilkan geometri 2 dimensi.
	0	Mode perhitungan PHITS untuk perhitungan transportasi partikel.
	14	Mode perhitungan PHITS untuk perhitungan volume.
maxcas =	250000	Jumlah partikel yang disimulasikan dalam satu kali iterasi. Batas tertinggi jumlah partikel yang dapat digunakan adalah 2.147.483.647 partikel.
maxbch =	10	Jumlah iterasi dalam satu kali simulasi. . Batas tertinggi jumlah iterasi yang dapat digunakan adalah 2.147.483.647 kali.
file(1) =	c:/phits	Letak file instalasi PHITS. Dalam simulasi ini aplikasi PHITS disimpan pada direktori c dengan nama file: phits.
file(6) =	phits.out	File keluaran simulasi berupa rangkuman kalkulasi yang dilakukan oleh PHITS seperti waktu simulasi dan total partikel yang disimulasikan.

3. [Source] Section

[Source] *section* berisi informasi mengenai sumber yang akan digunakan untuk simulasi seperti bentuk sumber partikel dan jenis partikel yang digunakan, posisi koordinat sumber, dan lain-lain. Penjelasan mengenai [Source] *section* yang digunakan dalam penelitian ini terdapat pada tabel 3.3.

Tabel 3.3 Deskripsi Penulisan yang digunakan pada [Parameter] *Section*.

Penulisan pada PHITS	Nilai	Deskripsi
totfact =	6.241e15	Nilai fluks proton yang digunakan untuk siklotron 30MeV dengan arus 1mA.
s-type =	1	Bentuk tipe sumber yang digunakan. Nilai 1 menunjukkan bentuk sumber yang digunakan berupa silinder.
proj =	proton	Jenis partikel yang ditransportasikan.
e0 =	30	Besaran energi yang ditransportasikan dengan satuan MeV
z0 =	0.0	Letak koordinat minimum untuk sumber pada sumbu-z dengan satuan cm.
z1 =	0.0	Letak koordinat maksimum untuk sumber pada sumbu-z dengan satuan cm
dir =	1.0	Arah proyeksi sumber terhadap sumbu-z. nilai 1.0 menunjukkan bahwa arah proyeksi sumber terhadap sumbu-z adalah tegak lurus.
r0 =	4	Jari-jari sumber dengan satuan cm.

4. [Material] *Section*

[Material] *section* digunakan untuk mendefinisikan material dari geometri bentuk 2 atau 3 dimensi yang akan dibuat. Bagian [Material] ditentukan oleh jumlah bahan, unsur, dan rasio komposisi dari geometri yang akan dibuat. Nomor bahan, simbol elemen dan rasionya harus ditulis secara bergantian. Material untuk geometri yang akan dibuat dapat berupa unsur atau senyawa. Contoh pengisian pada [Material] *section* untuk simulasi ini terdapat pada gambar 3.7.

```
[Material]
mat[1]  H -0.099
        C -0.269
        N -0.045
        O -0.569
        Na -0.00198
        P -0.00396
        S -0.00504
        Cl -0.00306
        K -0.00396 $GTV
```

Gambar 3.7 Contoh Pengisian pada [Material] *Section*

Kolom berwarna biru menunjukkan *material number* dengan format `mat[n]` dimana nilai `n` dapat diisi dari angka 1-999.999. Kolom berwarna oranye menunjukkan *element* yang diisi oleh unsur penyusun dari geometri yang akan disimulasikan, sementara kolom berwarna hijau berisi rasio komposisi dari unsur penyusun geometri. Rasio komposisi dapat berupa fraksi massa atau massa jenis atom. Nilai negatif digunakan ketika rasio komposisi fraksi massa digunakan dan sebaliknya. Komentar atau keterangan pada input simulasi dapat ditambahkan setelah tanda “\$” seperti pada kolom berwarna abu-abu.

5. [Surface] Section

[Surface] *section* menyatakan bentuk untuk geometri yang akan dibuat. Bentuk pada *section* ini dibuat untuk menentukan sel di bagian [Cell]. Bentuk permukaannya dapat berupa bidang persegi, lingkaran, kerucut, bola, silinder, dan lain-lain. Bentuk permukaan tersebut diatur dalam parameter [Surface] dengan menuliskan ukuran untuk permukaan yang akan dibuat. [Surface] *section* didefinisikan untuk simulasi ini terdapat pada gambar 3.8.

[S u r f a c e]			
1	1	px	252.1
2	1	px	242
3	1	px	205
4	1	cx	57
5	1	cx	28

Gambar 3.8 Contoh Pengisian pada [Surface] Section

Kolom warna biru menunjukkan *surface number* yang dapat diisi mulai dari angka 1-999.999 secara berurutan atau acak. Kolom warna oranye

menunjukkan *transform number* yang digunakan apabila menggunakan koordinat transform seperti rotasi dan translasi. Apabila tidak menggunakan koordinat transformasi, maka bagian ini dapat dikosongkan. Kolom warna hijau menunjukkan *surface symbol* sebagai kode bentuk yang akan digunakan pada simulasi sementara kolom berwarna abu-abu adalah *surface definition* yang berisi ukuran dari bentuk sesuai dengan parameter yang telah diatur oleh PHITS dan memiliki satuan cm. Pada tabel 3.4 terdapat deskripsi dari *surface symbol* dan *surface definition* yang digunakan dalam simulasi ini.

Tabel 3.4 Deskripsi dari *Surface Symbol* dan *Surface Definition* [Surface] *section*.

<i>Surface Symbol</i>	Bentuk	Penjelasan	Parameter	Petunjuk Pengisian
PX	Bidang datar	Vertikal dengan sumbu-x	D	Nilai D dapat langsung diisi dengan ukuran yang dikehendaki.
PY		Vertikal dengan sumbu-y	D	
PZ		Vertikal dengan sumbu-z	D	
SO	Bola	Titik pusat berada di tengah koordinat	R	Nilai R dapat langsung diisi dengan jari-jari untuk bentuk bola yang dikehendaki
S		Titik pada sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z dapat diatur bebas	x_0, y_0, z_0, R	Nilai x_0, y_0, z_0 dapat diisi dengan posisi koordinat dari masing-masing sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z bentuk, sementara nilai R diisi dengan ukuran jari-jari dari bentuk bola yang dikehendaki.
CX	Lingkaran	Terletak	R	Nilai R dapat

		pada sumbu-x		langsung diisi dengan jari-jari untuk bentuk lingkaran yang dikehendaki
CY		Terletak pada sumbu-y	R	
CZ		Terletak pada sumbu-z	R	
KX	Kerucut	Terletak pada sumbu-x	$x_0, t ^2$	Nilai x_0 diisi dengan nilai puncak kerucut terhadap sumbu-x, sementara nilai $ t ^2$ diisi dengan nilai tan dari sudut bidang kerucut yang dibuat.
SQ	Elipsoid	Titik pada sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z dapat diatur bebas	$A, B, C, D, E, F, G, x_0, y_0, z_0$	<ul style="list-style-type: none"> • Nilai $A, B,$ dan $C,$ diisi dengan persamaan $1/a^2, 1/b^2, 1/c^2.$ Nilai $a, b,$ dan c diisi dengan ukuran elipsoid yang akan dibuat dari sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z. • Nilai $D, E, F,$ dan G diisi dengan $0, 0, 0$ dan -1 yang menunjukkan bahwa bentuk elips digambarkan pada koordinat positif dan negatif. • Nilai x_0, y_0, z_0 diisi sebagai pusat koordinat elips untuk masing-masing sumbu-x, sumbu-y, dan sumbu-z.

6. [Cell] Section

Bagian [Cell] berfungsi untuk mendefinisikan letak permukaan yang dibuat di bagian [Surface]. Bagian [Cell] pada simulasi ini diurutkan sebagai: *cell number*, *material number*, *material density*, *cell definition*, dan *cell parameter* seperti pada gambar 3.9.

[C e l l]				
46	1	-1.04	-463	
47	2	-1.04	463	-464
48	3	-1.04	464	-465

Gambar 3.9 Format Pada [Cell] section.

Pada gambar 3.9, kolom berwarna biru menunjukkan *cell number* sebagai keterangan nomor geometri. Angka 1-999.999 dapat digunakan secara berurutan atau tidak. Kolom berwarna oranye menunjukkan *material number* yang pengisiannya mengacu kepada nilai [n] dari [Material] section. Kolom berwarna hijau menunjukkan *material density* yang dapat diisi dengan massa jenis (g/cm^3) atau massa jenis atom (10^{24}atom/cm^3) dari material yang akan dibuat geometrinya. Tanda negatif diberikan apabila *material density* ditentukan oleh massa jenis dan sebaliknya. Kolom warna abu-abu merupakan *cell definition* yang diisi dengan *surface number* yang terdapat pada [Surface] section.

7. [T-Volume] Section

PHITS memiliki fitur perhitungan volume otomatis menggunakan [T-Volume] dengan satuan cm^3 . Untuk mengaktifkan [T-Volume], nilai icntl di [Parameter] diatur menjadi 14. Pengisian [T-Volume] section pada simulasi ini terdapat pada tabel 3.5

Tabel 3.5 Deskripsi Penulisan pada [T-Volume] *Section*

Penulisan pada PHITS	Nilai	Deskripsi
mesh =	reg	Pengaturan agar perhitungan volume dalam geometri dipisah berdasarkan komponen penyusun (<i>region</i>)
reg =	32 dst	Diisi dengan <i>cell number</i> pada [Cell] <i>section</i> . <i>Cell number</i> yang ditulis ialah bagian yang akan dihitung volumenya oleh PHITS.
file =	Volume.out	File keluaran berupa hasil kalkulasi dengan nama "volume.out". Nama file keluaran dapat diatur bebas.
s-type =	1	Pengaturan sumber unuk perhitungan volume. Nilai 1 mengatur sumber perhitungan dengan bentuk silinder.
x0 =	0.0	Koordinat sumbu-x untuk sumber perhitungan.
y0 =	0.0	Koordinat sumbu-y untuk sumber perhitungan.
z0 =	35	Koordinat sumbu-z untuk sumber perhitungan.
r0 =	100 (cm)	Jari-jari untuk sumber perhitungan.

8. [T-Track] *Section*

Pada PHITS, kata '*tally*' digunakan untuk menentukan besaran fisik seperti fluks dan deposisi energi, atau penggambaran geometri. PHITS mensimulasikan gerakan setiap partikel menggunakan metode Monte Carlo. Perilaku rata-rata partikel dapat diperkirakan dengan menghitung berbagai besaran fisik, seperti fluks dan deposisi energi di wilayah tertentu, dengan menggunakan "*Tally*" (JAEA, 2018).

Untuk mendefinisikan tally, ada lima hal yang harus ditentukan :

- a. Kuantitas fisika dengan memilih tipe *tally* : misalnya [t-track]. [t-track] dapat digunakan untuk mengkalkulasi panjang lintasan atau aliran partikel dalam sebuah geometri yang telah dibuat.

- b. *Mesh* geometri : Ada tiga *mesh* geometri yang digunakan pada aplikasi PHITS. *Mesh xyz* yang membagi *mesh* menjadi koordinat *xyz*, *mesh r-z* yang membagi *mesh* menjadi koordinat silinder, dan *mesh reg* yang membagi wilayah dalam sel yang didefinisikan dalam [Cell].
- c. Jenis partikel : Jenis partikel seperti neutron, proton, karbon, dan lain-lain.
- d. Satuan : Satuan seperti cm/source atau $1/\text{cm}^2/\text{source}$, dan lain-lain.
- e. Output.

Pada simulasi ini, parameter [t-track] yang digunakan untuk laju dosis terdapat pada tabel 3.6.

Tabel 3.6 Parameter [T-Track] untuk Perhitungan Laju Dosis

Penulisan pada PHITS	Nilai	Deskripsi
title =		Diisi oleh judul perhitungan yang dikehendaki
mesh =	reg	Perhitungan dilakukan per bagian material.
reg =	32 dst	Diisi dengan <i>cell number</i> pada [Cell] <i>section</i> . <i>Cell number</i> yang ditulis ialah bagian yang akan dihitung aliran partikelnya oleh PHITS.
part =	neutron, photon	Partikel yang digunakan untuk perhitungan laju dosis serap.
material =	all	Untuk mendefinisikan material yang akan dihitung. All= tidak didefinisikan (opsional)
e-type =	1	Menghitung aliran partikel rata-rata pada <i>region</i> yang sudah ditentukan.
unit =	1	Pengaturan satuan partikel yang akan dihitung. Nilai 1 mewakili satuan $1/\text{cm}^2/\text{source}$
axis =	reg	Aliran partikel dihitung berdasarkan <i>Iregion</i> Iyang berada pada [Cell].
file =	Diisi nama file	Diisi oleh nama file keluaran yang dikehendaki.
gshow =	0	Keluaran 2D hanya berupa visualisasi distribusi partikel tanpa tambahan keterangan nomor <i>region</i> .

multiplier =		Salah satu bagian pada [T-track] yang berfungsi untuk menghitung estimasi dosis radiasi. Bagian ini diisi dengan hasil perkalian faktor normalisasi untuk tiap laju dosis serap yang akan dicari dengan faktor pengali yang telah ditentukan oleh PHITS.
--------------	--	--

Running PHITS dilakukan dengan klik kanan pada file berekstensi ****.inp* kemudian memilih *send to > PHITS*, sementara *output* PHITS berada dalam satu folder dengan ekstensi ****.eps* dan ****.out*. Ekstensi ****.eps* memuat grafik dari kode yang telah dibuat dan dapat dibuka dengan menggunakan ghostview. Sementara ekstensi ****.out* dapat dibuka dengan menggunakan Notepad++.

3.6.2 Geometri Kanker Paru-paru

Geometri organ sehat pada kanker paru-paru disusun berdasarkan data phantom *Oak Ridge National Library* (ORNL) yang didapatkan dari *Mathematical Phantoms for Use in Reassessment of Radiation Doses to Japanese Atomic-Bomb Survivor* dan *Input Files with ORNL-Mathematical Phantoms of the Human Body for MCNP-4B*. Data material untuk geometri kanker didapat dari *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) 110, sementara material untuk sel kanker jenis adenokarsinoma didapatkan berdasarkan data material dari jurnal *The elemental composition of tumors: Kerma data for Neutrons*. Data geometri berupa unsur dan fraksi massa untuk kanker paru-paru terdapat pada tabel 3.7 dan 3.8 sementara massa jenis pada organ penyusun kanker paru-paru terdapat pada tabel 3.9.

Tabel 3.7 Data Unsur dan Fraksi Massa Penyusun Geometri Kanker Paru-Paru (1) (ICRP, 2007) (Maughan et al., 1997).

Unsur	Fraksi Massa			
	Paru-paru	Jaringan Sehat	Tulang Rusuk	Jantung
H	0.103	0.105	0.089	0.104
C	0.107	0.256	0.292	0.138
N	0.032	0.027	0.029	0.029
O	0.746	0.602	0.507	0.719
Na	0.002	0.001	-	0.001
Mg	-	-	0.002	-
P	-	0.002	0.026	0.002
S	0.002	0.003	0.004	0.002
Cl	0.003	0.002	0.002	-
K	0.003	0.002	0.001	0.003
Ca	0.002	-	0.048	-

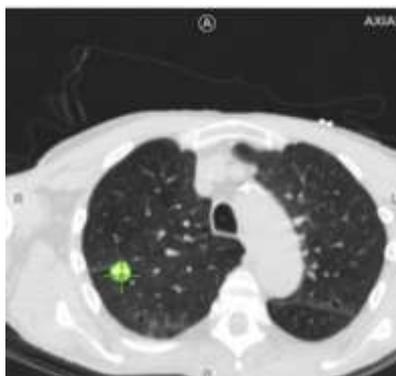
Tabel 3.8 Data Unsur dan Fraksi Massa Penyusun Geometri Kanker Paru-Paru (1) (ICRP, 2007) (Maughan et al., 1997).

Unsur	Fraksi Massa			
	Tulang Belakang	Kulit	Esofagus	Kanker
H	0.099	0.100	0.104	0.099
C	0.376	0.199	0.213	0.269
N	0.027	0.042	0.029	0.045
O	0.459	0.650	0.644	0.569
Na	0.001	0.002	0.001	0.00198
P	-	0.001	0.002	0.00396
S	0.002	0.002	0.003	0.00504
Cl	0.002	0.003	0.002	0.00306
K	0.001	0.001	0.002	0.00396
Ca	0.002	-	-	-
Fe	0.001	-	-	-

Tabel 3.9 Data Organ dan Massa Jenis Penyusun Geometri Kanker Paru-Paru (1) (ICRP, 2007) (Maughan et al., 1997).

Organ	Massa Jenis ($\frac{g}{cm^3}$)
Paru-paru	1.060
Jaringan Sehat	1.050
Tulang Rusuk	1.920
Jantung	1.050
Tulang Belakang	1.920
Kulit	1.090
Esofagus	1.030
Kanker (Adenokarsinoma)	1.010

Pada simulasi penelitian ini, data kanker diambil dari studi kasus kanker paru-paru berupa CT scan oleh *veran medical* yang terdapat pada gambar 3.10. yaitu kanker berjenis adenokarsinoma dengan ukuran 17 mm yang terletak pada lobus kanan atas.



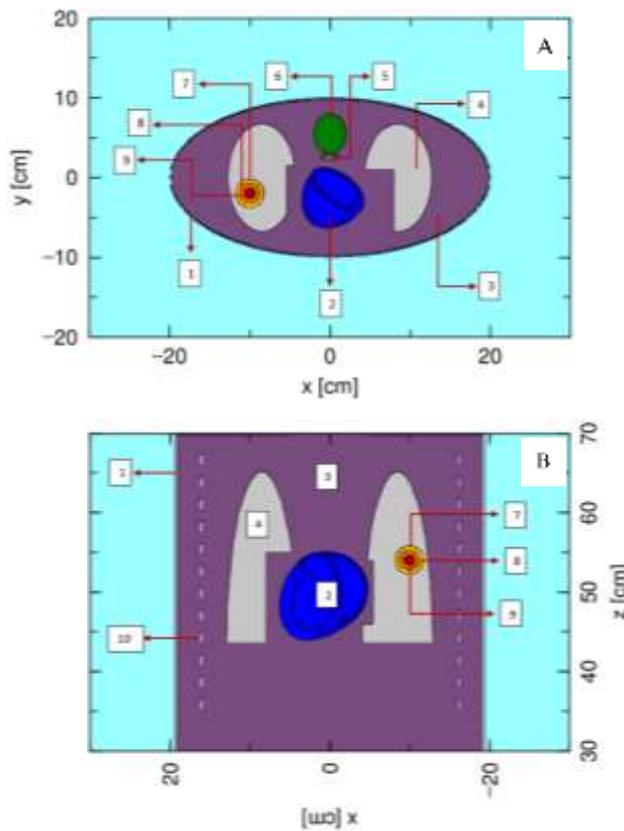
Gambar 3.10 Kanker Jenis Adenokarsinoma dengan Diameter 17 mm

Gambar CT scan tersebut kemudian disimulasikan dengan program PHITS berdasarkan geometri phantom ORNL untuk lelaki dewasa. Geometri kanker paru-paru terdiri atas kulit, tulang rusuk, jaringan sehat, jantung, paru-paru kanan, paru-paru kiri, esofagus, dan tulang belakang. Kanker terletak

pada lobus kanan atas paru-paru dengan kedalaman 7.15 cm dari permukaan kulit.

Geometri kanker kemudian dibagi menjadi tiga, yaitu PTV, CTV, dan GTV sebagai definisi target radiasi berdasarkan terminologi *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU). Pada target definisi radiasi, jarak dari GTV ke CTV yaitu 0.6 cm, sementara jarak dari CTV ke PTV adalah 0.5 cm. (Kemenkes, 2017). GTV atau *Gross Tumor Volume* berisikan jaringan kanker yang diketahui sebagai tempat bertumbuhnya tumor. CTV atau *Clinical Target Volume* mencakup sejumlah sel normal dari masing-masing organ, yang bercampur di antara sel tumor yang juga harus dihilangkan. PTV atau *Planning Target Volume* digunakan sebagai perencanaan perawatan untuk memastikan bahwa dosis yang ditentukan benar-benar dikirimkan ke CTV (Michael Joiner, 2009).

Data-data yang terdapat pada tabel di atas kemudian dimasukkan ke dalam [Material] *section*. Pada [Surface], dan [Cell] *section*, kode input phantom ORNL dari referensi perlu dikonversi dari aplikasi MCNP untuk kemudian dimasukkan pada aplikasi PHITS dan dilihat visualisasi bentuk 2 dimensinya. Hasil geometri kanker paru-paru terdapat pada gambar 3.11.



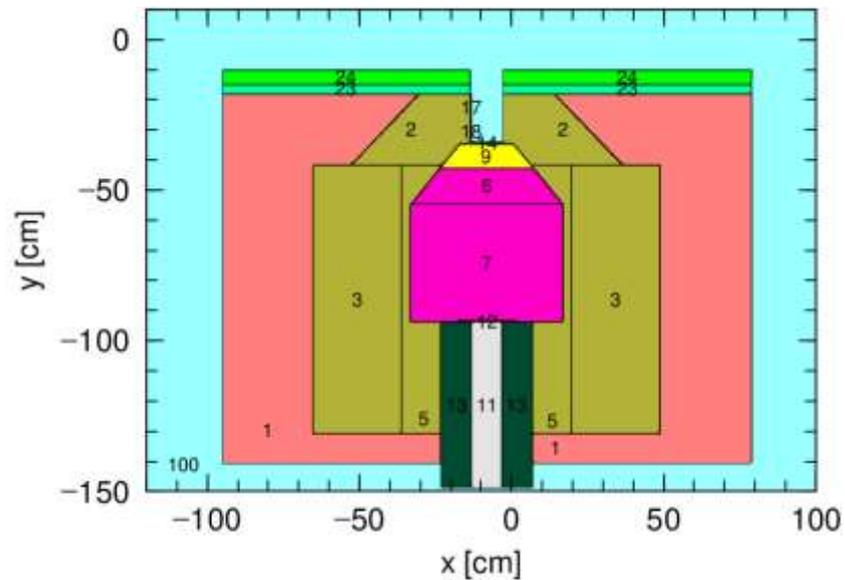
Keterangan:

- 1 : Kulit
- 2 : Jantung
- 3 : Jaringan Sehat
- 4 : Paru-paru
- 5 : Esofagus
- 6 : Tulang Belakang
- 7 : PTV
- 8 : CTV
- 9 : GTV
- 10 : Tulang Rusuk

Gambar 3.11 (A) Geometri Kanker Paru-paru pada Aplikasi PHITS Potongan Axial (B) Geometri Kanker Paru-paru pada Aplikasi PHITS Potongan Koronal

3.6.3 Sumber Neutron

Sumber neutron merujuk kepada siklotron 30MeV untuk BNCT dengan desain dam material BSA yang telah dioptimasi oleh I Made Ardana. Kemudian desain BSA pada aplikasi PHITS dengan penambahan *delimeter* dan *Neutron Shielding* disusun oleh Maria Droste Ratri P dan Nafisa Imtiyaziffati. Data yang telah didapatkan kemudian dimasukkan ke dalam aplikasi PHITS untuk ditinjau geometrinya. Geometri BSA pada aplikasi PHITS terdapat pada gambar 3.12 sementara material penyusun BSA terdapat pada tabel 3.10.



Gambar 3.12 Geometri BSA pada PHITS

Tabel 3.10 Nama Komponen dan Material Penyusun BSA

Nomor Sel	Nama Komponen	Material
1	Delimiter	Lithiated Polyetilene
2, 3, 5	Reflektor	PbF ₂
6, 7	Moderator	Al
9	<i>Fast Neutron Filter</i>	LiF
11	<i>Proton Beam Line</i>	Void
12	Target	Be
13, 14	<i>Gamma Filter</i>	Bi
18	<i>Aperture</i>	Ni
23	<i>Neutron Shielding</i>	Borated Paraffin
24	<i>Gamma Shielding</i>	Pb

3.7 Teknik Analisis Data

Data yang didapatkan dari aplikasi PHITS dengan menggunakan *tally* [T-track] adalah laju dosis serap untuk boron, neutron, proton, dan gama. Hasilnya kemudian dimasukkan ke dalam tabel 3.11.

Tabel 3.11 Tabel Laju Dosis Serap Radiasi Boron, Neutron, Proton, Dan Gama

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Serap Boron (Gy/s)	Laju Dosis Serap Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Serap Proton (Gy/s)	Laju Dosis Serap Gama (Gy/s)
GTV	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
CTV	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
PTV	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
Kulit	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
Tulang	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
Paru-paru kanan	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
Paru-paru kiri	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
Jantung	60				
	80				
	100				
	120				
	150				

Esofagus	60				
	80				
	100				
	120				
	150				
Tulang Belakang	60				
	80				
	100				
	120				
	150				

Setelah didapatkan laju dosis boron, neutron, proton, dan gama, maka laju dosis ekuivalen (laju dosis total) dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan (11). Hasilnya kemudian dimasukkan ke dalam tabel 3.12.

Tabel 3.12 Tabel Laju Dosis Serap Ekuivalen

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Serap Ekuivalen (Gy/s)
GTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
CTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
PTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Kulit	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Paru-paru	60	

kanan	80	
	100	
	120	
	150	
Paru-paru kiri	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Jantung	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Esofagus	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang Belakang	60	
	80	
	100	
	120	
	150	

Laju dosis ekuivalen kemudian dipakai untuk mencari laju dosis efektif yang terdapat pada persamaan (14). Hasilnya kemudian dimasukkan ke dalam tabel 3.13.

Tabel 3.13 Tabel Laju Dosis Efektif

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Efektif (Gy/s)
GTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
CTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
PTV	60	
	80	

	100	
	120	
	150	
Kulit	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Paru-paru kanan	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Paru-paru kiri	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Jantung	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Esofagus	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang Belakang	60	
	80	
	100	
	120	
	150	

Waktu iradiasi dapat ditentukan setelah menentukan laju dosis total seperti pada persamaan (12). Pada perhitungan ini, karena sel kanker berada di GTV, maka waktu iradiasi untuk menghancurkan sel kanker yang dihitung hanya untuk GTV. Hasilnya kemudian dimasukkan ke dalam tabel 3.14.

Tabel 3.14 Tabel Waktu Iradiasi

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Waktu iradiasi (s)
60	
80	
100	
120	
150	

Setelah laju dosis ekuivalen dan waktu iradiasi dihitung, dengan menggunakan persamaan (13) dihitung dosis ekuivalen atau total dosis yang diserap oleh organ. Selain itu, dihitung juga dosis efektifnya dengan menggunakan persamaan (15). Hasil perhitungan dosis ekuivalen dimasukkan ke dalam tabel 3.15, dan dosis efektif dimasukkan ke dalam tabel 3.16.

Tabel 3.15 Tabel Dosis Ekuivalen

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Dosis serap total (Gy)
GTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
CTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
PTV	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Kulit	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang	60	
	80	
	100	
	120	

	150	
Paru-paru kanan	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Jantung	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang Belakang	60	
	80	
	100	
	120	
	150	

Tabel 3.16 Tabel Dosis Efektif

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Dosis serap total (Gy)
Kulit	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Paru-paru kanan	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Jantung	60	
	80	
	100	
	120	
	150	
Tulang Belakang	60	
	80	
	100	
	120	
	150	

Data-data yang telah dimasukkan pada tabel di atas kemudian dibuat grafik dan dianalisis secara deskriptif. Analisis tersebut dilakukan dengan cara membandingkan hasil dosis yang terdapat pada kanker dan juga organ-organ yang beresiko. Analisis yang dilakukan antara lain:

1. Analisis laju dosis serap

Laju dosis serap yang dianalisis berupa laju dosis serap boron sebagai dosis utama pada BNCT, kemudian laju dosis serap proton, neutron, dan gama sebagai dosis penyerta pada BNCT. Laju dosis serap dianalisis untuk mengetahui banyaknya energi radiasi yang diserap tiap kilogram jaringan tubuh per detiknya pada kanker dan organ beresiko.

2. Analisis laju dosis ekuivalen

Laju dosis ekuivalen atau laju dosis total dianalisis untuk mengetahui kerusakan jaringan akibat energi radiasi yang diserap tiap kilogram jaringan tubuh per detiknya pada kanker dan organ beresiko.

3. Analisis laju dosis efektif

Laju dosis efektif dianalisis sebagai cerminan resiko pada jaringan akibat energi radiasi yang diserap tiap kilogram jaringan tubuh per detiknya pada kanker dan organ beresiko.

4. Analisis waktu iradiasi

Waktu iradiasi dianalisis untuk mengetahui lamanya waktu paparan radiasi agar kanker menerima total dosis radiasi minimum untuk menghancurkan sel kanker.

5. Analisis dosis ekuivalen

Dosis ekuivalen dianalisis untuk mengetahui efek deterministik atau efek segera yang terjadi setelah paparan radiasi diberikan.

6. Analisis dosis efektif

Dosis efektif dianalisis untuk mengetahui efek stokasik atau efek jangka panjang yang terjadi akibat paparan radiasi.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil

Penelitian ini merupakan simulasi komputer dengan menggunakan *software Particle and Heavy Ion Transport code System* (PHITS) versi 3.20. Geometri kanker yang dibuat yaitu kanker paru-paru berjenis *Non Small Cell Lung Cancer* (NSCLC) dengan sub histologis adenokarsinoma stadium 1A yang belum bermetastasis dan terletak di lobus atas paru-paru sebelah kanan dengan kedalaman 7,15 cm dari permukaan kulit. Diameter GTV adalah 1,7 cm, sementara untuk CTV dan PTV adalah 2,3 dan 2,8 cm. Teknik penyinaran yang digunakan dalam simulasi ini adalah penyinaran Anterior-Posterior (AP) atau depan tubuh karena jaringan jarak yang lebih kecil antara kanker dengan sumber neutron yaitu 7,15 cm dari permukaan kulit. Pemilihan teknik penyinaran ini bertujuan untuk meminimalisir jaringan sehat yang terkena radiasi.

Sebelum simulasi terapi dilakukan, diperlukan pengecekan untuk fluks neutron keluaran BSA agar sesuai dengan kriteria IAEA seperti yang terdapat pada tabel 2.4. Pada simulasi ini, dilakukan pengecekan fluks neutron pada *phantom* air untuk mengetahui apakah fluks neutron keluaran BSA yang dibuat sudah sesuai dengan rekomendasi IAEA. *Phantom* air dibuat dengan bentuk silinder berdiameter 40 cm dengan tinggi 20 cm. Pengecekan hasil keluaran BSA pada simulasi ini dilakukan dengan beberapa variasi ukuran ketebalan *neutron shielding* yaitu 5 cm, 4 cm, dan 3 cm. Setelah ditentukan keluaran BSA yang sesuai dari *phantom air*, keluaran BSA kemudian di cek pada *phantom* ORNL.

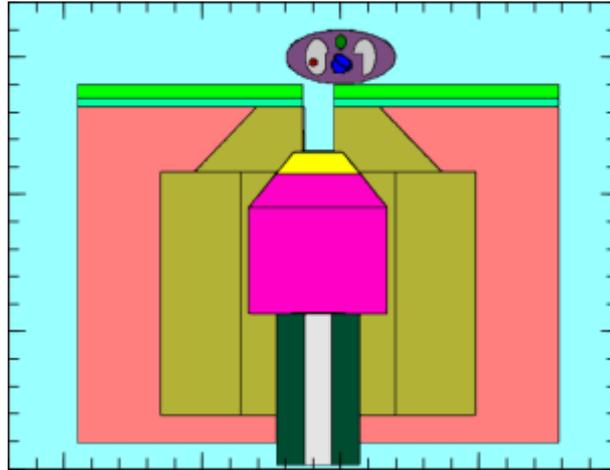
Keluaran BSA hasil optimasi pada *phantom* ORNL yang telah memenuhi

kriteria IAEA kemudian dilanjutkan untuk pengecekan distribusi fluks neutron per-kedalaman tubuh guna mengetahui puncak kedalaman dari fluks neutron termal dan epitermal ketika berinteraksi dengan tubuh. Setelah melakukan pengecekan distribusi fluks neutron termal dan epitermal, perhitungan dosis dapat dilakukan.

Pertama, dilakukan simulasi perhitungan untuk laju dosis serap dengan menggunakan aplikasi PHITS. Terdapat 4 laju dosis serap yang disimulasikan menggunakan parameter [T- track] *multiplier*, laju dosis tersebut merupakan laju dosis serap boron, neutron, proton, dan gama. Ke-empat dosis tersebut disimulasikan dengan jumlah partikel sebanyak 200.000.000 partikel dan menghasilkan nilai error sebesar 10%. Simulasi dengan jumlah partikel tersebut memakan waktu *running* sekitar 32 jam menggunakan laptop dan 12 jam dengan komputer. Hasil dari *running* tersebut kemudian dimasukkan pada tabel, kemudian dibuat grafik. Hasil simulasi tersebut kemudian digunakan untuk menentukan laju dosis ekuivalen, laju dosis efektif, waktu iradiasi, dosis ekuivalen, dan dosis efektif.

4.1.1 Geometri Kanker dan Sumber Neutron

Gambar 4.1 merupakan geometri dari *phantom* ORNL dengan sumber neutron (BSA). Pada gambar 4.1, *Phantom* ORNL yang diketahui sebagai *organ at risk* (OAR) adalah kulit, jaringan sehat, paru-paru kanan, paru-paru kiri, jantung, esofagus dan tulang belakang. Kemudian kanker dibagi menjadi tiga bagian yaitu GTV, CTV, dan PTV. BSA terdiri atas delimeter, reflektor, moderator, *proton beam line*, *fast neutron filter*, *gamma filter*, *neutron shielding*, *aperture*, dan *gamma shielding*.



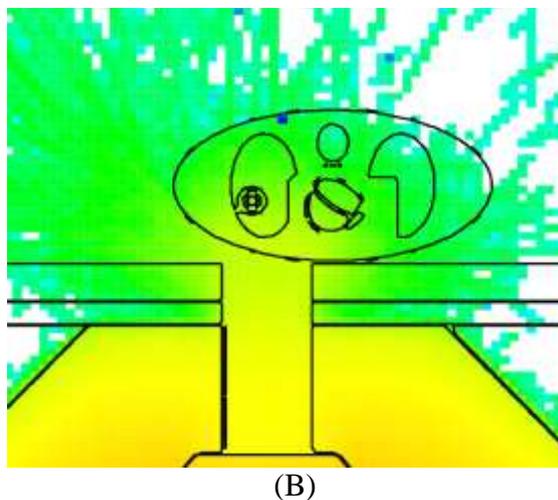
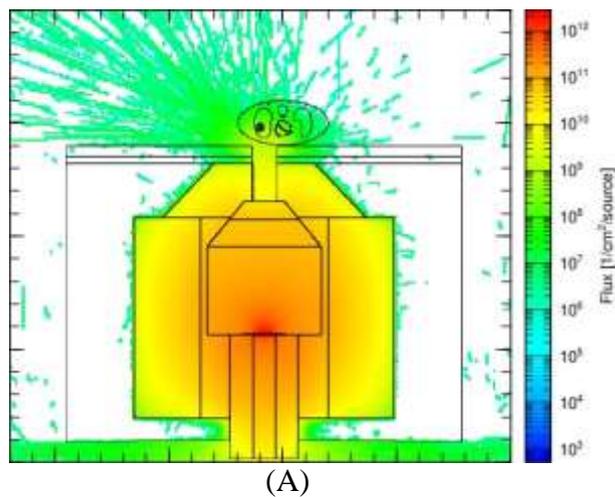
Gambar 4.1 Desain BSA dengan *Phantom* ORNL Kanker Paru-paru

Sebelum dilakukan simulasi, keluaran BSA di cek pada *phantom* air dengan memvariasikan ketebalan *neutron shielding* yang digunakan yaitu 3 cm, 4 cm, dan 5 cm. Hasil dari pengecekan keluaran BSA terdapat pada tabel 4.1. Pada tabel tersebut, terlihat bahwa fluks neutron epitermal yang dihasilkan oleh *phantom* air yang sesuai dengan kriteria IAEA yaitu pada ketebalan *neutron shielding* 3 cm dengan fluks neutron epitermal keluaran yaitu $1.1 \times 10^9 \text{ n/cm}^2\text{s}$, sementara fluks neutron epitermal pada hasil keluaran BSA dengan *neutron shielding* setebal 4 cm dan 5 cm memiliki nilai yang lebih kecil dibandingkan dengan ukuran 3 cm, sehingga *neutron shielding* setebal 3 cm dipilih pada simulasi ini.

Tabel 4.1 Hasil Keluaran BSA dengan *Phantom Air*

Parameter	Rekomendasi IAEA	Hasil Pengecekan dengan <i>Neutron Shielding</i> 5 cm	Hasil Pengecekan dengan <i>Neutron Shielding</i> 4 cm	Hasil Pengecekan dengan <i>Neutron Shielding</i> 3 cm
Fluks Neutron Epitermal (n/cm^2s)	$>1.0 \times 10^9$	6.35×10^8	8.44×10^8	1.1×10^9
Laju dosis neutron cepat/fluks neutron epitermal ($Gy-cm^2/n$)	$<2.0 \times 10^{-13}$	2.26×10^{-13}	1.83×10^{-13}	1.49×10^{-13}
Laju dosis gama/fluks neutron epitermal ($Gy-cm^2/n$)	$<2.0 \times 10^{-13}$	1.89×10^{-13}	1.30×10^{-13}	1.11×10^{-13}
Rasio antara fluks neutron termal dan epitermal (Φ_{th}/Φ_{epi})	<0.05	0.04	0.06	0.1
Rasio antara arus neutron dan fluks neutron (I/Φ_{epi})	>0.7	1.58	1.34	1.29

Setelah ditentukan keluaran BSA yang sesuai dari *phantom air*, keluaran BSA kini dicek pada *phantom ORNL*. *Tracking* partikel pada desain BSA dan *phantom ORNL* terdapat pada gambar 4.2 dimana pada gambar 4.2 (A) merupakan *tracking* partikel secara keseluruhan dari desain BSA, sementara pada gambar 4.2 (B) merupakan *tracking* partikel dari *phantom ORNL*.



Gambar 4.2 (A) *Tracking* Partikel dari Desain BSA (B) *Tracking* Partikel pada *Phantom* ORNL Kanker Paru-paru

Warna pada gambar 4.2 (A) dan (B) menunjukkan rentang fluks neutron epitermal pada BSA. Warna biru menunjukkan fluks berada pada rentang 10^3 hingga 10^6 n/cm^2s , warna hijau menunjukkan fluks berada pada rentang 10^7 hingga 10^9 n/cm^2s , warna kuning menunjukkan fluks berada pada rentang 10^{10} hingga 10^{11} n/cm^2s , sementara warna merah menunjukkan fluks berada pada rentang 10^{11} hingga 10^{12} n/cm^2s . Pada geometri kanker, fluks neutron epitermal yang berinteraksi dengan tubuh berada pada rentang 10^6 hingga 10^9 n/cm^2s yang nilainya semakin kecil

seiring dengan semakin dalamnya kedalaman tubuh. Hasil dari optimasi desain BSA pada gambar 4.2 (A) terdapat pada tabel 4.2.

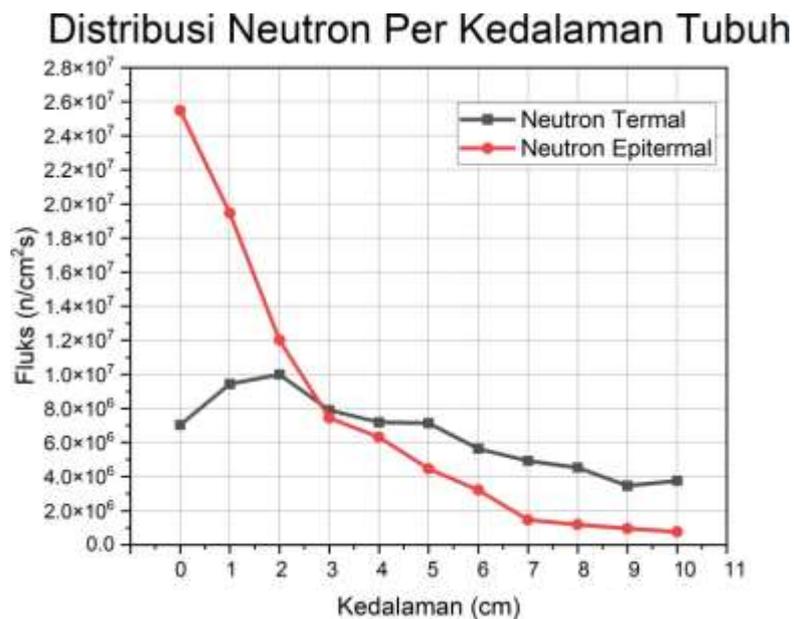
Tabel 4.2 Hasil Keluaran BSA dengan *Phantom* ORNL

Parameter	Rekomendasi IAEA	Hasil Keluaran
Fluks Neutron Epitermal (n/cm^2s)	$>1.0 \times 10^9$	1.19×10^9
Laju dosis neutron cepat/fluks neutron epitermal ($Gy-cm^2/n$)	$<2.0 \times 10^{-13}$	1.73×10^{-13}
Laju dosis gama/fluks neutron epitermal ($Gy-cm^2/n$)	$<2,0 \times 10^{-13}$	1.54×10^{-13}
Rasio antara fluks neutron termal dan epitermal (Φ_{th}/Φ_{epi})	<0.05	0.05
Rasio antara arus neutron dan fluks neutron (I/Φ_{epi})	>0.7	1.39

Pada tabel 4.2 dapat dilihat bahwa keluaran BSA hasil optimasi telah memenuhi kriteria IAEA. Selanjutnya, dilakukan pengecekan distribusi fluks neutron per-kedalaman tubuh. Data letak organ pada geometri kanker paru-paru terdapat pada tabel 4.3 dan grafik distribusi fluks neutron per-kedalaman tubuh terdapat pada gambar 4.3.

Tabel 4.3 Data Organ pada Geometri Kanker Paru-paru

Nama organ	Kedalaman pada Geometri ORNL Kanker Paru-paru
Kulit	0-0,2 cm dan 19,8-20 cm
Jaringan sehat	0,2-19,8 cm
Tulang Rusuk	0,3 cm
Jantung	2,14 cm
Paru-paru kanan	2,5-12,5 cm
GTV	7,15 cm
PTV	6,65 cm
CTV	6,35 cm
Paru-Paru Kiri	2,5 – 12,5 cm
Esofagus	12,1-12,95 cm
Tulang Belakang	13 – 18 cm



Gambar 4.3 Distribusi Neutron per Kedalaman Tubuh

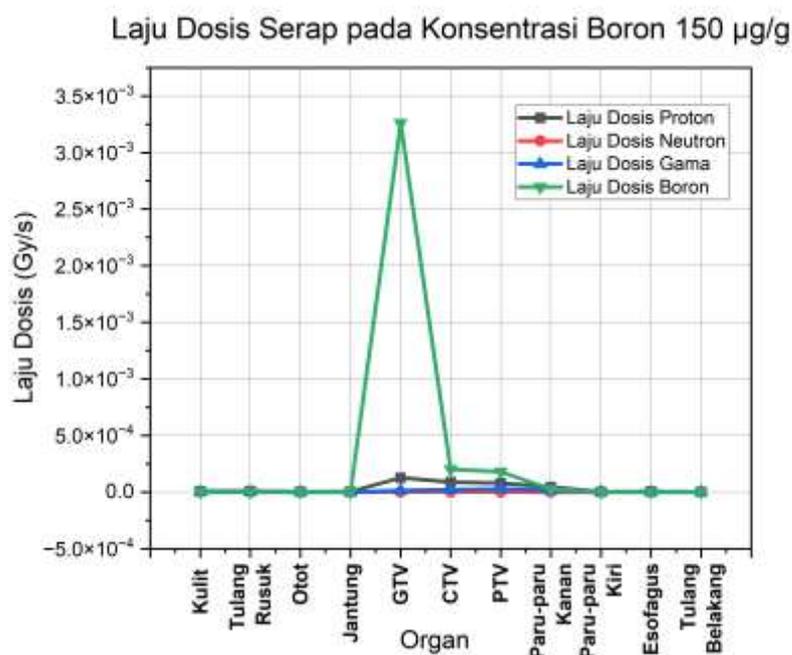
Gambar 4.3 menunjukkan distribusi fluks neutron per-kedalaman tubuh. Hasil simulasi menunjukkan bahwa fluks neutron termal mencapai puncaknya pada kedalaman 2 cm atau pada jaringan sehat dengan fluks sebesar $1,20 \times 10^7 \text{ n/cm}^2\text{s}$ sementara fluks neutron epitermal mencapai puncak pada kedalaman 0 cm yaitu pada kulit dengan nilai fluks sebesar $2,55 \times 10^7 \text{ n/cm}^2\text{s}$.

4.1.2 Laju Dosis Serap

Laju dosis serap dihitung untuk mengetahui banyaknya energi radiasi yang diserap oleh jaringan tubuh per kilogram dalam satu detik. Satuan dari laju dosis serap adalah Gy/s. Terdapat 4 laju dosis serap yang dihitung menggunakan [T-track] *multiplier* pada aplikasi PHITS berupa laju dosis serap boron, neutron, proton, dan gama.

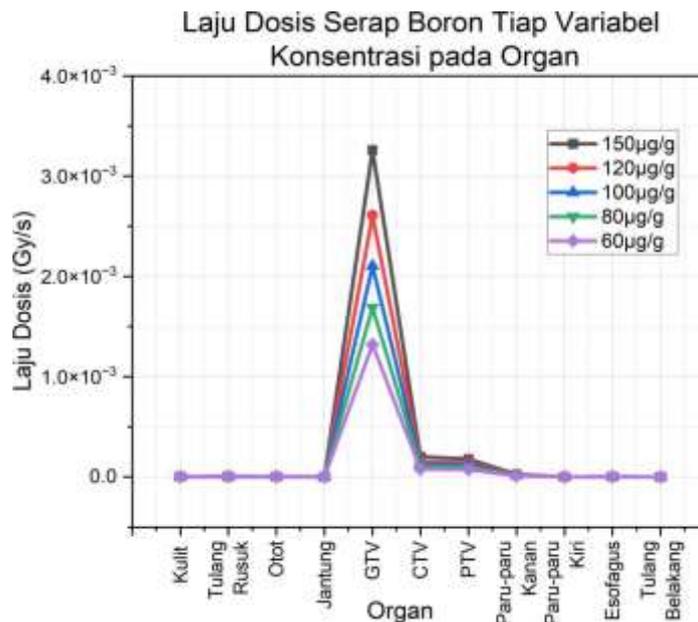
Gambar 4.4 menunjukkan grafik dari laju dosis serap boron, neutron, proton, dan gama pada masing-masing organ penyusun kanker paru-paru

dengan konsentrasi boron sebesar $150\mu\text{g/g}$, sementara data lengkap laju dosis serap boron, neutron, proton, dan gama dengan masing-masing variabel konsentrasi boron terdapat pada lampiran B.



Gambar 4.4 Laju Dosis Serap pada Organ Penyusun Kanker Paru-paru

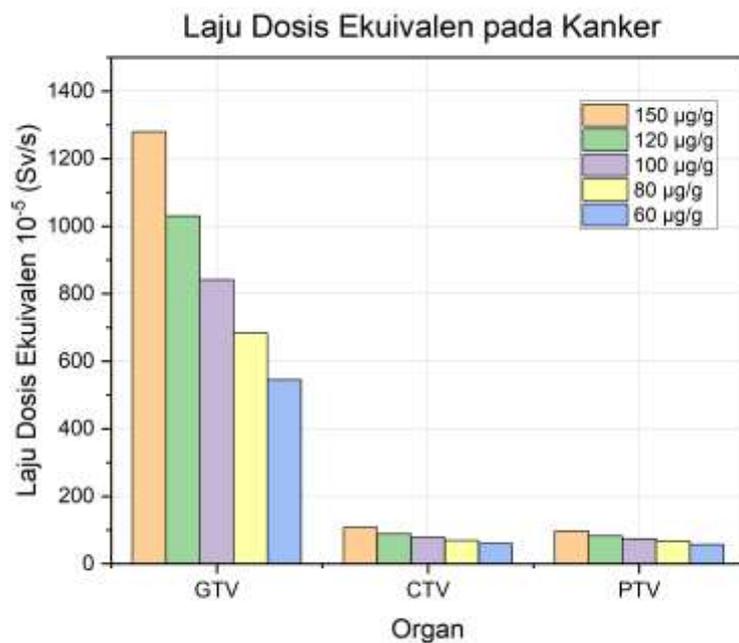
Pada gambar 4.4 dapat dilihat bahwa laju dosis serap boron sebagai dosis utama dalam BNCT mengalami kenaikan yang signifikan pada GTV dibandingkan pada CTV dan PTV atau organ lainnya. Hal ini terjadi karena boron yang diinjeksikan terakumulasi hanya pada sel kanker yaitu GTV. Sementara itu, Pada gambar 4.5 terlihat bahwa salah satu yang memengaruhi kenaikan laju dosis serap boron adalah konsentrasi boron. Semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan pada tubuh, maka semakin tinggi juga laju dosis serap yang dihasilkan, dimana secara berturut-turut nilai laju dosis serap boron tertinggi berada pada konsentrasi $150\mu\text{g/g}$, $120\mu\text{g/g}$, $100\mu\text{g/g}$, $80\mu\text{g/g}$, dan $60\mu\text{g/g}$.



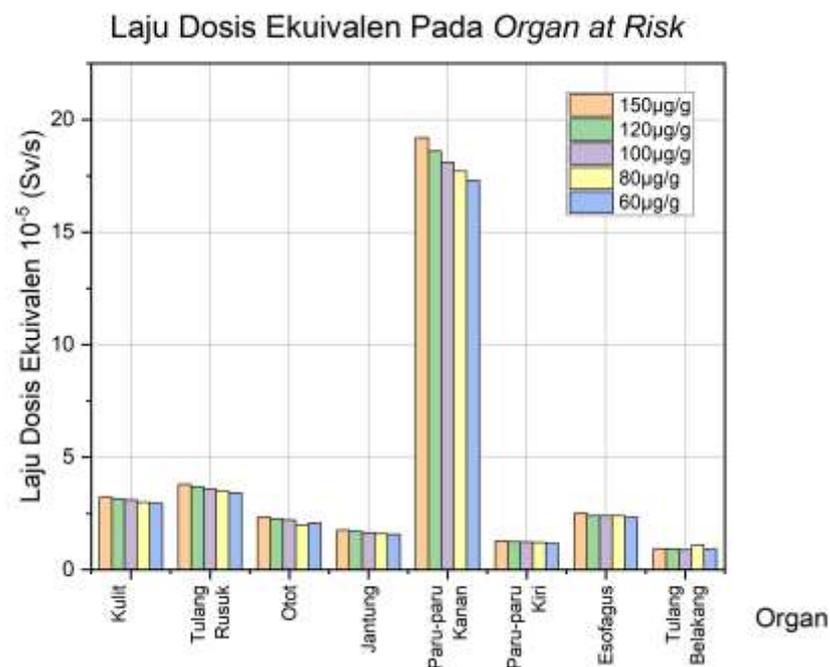
Gambar 4.5 Laju Dosis Serap Boron Tiap Konsentrasi pada Organ

4.1.3 Laju Dosis Ekuivalen dan Laju Dosis Efektif

Setelah laju dosis serap boron, proton, dan neutron ditentukan, langkah selanjutnya adalah menentukan laju dosis total atau laju dosis ekuivalen. Laju dosis ekuivalen dihitung dengan menjumlahkan hasil perkalian faktor bobot radiasi (RBE) yang bernilai berbeda seperti yang terdapat pada tabel 2.5 sementara rumus perhitungan dosis ekuivalen terdapat pada persamaan (11). Laju dosis ekuivalen memiliki satuan Gy/s atau dalam SI satuan laju dosis ekuivalen adalah sievert/s (Sv/s). Grafik laju dosis ekuivalen pada kanker terdapat pada gambar 4.6, sementara grafik laju dosis ekuivalen pada *Organ at Risk* terdapat pada gambar 4.7 dan data lengkap untuk laju dosis ekuivalen terdapat pada lampiran C.



Gambar 4.6 Laju Dosis Ekuivalen pada Kanker

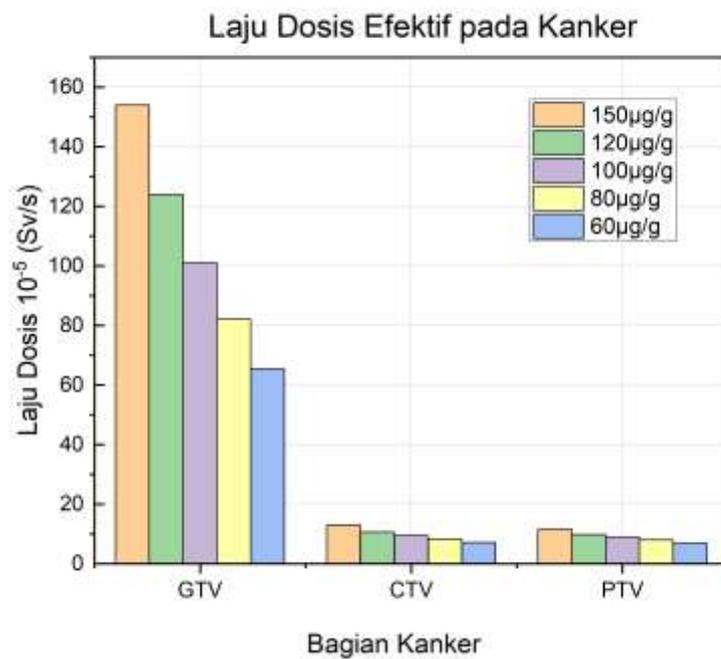


Gambar 4.7 Laju Dosis Ekuivalen pada *Organ at Risk*

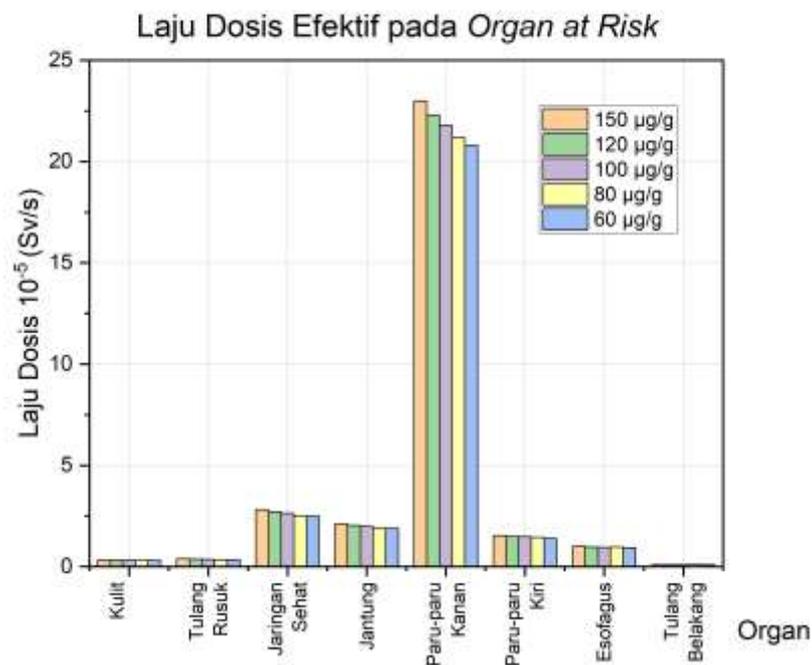
Laju dosis ekuivalen terbesar pada kanker terdapat pada GTV dengan nilai yang menurun seiring dengan berkurangnya konsentrasi boron yang dikandung. Semakin sedikit konsentrasi boron yang dikandung, maka

laju dosis boron akan semakin kecil dan memengaruhi laju dosis ekuivalen. Laju dosis ekuivalen tertinggi pada GTV terdapat pada konsentrasi boron sebesar $150\mu\text{g/g}$ dengan nilai 0.0128 gy/s sementara laju dosis ekuivalen terendah terdapat pada konsentrasi boron sebesar $60\mu\text{g/g}$ dengan nilai 0.00132gy/s . Laju dosis ekuivalen pada *Organ at Risk* memiliki nilai yang lebih kecil dibandingkan dengan laju dosis ekuivalen pada kanker. Pada *Organ at Risk*, laju dosis ekuivalen tertinggi terdapat pada paru-paru kanan dan laju dosis ekuivalen terendah terdapat pada tulang belakang. Laju dosis ekuivalen yang tinggi pada paru-paru kanan disebabkan karena kanker berada pada paru-paru kanan, sehingga dosis serap yang dikandung lebih tinggi dari organ lainnya. Laju dosis ekuivalen pada paru-paru kanan dengan konsentrasi $150\mu\text{g/g}$ dan $60\mu\text{g/g}$ memiliki nilai sebesar 0.000192 gy/s dan 0.000173 .

Selain laju dosis ekuivalen, laju dosis efektif juga dihitung sebagai cerminan risiko yang berkaitan dengan dosis. Laju dosis efektif dihitung dengan mengalikan hasil laju dosis ekuivalen dengan faktor bobot jaringan seperti yang terdapat pada persamaan (14) dengan satuan yang sama dengan laju dosis ekuivalen yaitu Sv/s . Grafik untuk laju dosis efektif pada kanker terdapat pada gambar 4.8 sementara pada *Organ at Risk* terdapat pada gambar 4.9. Data lengkap untuk laju dosis efektif terdapat pada lampiran C.



Gambar 4.8 Laju Dosis Efektif pada Kanker

Gambar 4.9 Laju Dosis Efektif pada *Organ at Risk*

Laju dosis efektif terbesar pada kanker berada pada GTV sebagai pusat kanker. Nilai laju dosis efektif menurun seiring dengan berkurangnya konsentrasi boron yang dikandung pada GTV, CTV, dan PTV. Laju dosis

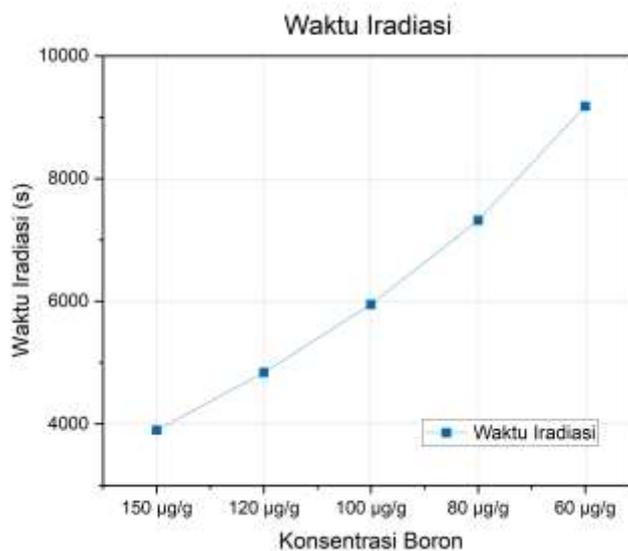
efektif tertinggi pada GTV berada pada konsentrasi $150\mu\text{g/g}$ dengan nilai 0.00154 Sv/s dan laju dosis efektif terendahnya berada pada konsentrasi $60\mu\text{g/g}$ dengan nilai 0.000657 Sv/s . Sama seperti laju dosis ekuivalen, laju dosis efektif tertinggi pada OAR terdapat pada paru-paru kanan karena kanker terletak pada organ tersebut, sehingga kandungan boron yang terakumulasi pada paru-paru kanan lebih besar daripada OAR lainnya. Laju dosis efektif tertinggi pada paru-paru kanan dengan konsentrasi boron $150\mu\text{g/g}$ memiliki nilai 0.000065 Sv/s sementara pada konsentrasi $60\mu\text{g/g}$ nilai laju dosis efektif pada paru-paru kanan adalah 0.0000028 Sv/s .

4.1.4 Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi ditentukan dengan membagi dosis minimum yang dapat menghancurkan sel kanker pada paru-paru dengan laju dosis total (ekuivalen) seperti yang terdapat pada persamaan (12). Tujuan dari perhitungan ini adalah untuk mengetahui waktu yang dibutuhkan untuk agar kanker menerima dosis minimum untuk dapat dihancurkan. Tabel 4.4 menunjukkan waktu yang dibutuhkan untuk membunuh sel kanker per konsentrasi boron, sementara gambar 4.10 menunjukkan grafik dari tabel 4.4.

Tabel 4.4 Waktu Iradiasi per Konsentrasi Boron

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Waktu Iradiasi (s)
150	3900
120	4840
100	5950
80	7320
60	9180



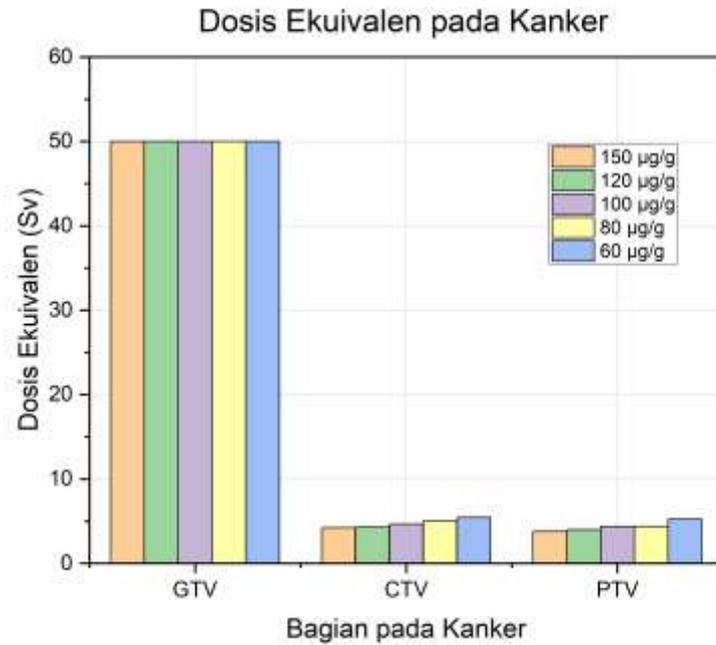
Gambar 4.10 Grafik Waktu Iradiasi per Konsentrasi Boron

Tabel 4.4 menunjukkan waktu iradiasi yang dibutuhkan tiap variabel konsentrasi. Pada kanker dengan konsentrasi boron sebesar $150\mu\text{g/g}$, waktu iradiasi yang dibutuhkan adalah 3900 detik atau 1 jam 5 menit, sementara pada konsentrasi $120\mu\text{g/g}$ adalah 4840 detik atau 1 jam 20 menit 40 detik. Untuk konsentrasi $100\mu\text{g/g}$, $80\mu\text{g/g}$, dan $60\mu\text{g/g}$ waktu iradiasi yang dibutuhkan adalah 5950 detik, 7320 detik, 9180 detik atau 1 jam 39 menit 10 detik, 2 jam 2 menit, dan 2 jam 33 menit. Sementara itu, Pada gambar 4.10 terlihat bahwa semakin besar konsentrasi boron yang dikandung oleh kanker, maka waktu iradiasi yang dibutuhkan akan semakin berkurang.

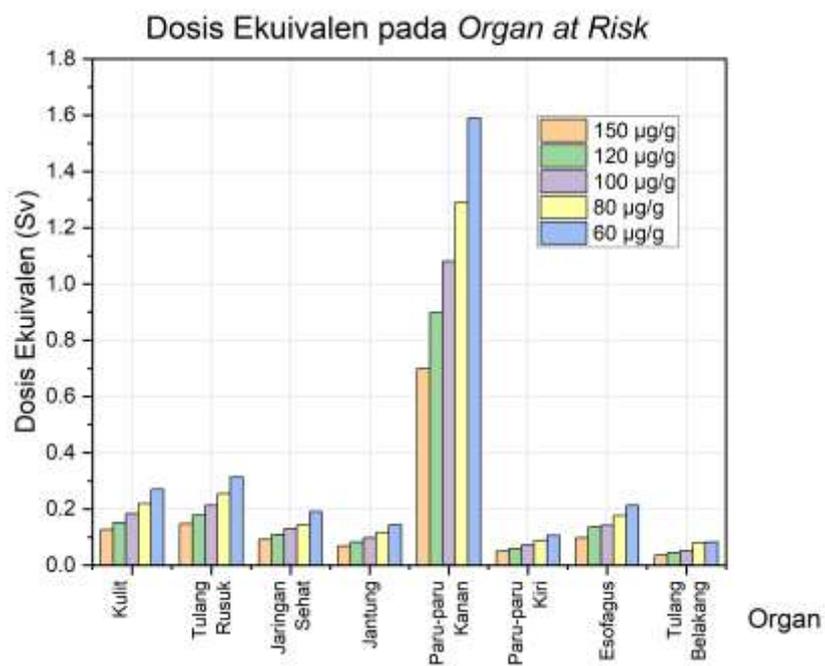
4.1.5 Dosis Ekuivalen dan Dosis Efektif

Dosis pada *organ at risk* perlu ditinjau untuk mengetahui efek yang terjadi akibat radiasi setelah terapi. Dosis ekuivalen dihitung untuk mengetahui kerusakan jaringan tubuh akibat radiasi dengan cara mengalikan laju dosis ekuivalen per konsentrasi boron dengan waktu iradiasi seperti yang terdapat pada persamaan (13). Grafik dosis ekuivalen pada kanker dan

pada *organ at risk* dapat dilihat pada gambar 4.11 dan gambar 4.12, sementara data lengkap dosis ekuivalen terdapat pada lampiran D.



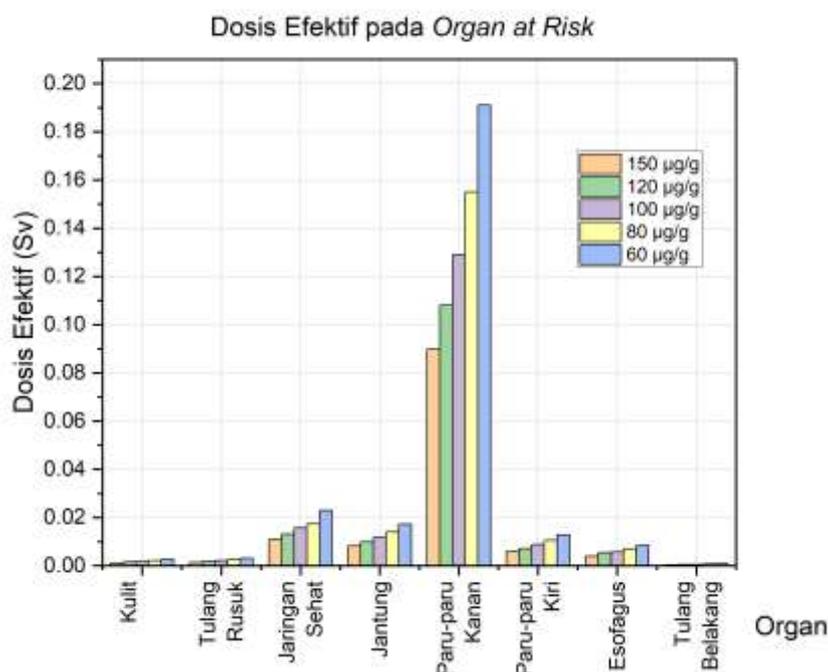
Gambar 4.11 Dosis Ekuivalen pada Kanker



Gambar 4.12 Dosis Ekuivalen pada *Organ at Risk*

Pada gambar 4.12 terlihat bahwa GTV memiliki kandungan dosis tertinggi yaitu 50Gy. Karena BNCT merupakan terapi dengan fraksi tunggal, maka dibutuhkan dosis minimal kanker dalam sekali terapi (Rubén O. Farías et al., 2014). Secara klinis, setelah dilakukan radiasi perlu dilakukan peninjauan kembali terkait kanker yang telah diradiasi. Dosis ekuivalen pada *Organ at Risk* pada gambar 4.13 memiliki nilai yang lebih kecil dibandingkan dosis ekuivalen yang terdapat pada kanker karena organ pada GTV harus mengakumulasi dosis total sebesar 50Gy agar kanker dapat hancur. Kemudian pada organ selain GTV terlihat bahwa dosis ekuivalen semakin tinggi seiring dengan berkurangnya konsentrasi boron karena waktu iradiasi mempengaruhi besarnya dosis ekuivalen. Semakin sedikit waktu iradiasi yang dibutuhkan, maka dosis ekuivalen juga akan semakin kecil nilainya.

Selain menentukan dosis ekuivalen pada kanker dan *Organ at Risk*, dosis efektif pada *Organ at Risk* juga dihitung dengan persamaan (15). Dosis efektif digunakan untuk mengetahui probabilitas bagian tubuh yang terluka akibat radiasi. Gambar 4.13 menunjukkan dosis efektif pada *Organ at Risk* pada simulasi ini, sementara data dari gambar 4.13 terdapat pada lampiran E.



Gambar 4.13 Dosis Efektif pada *Organ at Risk*

Pada Gambar 4.13 dapat terlihat bahwa dosis efektif naik seiring dengan menurunnya konsentrasi boron. Hal ini dikarenakan semakin lama waktu iradiasi, maka akan semakin banyak juga paparan radiasi yang diterima oleh organ. Dosis efektif terbesar berada pada paru-paru kanan karena kanker berada pada organ tersebut sehingga menerima dosis paparan yang lebih banyak.

4.2 Pembahasan

4.2.1 Geometri Kanker dan Sumber Neutron

Geometri kanker dan sumber neutron dibuat sebagai permodelan atau simulasi dilakukannya terapi kanker paru-paru menggunakan BNCT. *Organ at risk* atau organ bersiko terdiri dari kulit, jaringan sehat, paru-paru kanan, paru-paru kiri, jantung, esofagus dan tulang belakang. Kemudian kanker dibagi menjadi tiga bagian yaitu GTV, CTV, dan PTV dimana GTV

adalah *gross tumor value* atau jaringan yang diketahui sebagai pusat kanker, CTV adalah *clinical tumor volume* atau sel normal yang terindikasi bercampur dengan sel tumor yang juga harus dihilangkan, sementara PTV adalah *planning tumor volume* atau perencanaan perawatan untuk memastikan bahwa dosis yang ditentukan dikirim pada bagian kanker lain.

Sumber neutron atau terdiri atas delimeter, reflektor, moderator, *proton beam line*, *target*, *fast neutron filter*, *gamma filter*, *neutron shielding*, *aperture*, dan *gamma shielding*. Pada gambar 4.2 (A) proton hasil percepatan siklotron diarahkan menuju target berilium. Penembakan berilium oleh proton menyebabkan dihasilkannya neutron epitermal dengan fluks sebesar $1,18 \times 10^{11} \text{ n/cm}^2\text{s}$. Neutron kemudian mengalami moderasi pada moderator berbahan aluminium agar neutron epitermal berada pada rentang yang dibutuhkan yaitu pada $1.0 \times 10^9 \text{ n/cm}^2\text{s}$. Selain itu, untuk memantulkan neutron yang terhambur pada BSA, digunakan reflektor pada nomor berbahan PbF₂. Selanjutnya, untuk menghilangkan neutron cepat yang tidak dibutuhkan dalam terapi, neutron hasil moderasi dilewatkan pada filter neutron cepat dengan bahan LiF. Pada bagian depan diberikan juga *shielding* neutron dan gama dengan bahan Borated Paraffin dan Pb. *Shielding* neutron berfungsi untuk mencegah kebocoran pada neutron hasil moderasi, sementara *shielding* gama berfungsi untuk menyerap radiasi gama dari hasil keluaran BSA.

Dipilihnya *neutron shielding* dengan tebal 3 cm pada simulasi ini dikarenakan bahan borated paraffin yang digunakan sebagai *neutron shielding* memilikiampang lintang reaksi tangkapan yang tinggi untuk

neutron dan dapat memoderasi atau mengurangi energi dari neutron sehingga semakin tebal bahan tersebut digunakan, maka neutron yang termoderasi akan semakin besar. Untuk itu, *neutron shielding* dengan tebal 3 cm dipilih untuk penyusun BSA pada simulasi ini.

Setelah sumber neutron memenuhi kriteria IAEA untuk terapi menggunakan BNCT, Selanjutnya, dilakukan pengecekan distribusi fluks neutron per-kedalaman tubuh. Hasil simulasi menunjukkan bahwa fluks neutron termal mencapai puncaknya pada kedalaman 2 cm atau pada jaringan sehat, sementara fluks neutron epitermal mencapai puncak pada kedalaman 0 cm yaitu pada kulit. Hal ini dikarenakan fluks neutron epitermal mengalami moderasi menjadi neutron termal ketika berinteraksi dengan jaringan tubuh, sehingga fluks neutron epitermal nilainya semakin kecil seiring dengan kedalaman tubuh. Karakteristik fluks neutron ini menjadikan neutron epitermal cocok digunakan untuk terapi kanker yang berada di permukaan kulit sementara neutron termal cocok digunakan untuk terapi kanker yang berada di dalam permukaan kulit.

4.2.2 Laju Dosis Serap

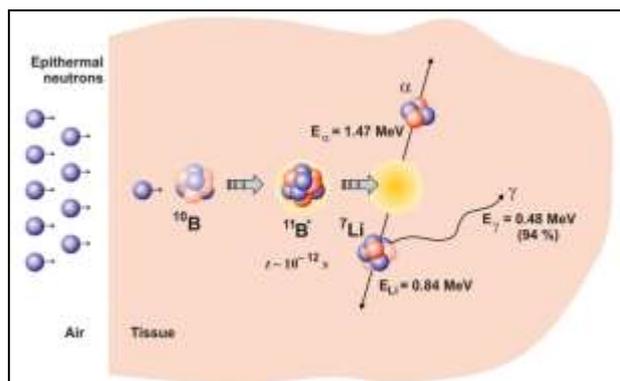
Laju dosis serap dianalisis untuk mengetahui banyaknya energi radiasi yang diserap tiap kilogram jaringan tubuh per detiknya pada kanker dan organ beresiko. Pada simulasi ini, terdapat 4 laju dosis serap yang muncul akibat reaksi yang terjadi ketika terapi BNCT dilaksanakan. Pertama, laju dosis boron dimana dosis radiasi ini muncul akibat reaksi tangkapan antara boron-10 dan neutron termal yang menghasilkan partikel alfa dan ion lithium yang diserap oleh tiap kilogram jaringan dalam satu

detik. Kedua, laju dosis neutron atau dosis radiasi yang muncul akibat adanya reaksi hamburan neutron dengan hidrogen dalam tubuh yang diserap oleh tiap kilogram jaringan dalam satu detik. Ketiga, laju dosis proton atau dosis radiasi yang muncul akibat adanya reaksi hamburan neutron oleh nitrogen dalam tubuh yang diserap oleh tiap kilogram jaringan dalam satu detik, dan terakhir, laju dosis gama atau dosis radiasi yang muncul akibat interaksi antara neutron termal dengan hidrogen dalam tubuh yang menyebabkan pelepasan sinar gama yang diserap oleh tiap kilogram jaringan tubuh dalam satu detik.

Pada gambar 4.4 dan 4.5 terlihat kenaikan yang signifikan pada GTV dibandingkan pada CTV dan PTV atau organ lainnya. Hal ini terjadi karena boron yang diinjeksikan terakumulasi hanya pada sel kanker yaitu GTV. Pada simulasi ini, konsentrasi boron yang terakumulasi pada GTV adalah 80%, kemudian pada CTV dan PTV yang diketahui sebagai sel sehat yang bercampur dengan sel kanker mengakumulasi konsentrasi boron sebesar 5% sementara pada sel sehat konsentrasi boron yang terakumulasi adalah sebesar 1,25%.

Neutron epitermal yang dipancarkan oleh sumber akan segera termoderasi menjadi neutron termal ketika berinteraksi dengan jaringan tubuh. ^{10}B yang bereaksi dengan neutron termal akan membentuk isotop ^{11}B tidak stabil yang dapat meluruh pada waktu yang singkat yaitu 10^{-12} sekon. Peluruhan tersebut menghasilkan partikel alfa dan inti lithium dalam keadaan dasar. Selain itu, peluruhan ^{11}B juga menghasilkan partikel alfa dan inti lithium dalam keadaan tereksitasi yang nantinya menjadi inti stabil

dengan melepas radiasi gama. Banyaknya konsentrasi boron yang terakumulasi pada jaringan kanker menyebabkan partikel alfa dan ion lithium yang dihasilkan oleh interaksi neutron termal dan boron lebih banyak terjadi pada jaringan yang memiliki konsentrasi boron lebih tinggi. Skema terjadinya proses tersebut terdapat pada gambar 4.14.



Gambar 4.14. Skema Terjadinya Reaksi Terapi BNCT (Dymova et al., 2020).

Pada praktiknya, akumulasi boron pada GTV terjadi karena sel kanker ganas membutuhkan substrat seperti gula dan asam amino untuk perkembangan selnya. Pada senyawa pembawa boron, di dalamnya terkandung asam amino yang kemudian difungsikan sebagai target terapi. Asam amino tersebut kemudian berperan sebagai pemicu untuk pelepasan radiasi energi tinggi yang disebabkan oleh radiasi neutron. Energi radiasi tinggi atau LET tersebut melepaskan energi dengan jangkauan kurang dari $10\mu\text{m}$. Jangkauan tersebut setara dengan ukuran sel, sehingga reaksi tangkapan antara neutron dan boron banyak terjadi pada sel yang banyak terakumulasi boron yaitu GTV.

Selain itu, laju dosis serap proton, neutron dan gama juga dihitung sebagai dosis penyerta yang muncul ketika terapi BNCT dilaksanakan. Dibandingkan dengan dosis serap boron, ketiga dosis serap tersebut

memiliki nilai yang sangat kecil meskipun pada daerah kanker. Dihitungnya laju dosis serap proton, neutron, dan gama berhubungan pada faktor bobot radiasi atau tinjauan untuk mengetahui kerusakan pada jaringan akibat radiasi yang berbeda.

4.2.3 Laju Dosis Ekuivalen dan Laju Dosis Efektif

Laju dosis ekuivalen atau laju dosis total adalah dosis total dari radiasi yang diserap tiap kilogram jaringan per detiknya. Tujuan dihitungnya laju dosis ekuivalen adalah untuk mengetahui kerusakan jaringan akibat energi radiasi total yang diserap oleh jaringan yang nantinya diketahui sebagai efek deterministik. Laju dosis ekuivalen berkaitan erat dengan faktor bobot radiasi yang memiliki nilai yang berbeda untuk tiap jenis radiasi pada jaringan. Pada simulasi ini, nilai radiasi alfa, proton, neutron, dan gama bernilai berbeda seperti yang terdapat pada tabel 2.5.

Laju dosis efektif merupakan cerminan resiko pada jaringan akibat energi radiasi yang diserap tiap kilogram jaringan tubuh per detiknya pada kanker dan organ beresiko yang nantinya diketahui sebagai efek stokasik. Laju dosis efektif berkaitan erat dengan faktor bobot jaringan yang nilainya terdapat pada penjelasan dari persamaan (14) dan (15). Faktor bobot jaringan digunakan untuk meninjau efek yang terjadi pada *organ at risk* karena tiap jaringan memiliki sensitivitas yang berbeda terhadap radiasi.

Pada gambar 4.6 dan 4.7 terlihat bahwa laju dosis ekuivalen terbesar pada kanker terdapat pada GTV dengan nilai yang menurun seiring dengan berkurangnya konsentrasi boron yang dikandung, begitu pula pada *organ at risk* dengan laju dosis ekuivalen terbesar berada pada paru-paru kanan

sebagai letak kanker dalam simulasi ini. Pada gambar 4.8 dan 4.9 terlihat bahwa laju dosis efektif terbesar pada kanker terdapat pada GTV dengan nilai yang menurun seiring dengan berkurangnya konsentrasi boron yang dikandung, begitu pula pada *organ at risk* dengan laju dosis efektif terbesar berada pada paru-paru kanan sebagai letak kanker dalam simulasi ini.

4.2.4 Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi adalah lamanya waktu paparan radiasi agar kanker menerima total dosis radiasi minimum untuk merusak sel kanker. BNCT diketahui merupakan *single fraction therapy*, artinya hanya dibutuhkan satu kali terapi untuk merusak sel kanker. Pada referensi dikatakan bahwa dosis total minimum yang untuk dapat merusak sel kanker adalah sebesar 50Gy, sehingga dalam simulasi ini GTV harus menerima dosis sebesar 50 Gy agar sel kanker dapat rusak akibat radiasi.

Pada gambar 4.10 terlihat bahwa semakin besar konsentrasi boron yang dikandung oleh kanker, maka waktu iradiasi yang dibutuhkan akan semakin berkurang. Laju dosis ekuivalen yang terdapat pada kanker (GTV) mempengaruhi lamanya waktu iradiasi dimana nilai laju dosis ekuivalen yang lebih besar dapat memangkas waktu iradiasi akibat dosis yang dikandung dalam satu detiknya lebih banyak. Sehingga, untuk mengakumulasi dosis sebesar 50Gy dibutuhkan waktu yang lebih sedikit.

4.2.5 Dosis Ekuivalen dan Dosis Efektif

Dosis pada *organ at risk* perlu ditinjau untuk mengetahui efek yang terjadi akibat radiasi setelah terapi. Dosis ekuivalen dihitung untuk mengetahui kerusakan jaringan tubuh akibat radiasi dengan cara mengalikan

laju dosis ekuivalen per konsentrasi boron dengan waktu iradiasi seperti yang terdapat pada persamaan (13), sementara dosis efektif dihitung dengan persamaan (15) untuk mengetahui probabilitas bagian tubuh yang dapat terkena resiko akibat radiasi.

Pada gambar 4.11 dapat dilihat bahwa dosis ekuivalen yang dikandung oleh GTV untuk seluruh variabel konsentrasi boron bernilai 50Gy. Artinya, GTV mengakumulasi jumlah dosis yang cukup agar kanker dapat dihancurkan. Setelah diketahui dosis yang terakumulasi pada GTV, kemudian dosis ekuivalen pada organ beresiko. Dosis ekuivalen berkaitan dengan efek deterministik pada radiasi atau biasa disebut efek segera. Pada kulit, efek deterministik yang akan terjadi apabila dosis serapnya mencapai 3Gy adalah kemerahan atau eritema. Sementara, apabila mencapai 5Gy maka efek yang akan terjadi adalah kulit yang terbakar (Williams et al., 2019). Batas dosis untuk *Organ at Risk* pada kanker paru-paru terdapat pada tabel 2.2. Apabila melebihi Batasan dosis yang telah ditentukan, radiasi dapat menimbulkan efek samping, misalnya pneumonia pada paru-paru apabila dosis radiasi melebihi 7,5Gy.

Sementara itu, efek yang dapat ditimbulkan akibat akumulasi dosis efektif disebut efek stokasik berupa efek genetik atau efek yang akan dirasakan oleh keturunan dari individu yang terkena radiasi. Selain itu, efek stokasik juga dapat berupa leukimia. Efek stokasik pada pengobatan radiasi bersifat probabilistik. Artinya, semakin tinggi dosis efektif yang dikandung, maka probabilitas terkena efek stokasik akibat radiasi juga akan semakin tinggi. Batas dari dosis efektif dalam ICRP adalah sebesar 0,1 Sv dengan

ekstra batas atas sebesar 0,2 sv.

Pada gambar 4.13, dosis efektif terbesar berada pada paru-paru kanan karena kanker berada pada organ tersebut sehingga menerima dosis paparan yang lebih banyak. Mempertimbangkan batas dosis sebesar 0,1 Sv agar probabilitas terkena efek stokasik lebih sedikit, boron dengan konsentrasi 150 μ g/g masih berada pada batas aman dosis efektif yaitu 0.089 Sv. Pada gambar 4.12 dosis ekuivalen pada *Organ at Risk* untuk seluruh organ tiap konsentrasi boron memiliki nilai dibawah 2Gy, sehingga dapat dikatakan pada simulasi terapi BNCT ini dosis ekuivalen pada *Organ at Risk* masih dalam batas aman dengan dosis paling tinggi terakumulasi secara selektif pada GTV atau pusat kanker dengan nilai 50Gy.

4.3 Integrasi

Kanker, sebagai salah satu penyakit yang paling mematikan menjadikan para peneliti terus melakukan upaya untuk menemukan teknik penyembuhan yang efektif salah satunya adalah radiasi. BNCT merupakan teknik radiasi yang memanfaatkan interaksi antara neutron epitermal dengan boron di dalam tubuh untuk membunuh sel kanker. Dalam hal ini, atom sebagai partikel penyusun terkecil suatu benda telah dijelaskan dalam Surah Yunus (10) : (61):

وَمَا تَكُونُ فِي شَأْنٍ وَمَا تَتْلُوا مِنْهُ مِنْ قُرْءَانٍ وَلَا تَعْمَلُونَ مِنْ عَمَلٍ إِلَّا كُنَّا عَلَيْكُمْ شُهُودًا إِذْ تُفِيضُونَ فِيهِ ۚ وَمَا يَعْزُبُ عَنْ رَبِّكَ مِنْ مِثْقَالِ ذَرَّةٍ فِي الْأَرْضِ وَلَا فِي السَّمَاءِ وَلَا أَصْغَرَ مِنْ ذَلِكَ وَلَا أَكْبَرَ إِلَّا فِي كِتَابٍ مُبِينٍ

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

Pada ayat di atas, *zarrah* merupakan ukuran sebuah atom. Tetapi, dalam ayat tersebut juga menjelaskan tentang partikel sub-atomis yang diungkapkan dengan frasa “yang lebih kecil dan yang lebih besar daripada (*zarrah*) itu”. Dimana dalam ungkapan yang lebih besar dari itu terkandung pengertian suatu komposisi atom-atom atau molekul, sementara dalam ungkapan yang lebih kecil dari itu diartikan sebagai hal yang berkaitan dengan partikel, salah satunya adalah neutron (Lajnah Pentashihan Mushaf al-Qur’an., 2009).

Kemudian, Allah SWT Berfirman dalam surat Al-Qamar (54):49:

إِنَّا كُلَّ شَيْءٍ خَلَقْنَاهُ بِقَدَرٍ

Artinya : *Sesungguhnya Kami menciptakan segala sesuatu menurut ukuran.*

Pada tafsir ringkas Kementerian Agama RI, tafsir dari surat Al-Qamar ini adalah: Apa yang terjadi pada semua makhluk sudah ditetapkan oleh Allah. Sungguh Kami telah menciptakan segala sesuatu menirrit ukuran, yaitu suatu siste, dan ketentuan yang telah ditetapkan. Dalam hal ini artinya konsentrasi boron yang diinjeksikan pada manusia untuk pengobatan BNCT telah ditentukan sesuai dengan kadarnya, dimanaa konsentrasi 150µg/g dipilih sebagai konsentrasi yang optimal dalam terapi kanker paru-paru karena pada konsentrasi tersebut waktu iradiasi yang dibutuhkan lebih sebentar, kemudian nilai dosis ekuivalen dan dosis efektif pada konsentrasi tersebut masih aman dari efek deterministik dan stokasik.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil yang telah dipaparkan terkait dengan penelitian berjudul “Analisis Dosis Radiasi *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Terapi Kanker Paru-paru dengan Menggunakan Aplikasi PHITS Versi 3.20” maka kesimpulan pada penelitian ini adalah:

1. Semakin tinggi konsentrasi boron yang terkandung pada kanker, maka nilai laju dosis ekuivalennya akan semakin besar. Pada simulasi ini, nilai laju dosis ekuivalen berturut-turut untuk konsentrasi boron 60 $\mu\text{g/g}$, 80 $\mu\text{g/g}$, 100 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 150 $\mu\text{g/g}$ adalah 0.00545Gy/s, 0.00638Gy/s, 0.00841Gy/s, 0.0103Gy/s, dan 0,0128Gy/s.
2. Semakin tinggi konsentrasi boron yang dikandung pada kanker, maka waktu iradiasi akan semakin berkurang. Waktu iradiasi berturut-turut untuk konsentrasi boron 60 $\mu\text{g/g}$, 80 $\mu\text{g/g}$, 100 $\mu\text{g/g}$, 120 $\mu\text{g/g}$, dan 150 $\mu\text{g/g}$ adalah 2jam 33 menit, 2 jam 2 menit, 1 jam 39 menit 10 detik, 1 jam 20 menit 40 detik, dan 1 jam 5 menit.
3. Konsentrasi boron optimal yang dapat diberikan tanpa merusak jaringan sehat di sekitar organ penyusun kanker paru-paru dalam simulasi ini adalah 150 $\mu\text{g/g}$. Dengan konsentrasi tersebut, diperoleh waktu iradiasi tersingkat dengan dosis ekuivalen yang lebih rendah dan dosis efektif yang masih berada pada ambang batas.

5.2 Saran

1. Untuk mendapatkan hasil yang lebih presisi terkait dosis dapat

digunakan *phantom* voxel sebagai referensi *phantom* target yang lebih baru.

2. Jumlah partikel yang disimulasikan dalam aplikasi PHITS dapat diperbanyak untuk mengurangi nilai error dengan perangkat yang memiliki spesifikasi lebih tinggi untuk mempersingkat waktu simulasi.
3. Memvariasikan kembali konsentrasi boron yang diinjeksikan ke dalam tubuh agar mendapat hasil yang optimal.

DAFTAR PUSTAKA

- American Joint Committee of Cancer. (2018). *AJCC Cancer Manual Staging*
- American Cancer Society, cancer.org (2021). Treating Non-Small Cell Lung Cancer di akses pada 20 Februari 2021 dari <https://www.cancer.org/cancer/lung-cancer/treating-non-small-cell.html>
- American cancer society cancer.gov (2019) radiation therapy for small cell lung cancer diakses pada 20 februari 2021 dari <https://www.cancer.org/cancer/lung-cancer/treating-small-cell/radiationtherapy.html#references>
- Abshire, D., & Lang, M. K. (2018). The Evolution of Radiation Therapy in Treating Cancer. *Seminars in Oncology Nursing*, 34(2), 151–157. <https://doi.org/10.1016/j.soncn.2018.03.006>
- Ardana, I Made. *Optimasi Desain Kolimator dan Dosimetri Terapi Kanker Sarkoma Jaringan Lunak pada Leher dan Kepala dengan Boron Neutron Capture Therapy untuk Sumber neutron Cyclotron 30 MeV Menggunakan Program Monte Carlo N Particle X* [thesis]. Yogyakarta: Universitas Gadjah Mada; 2015
- Atun, R., Jaffray, D. A., Barton, M. B., Bray, F., Baumann, M., Vikram, B., Hanna, T. P., Knaul, F. M., Lievens, Y., Lui, T. Y. M., Milosevic, M., O’Sullivan, B., Rodin, D. L., Rosenblatt, E., Van Dyk, J., Yap, M. L., Zubizarreta, E., & Gospodarowicz, M. (2015). Expanding global access to radiotherapy. *The Lancet Oncology*, 16(10), 1153–1186. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(15\)00222-3](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(15)00222-3)
- Azevedo E Silva, G., De Moura, L., Curado, M. P., Da Silva Gomes, F., Otero, U., De Rezende, L. F. M., Daumas, R. P., Guimarães, R. M., Meira, K. C., Da Costa Leite, I., Valente, J. G., Moreira, R. I., Koifman, R., Malta, D. C., De Campos Mello, M. S., Guedes, T. W. G., & Boffetta, P. (2016). The fraction of cancer attributable to ways of life, infections, occupation, and environmental agents in Brazil in 2020. *PLoS ONE*, 11(2), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0148761>
- Bade, B. C., & Dela Cruz, C. S. (2020). Lung Cancer 2020: Epidemiology, Etiology, and Prevention. *Clinics in Chest Medicine*, 41(1), 1–24. <https://doi.org/10.1016/j.ccm.2019.10.001>
- Barth, R. F., Mi, P., & Yang, W. (2018). Boron delivery agents for neutron capture therapy of cancer. *Cancer Communications*, 38(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s40880-018-0299-7>
- Barth, R. F., Zhang, Z., & Liu, T. (2018). A realistic appraisal of boron neutron capture therapy as a cancer treatment modality. *Cancer Communications*

(London, England), 38(1), 36. <https://doi.org/10.1186/s40880-018-0280-5>

- Bernhardt, E. B., & Jalal, S. I. (2016). Small Cell Lung Cancer. *Lung Cancer, Cancer Treatment and Research*, 170, 301–323. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-40389-2>
- Berthlesen, Anne Kiil, et al. What's New in Target Volume Definition for Radiologistin ICRU Report 71? How Can the ICRU Volume Definitions be Integrated in Clinical Practice?. *Cancer Imaging*. 2007;7(1):104-116. <https://doi.org/10.1102/1470-7330.2007.0013>
- Centers for Disease Control and Prevention [cdc.gov](https://www.cdc.gov) (2020, 22 September) What Is Lung Cancer? Diakses pada 20 November 2020 dari https://www.cdc.gov/cancer/lung/basic_info/what-is-lung-cancer.htm
- Chio, C. M., Huang, Y. C., Chou, Y. C., Hsu, F. C., Lai, Y. B., & Yu, C. S. (2020). Boron Accumulation in Brain Tumor Cells through Boc-Protected Tryptophan as a Carrier for Boron Neutron Capture Therapy. *ACS Medicinal Chemistry Letters*, 11(4), 589–596. <https://doi.org/10.1021/acsmchemlett.0c00064>
- Cristy, M. Mathematical Phantoms for Use in Reassessment of Radiation Doses to Japanese Atomic-bomb Survivors. United States: Oak Ridge National Library; 1985.
- D. Krstić, D. Nikezić. Input Files with ORNL-Mathematical Phantoms of the Human Body for MNCP-4B. *Computer Physics Communications*. 2007; 176(1):33-37. <https://doi.org/10.1016/j.cpc.2006.06.016>
- de Martel, C., Georges, D., Bray, F., Ferlay, J., & Clifford, G. M. (2020). Global burden of cancer attributable to infections in 2018: a worldwide incidence analysis. *The Lancet Global Health*, 8(2), e180–e190. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(19\)30488-7](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(19)30488-7)
- Denisenko, T. V., Budkevich, I. N., & Zhivotovsky, B. (2018). Cell death-based treatment of lung adenocarcinoma article. *Cell Death and Disease*, 9(2). <https://doi.org/10.1038/s41419-017-0063-y>
- Duma, N., Santana-Davila, R., & Molina, J. R. (2019). Non–Small Cell Lung Cancer: Epidemiology, Screening, Diagnosis, and Treatment. *Mayo Clinic Proceedings*, 94(8), 1623–1640. <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2019.01.013>
- 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>
- Eldridge, Lynne. Cancer Cell vs Normal Cell: How They Different? [internet].

2022 [diperbarui 4 Jul 2022 diakses 24 Februari 2023] dari <https://www.verywellhealth.com/cancer-cells-vs-normal-cells-2248794>

Ervin B. Podgorsak. (2006). *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer. <https://www.ptonline.com/articles/how-to-get-better-mfi-results>

Farías, R. O., Garabalino, M. A., Ferraris, S., Santa María, J., Rovati, O., Lange, F., Trivillin, V. A., Monti Hughes, A., Pozzi, E. C. C., Thorp, S. I., Curotto, P., Miller, M. E., Santa Cruz, G. A., Bortolussi, S., Altieri, S., Portu, A. M., Saint Martin, G., Schwint, A. E., & González, S. J. (2015). Toward a clinical application of ex situ boron neutron capture therapy for lung tumors at the RA-3 reactor in Argentina. *Medical Physics*, 42(7), 70–80. <https://doi.org/10.1118/1.4922158>

Farías, Rubén O., Bortolussi, S., Menéndez, P. R., & González, S. J. (2014). Exploring Boron Neutron Capture Therapy for non-small cell lung cancer. *Physica Medica*, 30(8), 888–897. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2014.07.342>

Globocan, gco.iarc.fr (2020) Cancer Facts Sheet diakses pada 20 Februari 2021 dari gco.iarc.fr/today/cancer-facts-sheet

Globocan, gco.iarc.fr (2020) Indonesia-Global Cancer Observation diakses pada 20 Februari 2021 dari <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/360-indonesia-factsheets.pdf>.

Grant, Jonathan Dr. Stage 1A Non-Small Cell Lung Cancer Found in Right Upper Lobe [Internet]. 2020 [diakses 4 Nov 2022] dari <https://www.veranmedical.com/case-studies/stage-1a-non-small-cell-lung-cancer-found-in-right-upper-lobe/>.

Han, M. C., Yeom, Y. S., Lee, H. S., Shin, B., Kim, C. H., & Furuta, T. (2018). Multi-threading performance of Geant4, MCNP6, and PHITS Monte Carlo codes for tetrahedral-mesh geometry. *Physics in Medicine and Biology*, 63(9). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aabd20>

Harish, A. F., Warsono, & Sardjono, Y. (2018). Dose Analysis of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Treatment for Lung Cancer Based on Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS). *ASEAN Journal on Science and Technology for Development*, 35(3), 187–194. <https://doi.org/10.29037/ajstd.545>

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

Hendricks, J. S. (1994). A Monte Carlo Code for Particle Transport an algorithm

for all seasons. *Los Alamos Science*, 22, 31–43.

IAEA. (2001). Current Status of neutron capture therapy. In *Iaea, 2001 (8)* (Issue May). <https://doi.org/10.1111/j.1558-5646.2008.00544.x>

IAEA. (2008). Cyclotron Produced Radionuclides: Principles and Practice. *Cyclotron Produced Radionuclides: Principles and Practice*, 465, 230.

ICRP. (2009). ICRP Publication 110: Adult Reference computational Phantom. *Annals of the ICRP*. 39(2):1-163

ICRP. Absorbed, Equivalent, and Effective Dose [Internet]. 2019 [diperbarui 21 Nov 2019 diakses 4 Jan 2023] dari icrpaedia/Absorbed_Equivalent_and_Effective_Dose

Imtiyaziffati, Nafisa. *Analisis Dosis Radiasi dan Waktu Terapi untuk Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Mukosa Bukal Berbasis Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)* [skripsi]. Yogyakarta: Universitas Gadjah Mada; 2021.

Indonesia. Lajnah Pentashihan Mushaf al-Qur'an. (2009). *Tafsir al-Qur'an tematik = [Al-Tafsir al-mauḍū'ī]*.

JAEA. (2020). *Ver. 3.20 User's Manual*. JAEA.

JAEA phits.jaea.go.jp. (2020, 21 Oktober) What is PHITS? Diakses pada 4 Desember 2020 dari phits.go.jp JAEA phits.jaea.go.jp. (2018, 7 Juli)

KEMENTERIAN KESEHATAN REPUBLIK INDONESIA. (2017). Pedoman Nasional Pelayanan Kedokteran Kanker Paru. *Komite Penanggulangan Kanker Nasional*, 66, 37–39. <http://kanker.kemkes.go.id/guidelines/PNPKParu.pdf>

Kirk, B. L. (2010). Overview of Monte Carlo radiation transport codes. *Radiation Measurements*, 45(10), 1318–1322. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2010.05.037>

Kumada, H., Takada, K., Sakurai, Y., Suzuki, M., Takata, T., Sakurai, H., Matsumura, A., & Sakae, T. (2018). Development of a multimodal Monte Carlo based treatment planning system. *Radiation Protection Dosimetry*, 180(1–4), 286–290. <https://doi.org/10.1093/RPD/NCX218>

Li, G., Jiang, W., Zhang, L., Chen, W., & Li, Q. (2021). Design of Beam Shaping Assemblies for Accelerator-Based BNCT With Multi-Terminals. *Frontiers in Public Health*, 9(March), 1–10. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2021.642561>

Lombardi, M. (2006). Principles of Radiation Physics. *Radiation Safety in Nuclear Medicine*, Second Edition, 1–27.

<https://doi.org/10.1201/9780849381799.ch1>

- Mao, Y., Yang, D., He, J., & Krasna, M. J. (2016). Epidemiology of Lung Cancer. *Surgical Oncology Clinics of North America*, 25(3), 439–445. <https://doi.org/10.1016/j.soc.2016.02.001>
- Maughan, R. L., Chuba, P. J., Porter, A. T., Ben-Josef, E., & Lucas, D. R. (1997). The elemental composition of tumors: Kerma data for neutrons. *Medical Physics*, 24(8), 1241–1244. <https://doi.org/10.1118/1.598144>
- Mckinney, G. (2006). *Review of Monte Carlo All-Particle Transport Codes*. June.
- Michael Joiner, A. van der K. (2009). Basic Clinical Radiobiology. In *Hodder Arnold* (Fourth Edit). Hodder Arnold. <https://doi.org/10.1783/147118901101195272>
- Nasim, F., Sabath, B. F., & Eapen, G. A. (2019). Lung Cancer. *Medical Clinics of North America*, 103(3), 463–473. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2018.12.006>
- Purandare, N. C., & Rangarajan, V. (2015). Imaging of lung cancer: Implications on staging and management. *Indian Journal of Radiology and Imaging*, 25(2), 109–120. <https://doi.org/10.4103/0971-3026.155831>
- Puspita, Maria Droste Ratri. *Analisis Dosis Radiasi Terapi Kanker Serviks dengan Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Berbasis Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)* [skripsi]. Yogyakarta: Universitas Gadjah Mada; 2021.
- Quah, S. C. (2018). Boron neutron capture therapy in the treatment of lung cancer. *Journal of Xiangya Medicine*, 3(29), 1–10. <https://doi.org/10.21037/jxym.2018.06.02>
- Rashid, S. (2017). Cancer and chemoprevention: An overview. *Isaacs 2009*, 1–173. <https://doi.org/10.1007/978-981-10-2579-2>
- Römer, H. (2005). Detection of Radiation Fields. *Theoretical Optics*, 273–287. <https://doi.org/10.1002/3527604294.ch14>
- Salehi-Rad, R., Li, R., Paul, M. K., Dubinett, S. M., & Liu, B. (2020). The Biology of Lung Cancer: Development of More Effective Methods for Prevention, Diagnosis, and Treatment. *Clinics in Chest Medicine*, 41(1), 25–38. <https://doi.org/10.1016/j.ccm.2019.10.003>
- Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S. ichiro, Kai, T., Tsai, P. E., Matsuda, N., Iwase, H., Shigyo, N., Sihver, L., & Niita, K. (2018). Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02. *Journal of Nuclear Science and Technology*, 55(6), 684–690. <https://doi.org/10.1080/00223131.2017.1419890>

- Sato, T., Niita, K., Matsuda, N., Hashimoto, S., Iwamoto, Y., Furuta, T., Noda, S., Ogawa, T., Iwase, H., Nakashima, H., Fukahori, T., Okumura, K., Kai, T., Chiba, S., & Sihver, L. (2015). Overview of particle and heavy ion transport code system PHITS. *Annals of Nuclear Energy*, 82, 110–115. <https://doi.org/10.1016/j.anucene.2014.08.023>
- Sauerwein, W. A. G., Moss, R. L., & European Commission Joint Research Centre. Requirements for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) at a Nuclear Research Reactor. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2009.
- Seki, R., Wakisaka, Y., Morimoto, N., Takashina, M., Koizumi, M., Toki, H., & Fukuda, M. (2017). Physics of epi-thermal boron neutron capture therapy (epi-thermal BNCT). *Radiological Physics and Technology*, 10(4), 387–408. <https://doi.org/10.1007/s12194-017-0430-5>
- Sia, J., Sz8myd, R., Hau, E., & Gee, H. E. (2020). Molecular Mechanisms of Radiation-Induced Cancer Cell Death: A Primer. *Frontiers in Cell and Developmental Biology*, 8:1-8. <https://doi.org/10.3389/fcell.2020.00041>
- Smith, G. L., & Smith, B. D. (2014). Radiation treatment in older patients: A framework for clinical decision making. *Journal of Clinical Oncology*, 32(24), 2669–2678. <https://doi.org/10.1200/JCO.2014.55.1168>
- Smith, R. A., Andrews, K. S., Brooks, D., Fedewa, S. A., Manassaram-Baptiste, D., Saslow, D., Brawley, O. W., & Wender, R. C. (2018). Cancer screening in the United States, 2018: A review of current American Cancer Society guidelines and current issues in cancer screening. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 68(4), 297–316. <https://doi.org/10.3322/caac.21446>
- Takamochi, K., Ohmiya, H., Itoh, M., Mogushi, K., Saito, T., Hara, K., Mitani, K., Kogo, Y., Yamanaka, Y., Kawai, J., Hayashizaki, Y., Oh, S., Suzuki, K., & Kawaji, H. (2016). Novel biomarkers that assist in accurate discrimination of squamous cell carcinoma from adenocarcinoma of the lung. *BMC Cancer*, 16(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s12885-016-2792-1>
- Wang, J. song, Wang, H. juan, & Qian, H. li. (2018). Biological effects of radiation on cancer cells. *Military Medical Research*, 5(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s40779-018-0167-4>
- Waqar, S. N., & Morgensztern, D. (2017). Treatment advances in small cell lung cancer (SCLC). *Pharmacology and Therapeutics*, 180, 16–23. <https://doi.org/10.1016/j.pharmthera.2017.06.002>
- WHO. (2017). WHO list of priority medical devices for cancer management. Geneva: World Health Organization; 2017. In *The Lancet Oncology* (Vol. 18, Issue 7). [https://doi.org/10.1016/s1470-2045\(17\)30407-2](https://doi.org/10.1016/s1470-2045(17)30407-2)

- Williams, M. C., Stewart, C., Weir, N. W., & Newby, D. E. (2019). Using radiation safely in cardiology: What imagers need to know. *Heart*, *105*(10), 798–806. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2017-312493>
- Yang, Z. Y., Tsai, P. E., Lee, S. C., Liu, Y. C., Chen, C. C., Sato, T., & Sheu, R. J. (2017). Inter-comparison of Dose Distributions Calculated by FLUKA, GEANT4, MCNP, and PHITS for Proton Therapy. *EPJ Web of Conferences*, *153*, 1–8. <https://doi.org/10.1051/epjconf/201715304011>
- Yoshioka, M. (2016). Review of accelerator-based boron neutron capture therapy machines. *IPAC 2016 - Proceedings of the 7th International Particle Accelerator Conference*, 3171–3175.
- Zhang, C., Leighl, N. B., Wu, Y. L., & Zhong, W. Z. (2019). Emerging therapies for non-small cell lung cancer. *Journal of Hematology and Oncology*, *12*(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s13045-019-0731-8>
- Zheng, M. (2016). Classification and Pathology of Lung Cancer. *Surgical Oncology Clinics of North America*, *25*(3), 447-468. <https://doi.org/10.1016/j.soc.2016.02.003>

LAMPIRAN

LAMPIRAN A Listing Code pada PHITS

[T i t l e]

Dosis serap pada konsentrasi 150 $\mu\text{g/g}$

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

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

maxcas = 50000 # (D=10) number of particles per one batch

maxbch = 4000 # (D=10) number of batches

file(1) = c:/phits # (D=c:/phits) PHITS install folder name

[S o u r c e]

totfact= 6.241e15

s-type = 1 #

proj = proton # kind of incident particle

e0 = 30 # energy of beam [MeV]

z0 = 0.0 # minimum position of z-axis [cm]

z1 = 0.0 # maximum position of z-axis [cm]

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

r0 = 4

trcl = 5

[material]

mat[1]

H -0.099

C -0.269

N -0.045

O -0.569

Na -0.00198

P -0.00396

S -0.00504

Cl -0.00306

K -0.00396

10B -1.20E-04 \$GTV

mat[2]

H -0.103

C -0.107

N -0.032

O -0.746

Na -0.002

S -0.002

K -0.003

Cl -0.003

Ca -0.002

10B -7.50E-06 \$ctv

mat[3]

H -0.103

C -0.107
N -0.032
O -0.746
Na -0.002
S -0.002
K -0.003
Cl -0.003
Ca -0.002
10B -7.50E-06 \$ptv

mat[4]
H -0.103
C -0.107
N -0.032
O -0.746
Na -0.002
S -0.002
K -0.003
Cl -0.003
Ca -0.002
10B -1.87E-06 \$paru-paru

mat[5]
H -0.105
C -0.256
N -0.027
O -0.602
Na -0.001
P -0.002
S -0.003
Cl -0.002
K -0.002
10B -1.87E-06 \$jaringan sehat

mat[6]
H -0.089
C -0.292
N -0.029
O -0.507
Mg -0.002
P -0.026
S -0.004
Cl -0.002
K -0.001
Ca -0.048
10B -1.87E-06 \$tulang rusuk

mat[7]
H -0.104

C -0.138
 N -0.029
 O -0.719
 Na -0.001
 P -0.002
 S -0.002
 K -0.003
 10B -1.87E-06 \$jantung

mat[8]
 H -0.099
 C -0.376
 N -0.027
 O -0.459
 Na -0.001
 P -0.012
 S -0.002
 Cl -0.002
 K -0.001
 Ca -0.002
 Fe -0.001
 10B -1.87E-06 \$tulang belakang

mat[9]
 H -0.100
 C -0.199
 N -0.042
 O -0.650
 Na -0.002
 P -0.001
 S -0.002
 Cl -0.003
 K -0.001
 10B -1.87E-06 \$kulit

mat[21]
 H -0.104
 C -0.213
 N -0.029
 O -0.644
 Na -0.001
 P -0.002
 S -0.003
 Cl -0.002
 K -0.002
 10B -1.87E-06 \$esofagus

mat[10] 04009 -1 #Be
 mat[11] 82000 -0.333

	9019	-0.667	#PbF2	
mat[12]	13027	-1	#Al	
mat[13]	3007	-0.26785	#LiF	2.653
	9019	-0.732415		
mat[14]	5010	-0.782610	#B4C	2.520
	6012	-0.217390		
mat[15]	28000	-0.95	#Ni 95%	-8.86
	25055	-0.015		
	26000	-0.01		
	14000	-0.005		
	29000	-0.01		
	6012	-0.005		
	22000	-0.005		
mat[16]	83209	-1	#Bi -9.78	
mat[17]	82206	-0.244	#Pb -11.34	
	82207	-0.224		
	82208	-0.532		
mat[18]	1001	-0.5262	#Lithiated Polyethylene	
	6000	-0.2969		
	8016	-0.1007		
	3006	-0.0724		
	3007	-0.0038		
mat[19]	1001	-0.081	#Borated Paraffin Wax	
	6012	-0.469		
	5010	-0.450		
mat[20]	C	-0.000124	#udara	
	N	-0.755268		
	O	-0.231781		
	Ar	-0.012827		
mat[2001]	H 1.0	\$ H		
Mat[2002]	N 1.0	\$ N		
Mat[2003]	10B 1.0	\$ 10B		

[Mat Name Color]

mat	name	color
1	GTV	darkred
2	CTV	orange
3	PTV	orangeyellow
4	Paru-Paru	gray
5	Jar.Sehat	pastelpurple
6	TulangRusuk	pastelviolet
7	Jantung	blue
8	Tulang.Blk	darkgreen
9	Kulit	pastelblue
21	Esofagus	pastelbrown
20	Udara	pastelcyan
10	BeriliumTarget	red

11	Reflektor	camel
12	Moderator	magenta
13	FastNeutronFilter	yellow
14	NeutronThermalFilter	orangeyellow
15	Aperture	brown
16	Bi	mossgreen
17	ShieldingGamma	green
18	Delimiter	pink
19	ShieldingNeutron	bluegreen

[Surface]

1	1 px 252.1
2	1 px 242
3	1 px 205
4	1 cx 57
5	1 cx 28
6	1 cx 5.5
7	1 cx 67.01
8	1 cx 25
9	1 cx 15
10	1 px 166
12	1 px 153
31	1 px 146
34	1 px 145.791
35	1 px 129.3
37	1 kx 133 2
38	1 kx 125 0.6
39	1 kx 105.9 0.9
43	1 cx 9.5
44	1 px 260
45	1 kx 135 0.65
46	1 px 145.29
47	1 px 145.79
48	1 px 145.291
49	1 px 154
50	1 px 153.995
51	1 px 152
53	1 px 145.999
54	1 px 144
55	1 px 138.301
56	1 cx 5
57	1 py 4.2
58	1 py -4.2
67	1 px 98.3
181	1 px 252
102	1 px 204.5
171	1 cx 87

101 1 cx 5
 121 1 px 143
 122 1 px 129.3
 135 1 px 138.4
 139 1 kx 106 0.9
 3001 1 px 126.3
 3002 1 px 121.3
 60 py 10
 61 py -10
 62 cy 20
 400 so 300

463 s -10 -2 54 0.85 \$gtv
 464 s -10 -2 54 1.35 \$ctv
 465 s -10 -2 54 1.85 \$ptv
 259 sq 1/18.48**2 1/9.80**2 0 0 0 0 -1 0 0 0
 260 sq 1/1.0**2 1/2.45**2 0 0 0 0 -1 0 1.45 0 \$Stubuh
 404 pz 46
 405 pz 54
 406 px -5.4
 407 py 1.5
 408 sq 1/4.70**2 1/7.50**2 1/23.00**2 0 0 0 0 -1 -8.50 0.0 43.50 \$paru-paru
 kanan
 409 pz 43.5
 410 pz 55
 411 px 8.0
 412 py 1.0
 413 sq 1/4.70**2 1/7.50**2 1/23.00**2 0 0 0 0 -1 8.50 0.0 43.50 \$paru-paru kiri
 460 py 10
 461 py -10
 462 cy 20
 71 sq 100 400 0 0 0 0 -40000 0 0 0 \$trunk-skin
 72 sq 96.04 392.04 0 0 0 0 -37651.521 0 0 0 \$trunk
 73 pz 0.0
 74 pz 69.80
 75 pz 70.0
 76 cz 5.4 \$trunk
 82 pz 43.5
 87 sq 94.09 289 0 0 0 0 -27192.01 0 0 0 \$rusuk
 88 sq 86.49 272.25 0 0 0 0 -23546.9025 0 0 0
 89 pz 35.1
 90 pz 36.5
 91 pz 37.9
 92 pz 39.3
 93 pz 40.7
 94 pz 42.1
 95 pz 43.5
 96 pz 44.9

97 pz 46.3
 98 pz 47.7
 99 pz 49.1
 200 pz 50.5
 231 pz 51.9
 232 pz 53.3
 233 pz 54.7
 234 pz 56.1
 235 pz 57.5
 236 pz 58.9
 237 pz 60.3
 238 pz 61.7
 239 pz 63.1
 240 pz 64.5
 241 pz 65.9
 242 pz 67.3
 243 4 sq 240.25 710.7556 1849 0 0 0 -17768.89 0 0 0 \$HEARTleftventricle151
 244 4 sq 44.3556 172.6596 729.5401 0 0 0 -2363.709924 0 0 0
 \$leftventricle(wall+contents)152
 245 4 px 0 \$153
 246 4 sq 1225 3624.08 1849 0 0 0 -90601 0 0 0
 \$rightventricle(wall+contents)\$154
 247 4 sq 792.9856 2621.44 1239.04 0 0 0 -50751.0784 0 0 0 \$rightventricle155
 248 4 pz 0 \$1562
 249 4 sq 240.25 280.2276 729 0 0 0 -7005.69 0 0 0 \$leftatrium(wall+contents)-
 part1157
 250 4 sq 173.1856 203.9184 574.5609 0 0 0 -4504.557456 0 0 0 \$ left atrium
 (wall+contents)-part1158
 251 4 sq 110.25 128.5956 729 0 0 0 -3214.89 0 0 0 \$leftatrium(wall+contents)-
 part2159
 252 4 sq 71.5716 84.2724 574.5609 0 0 0 -1861.577316 0 0 0 \$left
 atrium(wall+contents)part2160
 253 4 sq 1225 1428.84 729 0 0 0 -35721 0 0 0 \$rightatrium161
 254 4 sq 991.6201 1167.5889 574.5609 0 0 0 -25792.038801 0 0 0
 \$rightatrium(wall+contents)162
 255 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 5.50 0 \$ spine-mid, lower112
 256 pz 22 \$84
 257 pz 35.1 \$90
 258 pz 84.8 \$113
 466 sq 0.1764 1.3689 0 0 0 0 -0.24147396 0 2.575 0 \$esophagus:
 thoracic+abdominal portion
 467 8 sq 0.0144 0.7569 0 0 0 0 -0.01089936 0 2.575 0
 468 pz 43
 469 3 cx 0.70
 470 3 px 0.10
 471 3 px 7.80

[C e l l]

100 20 -0.0012 -400 #1 #2 #3 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17
#18 #19 #20 #21 #22 #23 #24 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40 #41 #42 #43
#44 #45 #46 #47 #48 #49 #50 #51 \$outside phantom

1 18 -0.9843 (9 -181 2 -4) : (-171 -1 4 12) : (-171 -12 122 139) trcl=6 \$delimiter
2 11 -8.45 (-139 38 -12 35 6) : (35 -54 6 -139) : (-12 54 45 -38 6) : (6 -38 54 -34)
trcl=6

3 11 -8.45 -4 5 -2 12 trcl=6 \$reflector

5 11 -8.45 (9 -2 3 -5) : (-2 8 -5 10) : (45 -5 12 -10) trcl=6

6 12 -2.7 -10 49 -45 trcl=6 \$secondary moderator

7 12 -2.7 (10 -8 -3 43) : (10 -8 -102) trcl=6 \$main moderator

8 14 -2.520 -45 -53 34 trcl=6 \$thermal filter

9 13 -2.653 -50 -45 31 trcl=6 \$fast filter

10 0 46 -48 -6 trcl=6 \$void

11 0 3 -101 -44 trcl=6 \$void proton beam

12 10 -1.850 102 -3 -43 trcl=6 \$target Be

13 16 -9.8 -44 3 101 -9 trcl=6

14 16 -9.8 48 -34 -6 trcl=6 \$gamma shield

15 0 -49 -45 50 trcl=6

16 0 -45 53 -31 trcl=6

17 0 -6 -55 56 35 trcl=6

18 15 -9.807 55 -46 56 -6 trcl=6 \$apperture

19 0 181 -1 -4 9 trcl=6 \$void

20 0 171 -7 -1 121 trcl=6 \$void

21 0 121 -122 -171 139 trcl=6 \$void

22 0 139 -39 35 -121 #1 trcl=6 \$void

23 19 -0.930 6 -171 -35 3001 trcl=6

24 17 -11.34 6 -171 -3001 3002 trcl=6

101 -1 400

32 4 -1.06 (-404:405:-406:407) -408 409 #46 #47 #48 \$paru-parukanan

33 4 -1.06 (411:412:410) -413 409 \$paru-parukiri

34 6 -1.92 (-87 88 89 -90):(-87 88 91 -92):(-87 88 93 -94):(-87 88 95 -96):(-87 88
97 -98):(-87 88 99 -200):(-87 88 231 -232):(-87 88 233 -234): (-87 88 235 -236):(-
87 88 237 -238):(-87 88 239 -240) #32 #33 \$rib cage

35 6 -1.92 (-87 88 241 -242) #32 #33

36 7 -1.05 -243 244 245 #38 #39 \$heart -left ventricle

37 7 -1.05 -244 245 #38 #39 \$ heart-left ventricle-contents

38 7 -1.05 -246 247 245 -248 244 \$right ventricle

39 7 -1.05 -247 245 -248 243 \$right ventricle-contents

40 7 -1.05 (-249 250 -245 248):(-251 252 -245 -248) \$left atrium-part 1 and 2

41 7 -1.05 (-250 -245 248):(-252 -245 -248) \$contents of the left atrium

42 7 -1.05 -253 254 -245 -248 251 \$right atrium

43 7 -1.05 -254 -245 -248 251 \$contents-right atrium

44 8 -1.92 (-255 256 -257):(-255 257 -94) trcl=2 \$spine

45 5 -1.05 ((-72 73 -74):(74 -75 -76 255)) #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40
#41 #42 #43 #44 #46 #47 #48 #50 #51

46 1 -1.01 -463 \$gtv

47 2 -1.01 463 -464 \$ctv
 48 3 -1.06 464 -465 \$ptv
 49 9 -1.09 (-71 72 73 -74):(-71 74 -75 76) #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40
 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 \$skin
 50 21 -1.03 (-466 467 468 -74) \$esophagus:thoracic+abdominal portion
 51 0 -467 468 -74 \$ void in esophagus

[transform]

*tr1 108 -0.8 -32 0 0 0 0 0 0 0 0 -2 \$surfacebsa
 *tr3 0 2.575 42.30 0.736084 -0.604969 -0.303634 0.634945 0.772557 0 0.234575
 -0.192791 0.952789 \$esophagus
 *tr2 0 0 26 0 0 0 0 0 0 0 0 2 \$spine
 *tr5 -8 -150 54.5 0 180 90 0 0 0 0 0 2 \$source
 *tr6 3.3 9 -22 -90 0 0 0 0 0 0 0 -2 \$bsa
 tr4 1 -1.8 50 0.6751 -0.4727 -0.5664 -0.4640 0.3249 -0.8241 0.5736 0.8191 0
 *tr7 2.9 5 32 180 0 0 0 0 0 0 0 2
 *tr8 0 0 65 0 0 0 0 0 0 0 0 2

[Volume]

non	non	vol	non	reg
1	32	1.6155E+03	0.0023	32
2	33	1.4048E+03	0.0023	33
3	1000001	6.0409E+02	0.0014	(34 35)
4	1000002	7.4344E+02	0.0031	({ 36 - 43 })
5	44	3.1743E+02	0.0037	44
6	45	3.7811E+04	0.0007	45
7	46	2.6157E+00	0.0204	46
8	47	7.6050E+00	0.0128	47
9	48	1.5862E+01	0.0094	48
10	49	1.4153E+03	0.0009	49
11	50	3.2468E+01	0.0058	50

[T - Track]

title = Boron Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s/source)
 mesh = reg #mesh type is region wise
 reg = 32 33 (34 35) (36 37 38 39 40 41 42 43) 44 45 46 47 48 49 50
 e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
 ne = 1 # number of e-mesh points
 0 5e-7
 trcl = 5
 unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
 material = all # D=all) number of specific material
 part = neutron # tallied particle are neutron
 axis = reg # axis of output
 t-type = 1
 nt = 1
 0 1.0e9
 file = Dosisserapboron.out # file name of output for the above axis

```

epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
y-txt = Dose Rate (Gy/s/source)
multiplier = 10
part = neutron
emax = 20

```

	mat	mset1
1	(1.07E-16	2003 1 -4)
2	(6.68E-18	2003 1 -4)
3	(6.68E-18	2003 1 -4)
4	(1.67E-18	2003 1 -4)
5	(1.67E-18	2003 1 -4)
6	(1.67E-18	2003 1 -4)
7	(1.67E-18	2003 1 -4)
8	(1.67E-18	2003 1 -4)
9	(1.67E-18	2003 1 -4)
21	(1.67E-18	2003 1 -4)

[T - Track]

```

title = Neutron Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s/source)
mesh = reg #mesh type is region wise
reg = 32 33 (34 35) (36 37 38 39 40 41 42 43) 44 45 46 47 48 49 50
e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
ne = 1 # number of e-mesh points
    0 5e-7
trcl = 5
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
material = all # D=all) number of specific material
part = neutron # tallied particle are neutron
axis = reg # axis of output
t-type = 1
    nt = 1
        0 1.0e9
file = Dosisserapneutron.out # file name of output for the above axis
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
y-txt = Dose Rate (Gy/s/source)
multiplier = 10
part = neutron
emax = 20

```

	mat	mset1
1	(9.54E-13	2001 1 -4)
2	(9.92E-13	2001 1 -4)
3	(9.92E-13	2001 1 -4)
4	(9.92E-13	2001 1 -4)
5	(1.01E-12	2001 1 -4)
6	(8.58E-13	2001 1 -4)
7	(1.00E-12	2001 1 -4)

8 (9.54E-13 2001 1 -4)
 9 (4.05E-13 2001 1 -4)
 21 (1.00E-12 2001 1 -4)

[T - Track]

title = Gama Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s/source)
 mesh = reg #mesh type is region wise
 reg = 32 33 (34 35) (36 37 38 39 40 41 42 43) 44 45 46 47 48 49 50
 e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
 ne = 1 # number of e-mesh points
 0 2.23
 trcl = 5
 unit = 1 # unit is [1/cm²/source]
 material = all # D=all) number of specific material
 part = photon # tallied particle are neutron
 axis = reg # axis of output
 t-type = 1
 nt = 1
 0 1.0e9
 file = Dosisserapgama.out # file name of output for the above axis
 epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
 gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
 y-txt = Dose Rate (Gy/s/source)
 multiplier = 10
 part = photon
 emax = 20

	mat	mset1
1	(3.72E-14	1 -5 -6)
2	(3.87E-14	2 -5 -6)
3	(3.87E-14	3 -5 -6)
4	(3.87E-14	4 -5 -6)
5	(3.47E-15	5 -5 -6)
6	(3.41E-14	6 -5 -6)
7	(1.47E-14	7 -5 -6)
8	(3.01E-15	8 -5 -6)
9	(8.27E-16	9 -5 -6)
21	(3.44E-15	21 -5 -6)

[T - Track]

title = Proton Absorbed Dose Rate in Organ (Gy/s/source)
 mesh = reg #mesh type is region wise
 reg = 32 33 (34 35) (36 37 38 39 40 41 42 43) 44 45 46 47 48 49 50
 e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
 ne = 1 # number of e-mesh points
 0 5e-7
 trcl = 5
 unit = 1 # unit is [1/cm²/source]
 material = all # D=all) number of specific material

```

part = neutron # tallied particle are neutron
axis = reg # axis of output
t-type = 1
  nt = 1
    0 1.0e9
file = Dosisserapproton.out # file name of output for the above axis
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
y-txt = Dose Rate (Gy/s/source)
  multiplier = 10
  part = neutron
  emax = 20

```

	mat	mset1
1	(3.10E-14	2002 1 -4)
2	(2.20E-14	2002 1 -4)
3	(2.20E-14	2002 1 -4)
4	(2.20E-14	2002 1 -4)
5	(1.86E-14	2002 1 -4)
6	(1.99E-14	2002 1 -4)
7	(1.99E-14	2002 1 -4)
8	(1.86E-14	2002 1 -4)
9	(2.89E-14	2002 1 -4)
21	(1.99E-14	2002 1 -4)

[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 = -160. # minimum value of x-mesh points
xmax = 50. # maximum value of x-mesh points
y-type = 1 # y-mesh is given by the below data
  ny = 1 # number of y-mesh points
    0 2
z-type = 2 # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
  nz = 200 # number of z-mesh points
zmin = -50. # minimum value of z-mesh points
zmax = 170. # maximum value of z-mesh points
part = neutron
e-type = 1 # e-mesh is given by the below data
ne = 1 # number of e-mesh points
  0. 1000.
unit = 1 # unit is [1/cm^2/source]
axis = xz # axis of output
file = track_xz.out # file name of output for the above axis
title = Check source direction using [T-track] tally
gshow = 1 # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1 # (D=0) generate eps file by ANGEL

```

```

[ T - T r a c k ]
mesh = xyz          # mesh type is xyz scoring mesh
x-type = 2          # z-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
nx = 200            # number of z-mesh points
xmin = -120.        # minimum value of z-mesh points
xmax = 100.         # maximum value of z-mesh points
y-type = 2          # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
ny = 200            # number of x-mesh points
ymin = -140.        # minimum value of x-mesh points
ymax = 50.          # maximum value of x-mesh points
z-type = 1          # y-mesh is given by the below data
  nz = 1            # number of y-mesh points
    52.5 54.5
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 = xy           # axis of output
file = track_xy.out # file name of output for the above axis
title = Track Detection using [T-track] tally
gshow = 1           # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg, 4:bnd+lat
epsout = 1          # (D=0) generate eps file by ANGEL

```

[End]

LAMPIRAN B Tabel Laju Dosis Serap Boron, Neutron, Proton, dan Gama

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Serap Boron (10^{-5}) (Gy/s)	Laju Dosis Serap Neutron (10^{-5}) (Gy/s)	Laju Dosis Serap Proton (10^{-5}) (Gy/s)	Laju Dosis Serap Gama (10^{-5}) (Gy/s)
GTV	60	128	0.144	12.8	1.28
	80	169	0.142	12.3	1.27
	100	211	0.137	12.2	1.27
	120	261	0.138	12.6	1.27
	150	326	0.142	12.6	1.31
CTV	60	7,73	0,140	8,51	2,23
	80	10,3	0,139	8,47	2,23
	100	12,8	0,139	8,44	2,23
	120	15,4	0,14	8,51	2,23
	150	20,2	0,146	8,90	2,25
PTV	60	7,39	0,134	8,14	2,68
	80	9,80	0,133	8,10	2,70
	100	12,0	0,130	7,90	2,23
	120	14,2	0.134	8.14	2.68
	150	18,0	0,120	7,93	2,75
Kulit	60	0,147	0,00436	0,852	0,00406
	80	0,196	0,00435	0,851	0,00405
	100	0,245	0,00436	0,853	0,00406
	120	0.296	0.00436	0.853	0.00406
	150	0,368	0,00436	0,852	0,00404
Tulang Rusuk	60	0,224	0,0140	0,893	0,223
	80	0,297	0,0139	0,886	0,221
	100	0,369	0,0139	0,886	0,221
	120	0.445	0.0139	0.884	0.222

	150	0,552	0,0138	0,880	0,221
Paru-paru kanan	60	1,02	0,0742	4,51	1,28
	80	1,36	0,0738	4,49	1,29
	100	1,70	0,0740	4,50	1,29
	120	2,05	0,0739	4,49	1,29
	150	2,54	0,0769	4,48	1,29
Paru-paru kiri	60	0,0585	0,00424	0,258	0,246
	80	0,0797	0,00433	0,263	0,248
	100	0,0988	0,00431	0,262	0,247
	120	0,117	0,00432	0,257	0,252
	150	0,146	0,00422	0,256	0,251
Jantung	60	0,107	0,00778	0,425	0,475
	80	0,141	0,00770	0,420	0,478
	100	0,175	0,00771	0,421	0,481
	120	0,213	0,00775	0,432	0,483
	150	0,263	0,00769	0,420	0,485
Esofagus	60	0,159	0,0116	0,633	0,0446
	80	0,214	0,0117	0,638	0,0447
	100	0,257	0,0113	0,616	0,0446
	120	0,357	0,0130	0,709	0,0455
	150	0,368	0,0112	0,611	0,0441
Tulang Belakang	60	0,0654	0,00455	0,243	0,0275
	80	0,0503	0,00460	0,246	0,0279
	100	0,0989	0,00414	0,222	0,0272
	120	0,123	0,00428	0,229	0,0267
	150	0,146	0,00408	0,218	0,0272

LAMPIRAN C Tabel Laju Dosis Ekuivalen dan Laju Dosis Efektif

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Ekuivalen (10^{-5}) (Sv/s)	Laju Dosis Efektif (10^{-5}) (Sv/s)
GTV	60	545	65,4
	80	683	82
	100	841	101
	120	1030	124
	150	1280	154
CTV	60	59,3	7,12
	80	68,8	8,25
	100	78,3	9,4
	120	88,5	10,6
	150	108	13
PTV	60	57,2	6,87
	80	66,3	7,98
	100	73,9	8,87
	120	82,2	9,87
	150	96,9	11,6
Kulit	60	2,94	0,294
	80	3,00	0,294
	100	3,09	0,309
	120	3,13	0,313
	150	3,22	0,322
Tulang Rusuk	60	3,42	0,342
	80	3,49	0,342
	100	3,58	0,358
	120	3,68	0,368
	150	3,80	0,380
Paru-paru kanan	60	17,3	20,8
	80	17,7	21,2

	100	18,1	21,8
	120	18,6	22,3
	150	19,24	23
Paru-paru kiri	60	1,16	1,39
	80	1,21	1,45
	100	1,23	1,47
	120	1,24	1,49
	150	1,27	1,53
Jantung	60	1,57	1,88
	80	1,60	1,88
	100	1,65	1,98
	120	1,70	2,04
	150	1,76	2,11
Esofagus	60	2,32	0,926
	80	2,40	0,960
	100	2,39	0,954
	120	2,82	0,961
	150	2,51	1,01
Tulang Belakang	60	0,906	0,0906
	80	1,09	0,109
	100	0,878	0,0878
	120	0,932	0,0932
	150	0,928	0,0928

LAMPIRAN D Tabel Dosis Ekuivalen

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Ekuivalen (Sv)
GTV	60	50
	80	50
	100	50
	120	50
	150	50
CTV	60	5,44
	80	5,03
	100	4,66
	120	4,3
	150	4,2
PTV	60	5,25
	80	4,38
	100	4,4
	120	3,98
	150	3,78
Kulit	60	0,27
	80	0,219
	100	0,184
	120	0,152
	150	0,126
Tulang	60	0,314
	80	0,255
	100	0,213
	120	0,178
	150	0,148
Paru-paru kanan	60	1,59
	80	1,29

	100	1,08
	120	0,898
	150	0,7
Paru-paru kiri	60	0,1060
	80	0,0884
	100	0,0730
	120	0,0601
	150	0,0497
Jantung	60	0,144
	80	0,117
	100	0,098
	120	0,0825
	150	0,0686
Esofagus	60	0,213
	80	0,176
	100	0,142
	120	0,137
	150	0,0981
Tulang Belakang	60	0,0832
	80	0,0801
	100	0,0520
	120	0,0451
	150	0,0362

LAMPIRAN E Tabel Dosis Efektif

Organ	Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Dosis Efektif (Sv)
Kulit	60	0,00270
	80	0,00219
	100	0,00184
	120	0,00152
	150	0,00126
Tulang Rusuk	60	0,00314
	80	0,00255
	100	0,00213
	120	0,00178
	150	0,00148
Paru-paru kanan	60	0,191
	80	0,155
	100	0,129
	120	0,108
	150	0,0898
Paru-paru kiri	60	0,0128
	80	0,0106
	100	0,00876
	120	0,00721
	150	0,00596
Jantung	60	0,0173
	80	0,0141
	100	0,0118
	120	0,0099
	150	0,0082
Esofagus	60	0,00850
	80	0,00703

	100	0,00568
	120	0,00546
	150	0,00392
Tulang Belakang	60	0,000832
	80	0,000801
	100	0,000522
	120	0,000451
	150	0,000362



KEMENTERIAN AGAMA RI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM MALANG
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI

JURUSAN FISIKA

Jl. Gajayana No. 50 Malang 65144 Telp. / Fax. (0341) 558933
Website : <http://fisika.uin-malang.ac.id>, e-mail : Fis@uin-malang.ac.id

BUKTI KONSULTASI SKRIPSI

Nama : Hanifa Fithraturrahma
NIM : 17640056
Fakultas/Program Studi : Sains dan Teknologi/Fisika
Judul Skripsi : Analisis Dosis Radiasi Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Terapi Kanker Paru-paru Menggunakan Aplikasi PHITS Versi 3.20
Pembimbing 1 : Dr. Imam Tazi, M.Si
Pembimbing 2 : Drs. Abdul Basid, M.Si

• **Konsultasi Fisika**

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1.	5 Maret 2021	Konsultasi BAB 1, 2, dan 3	
2.	6 Maret 2021	Revisi BAB 1, 2, dan 3	
3.	20 Maret 2021	Acc Bab 1, 2, dan 3	
3.	30 November 2022	Konsultasi BAB 4	
4.	19 Januari 2023	Konsultasi BAB 4 dan Acc	
5.	20 Februari 2023	Konsultasi BAB 5	

• **Konsultasi Integrasi**

No	Tanggal	Hal	Tanda Tangan
1.	26 Januari 2023	Integrasi BAB 1 dan 2	
2.	20 Februari 2023	Integrasi BAB 4	
3.	28 Februari 2023	Integrasi BAB 1, 2, 4, dan Acc	



Malang, 23 Februari 2023
Mengetahui,
Ketua Program Studi,

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