

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE*
THERAPY (BNCT) PADA KANKER OTAK
BERBASIS SIKLOTRON MENGGUNAKAN
SIMULASI APLIKASI PHITS**

SKRIPSI

Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Syarat Guna Memperoleh
Gelar Sarjana Sains
dalam Ilmu Fisika



Oleh : **MUHAMMAD GHOZALI**

NIM : 1708026010

FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO
SEMARANG

2024

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Muhammad Ghozali

NIM : 1708026010

Jurusan/Program Studi : Fisika/ Fisika

Menyatakan bahwa skripsi yang berjudul :

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY*
(BNCT) PADA KANKER OTAK BERBASIS SIKLOTRON
MENGUNAKAN SIMULASI APLIKASI PHITS**

Secara keseluruhan adalah hasil penelitian/karya saya sendiri,
kecuali bagian tertentu yang dirujuk sumbernya.

Semarang, 14 Juni 2024

Pembuat Pernyataan,



Muhammad Ghozali

NIM : 1708026010



KEMENTERIAN AGAMA
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI WALISONGO
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
Jl. Prof. Dr. Hamka Ngaliyan Semarang
Telp.024-7601295 Fax.7615387

PENGESAHAN

Naskah Proposal skripsi berikut ini :

Judul : **ANALISIS DOSIS BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) PADA KANKER OTAK BERBASIS SIKLOTRON MENGGUNAKAN SIMULASI APLIKASI PHITS**

Penulis : Muhammad Ghozali

NIM : 1708026010

Jurusan : Fisika

Telah diujikan dalam sidang *tugas akhir* oleh Dewan Penguji Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo dan dapat diterima sebagai salah satu syarat memperoleh gelar sarjana dalam Ilmu Fisika.

Semarang, 26 Juni 2024

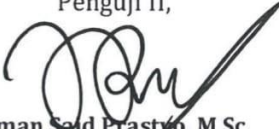
DEWAN PENGUJI

Penguji I,


Arsini, M.Sc.

NIP : 19840812 201101 2 010

Penguji II,


Irman Said Prastyo, M.Sc.

NIP : 19911228 201903 1 009

Penguji III,



Dr. Susilawati, M.Pd.

NIP : 19860512 201903 2 010

Penguji IV,



Sheila Rully Anggita, S.Pd., M.Si.

NIP : 19900505 201903 2 017

Pembimbing I,



Heni Sumarti, M.Si.

NIP : 19871011 201903 2 009

NOTA DINAS

Semarang, 14 Juni 2024

Yth. Ketua Program Studi Fisika
Fakultas Sains dan Teknologi
UIN Walisongo Semarang

Assalamu'alaikum wr. wb.

Dengan ini diberitahukan bahwa saya telah melakukan bimbingan, arahan dan koreksi naskah skripsi dengan :

Judul : **ANALISIS DOSIS BORON NEUTRON CAPTURE
THERAPY (BNCT) PADA KANKER OTAK
BERBASIS SIKLOTRON MENGGUNAKAN
SIMULASI APLIKASI PHITS**

Nama : Muhammad Ghozali

NIM : 1708026010

Jurusan : Fisika

Saya memandang bahwa naskah skripsi tersebut sudah dapat diajukan kepada Fakultas Sains dan Teknologi UIN Walisongo untuk diujikan dalam Sidang Munaqasyah.

Wassalamu'alaikum wr. wb.

Pembimbing I,



Heni Sumarti, M.Si.

NIP : 19871011 201903 2 009

ABSTRAK

Penelitian yang dilakukan bertujuan untuk mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap nilai laju dosis boron, waktu iradiasi dan dosis serap. Pengobatan kanker saat ini masih memberikan efek deterministik (reaksi jaringan) radiasi bagi pasien dan waktu terapi yang lama. Oleh karena itu, peneliti melakukan penelitian tentang *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) dalam pengobatan kepada pasien kanker yang lebih selektif untuk menghancurkan sel-sel kanker dan aman karena tidak merusak jaringan-jaringan sehat di sekitarnya serta terapinya memerlukan waktu yang singkat. Jenis penelitian yang dilakukan merupakan penelitian kuantitatif eksperimen. Metode penelitian dengan simulasi menggunakan aplikasi Particle and Heavy Ions Transport code System (PHITS) pada proses terapi *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) kepada pasien kanker otak jenis Glioma stadium 4 yang disebut *Glioblastoma Multiforme*. Pemodelan pasien berdasarkan pada Oak Ridge National Laboratory-Medical Internal Radiation Dose (ORNL-MIRD) *phantom* pada pria dewasa yang mempunyai diameter kanker otak sebesar 4 cm di kedalaman 7 cm dengan sumber neutron dari Siklotron 30 MeV. Konsentrasi boron yang digunakan ada 3 variasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Berdasarkan hasil penelitian pada konsentrasi boron sebanyak 60 $\mu\text{g/g}$ di organ *Gross Total Volume* (GTV) atau pusat sel kanker dengan nilai laju dosis sebesar $11,160 \times 10^{-2}$ Gy/s sehingga mempercepat waktu iradiasi dalam jangka waktu 4 menit 48 detik dan dosis serap meningkat sebesar 30 Gy. Dengan demikian, bisa disimpulkan bahwa semakin tinggi konsentrasi boron maka nilai laju dosis boron semakin cepat, dosis serap semakin besar dan semakin cepat pula waktu iradiasi ketika pelaksanaan terapi kanker otak.

Kata Kunci: Kanker Otak, Dosis Boron, Siklotron, BNCT, PHITS

KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Wr. Wb.

Alhamdulillahirabbil'amin, segala puji atas kehadiran Allah *Subhanahu Wa Ta'ala* yang telah melimpahkan rahmat, nikmat, hidayah, pertolongan dan kemudahan sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan lancar. Shalawat dan salam semoga senantiasa tercurahkan kepada baginda Nabi Muhammad *Shalallahu 'Alaihi Wasallam* yang telah diutus untuk membimbing dan membawa umat-Nya ke jalan yang benar sehingga dapat menjalani kehidupan yang lebih baik.

Skripsi yang berjudul **“Analisis Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Otak Berbasis Siklotron Menggunakan Simulasi Aplikasi PHITS”** ini merupakan tugas akhir dalam menempuh studi sarjana prodi Fisika di UIN Walisongo Semarang. Banyak pihak yang telah ikut berkontribusi dalam penyelesaian tugas akhir ini. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih sebanyak-banyaknya kepada :

1. Prof. Dr. Nizar, M.Ag., selaku Rektor Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.
2. Prof. Dr. H. Musahadi, M.Ag., selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.

3. Alwiyah Nurhayati, M.Si., Ph.D., selaku Ketua Program Studi Fisika dan Muhammad Ardhi Khalif, M.Sc., selaku Sekretaris Program Studi Fisika Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.
4. Hartono, M.Sc., selaku Dosen Wali kelas Fisika 2017 UIN Walisongo Semarang.
5. Heni Sumarti, M.Si., selaku Pembimbing I yang selalu memberi bimbingan, arahan dan dorongan penuh pengertian dalam proses penyusunan tugas akhir hingga selesai dengan baik.
6. Prof. Ir. Yohannes Sardjono, selaku Pembimbing Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) dan para staf ahli, para peneliti BRIN dan teman-teman tugas akhir di BRIN, yang telah memberikan bimbingan, bantuan, kritik dan saran kepada penulis.
7. Dr. Laksana Tri Handoko, M.Sc., selaku Kepala Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) dan Dr.rer.Biol.Hum. Heru Prasetio, M.Si., selaku Kepala Pusat Riset Teknologi Keselamatan, Metrologi dan Mutu Nuklir (PRTKMMN) BRIN.
8. Arsini, M.Sc., Irman Said Prastyo, M.Sc., Dr. Susilawati, M.Pd., Sheilla Rully Anggita, S.Pd., M.Si., yang telah memberikan arahan, saran dan masukan kepada penulis.

9. Agus Sudarmanto, M.Si., Muhammad Izzatul Faqih, M.Pd., Edi Daenuri Anwar, M.Si., Dr. Hamdan Hadi Kusuma, S.Pd., M.Sc., Dr. Joko Budi Poernomo M.Pd., Dr. Andi Fadllan, S.Si., M.Sc., Dr. Fachrizal Rian Pratama, M.Sc., Drs. H. Jasuri, M.Si., Drs. H. Agus Sholeh, M.Ag., Deni Ebit Nugroho, S.Si., M.Pd., Teguh Wibowo, M.Pd., Muhammad Zammi, M.Pd., Ahmad Minanur Rohim, M.Pd., Istikomah, M.Sc., Qisthi Fariyani, M.Pd., Affa Ardhi Saputri, M.Pd., Hesti Khuzaimah Nurul Yusufiyah, M.Eng., Biaunik Niski Kumila, M.S., Siti Mukhlishoh Setyawati S.Si., M.Si., Dr. Fihris, M.Ag dan Widyastuti, S.Pd., yang selalu memberikan banyak sekali ilmu pengetahuan, pengarahan, nasihat, semangat dan motivasi kepada penulis.
10. Segenap Dosen, Staf dan Sivitas Akademika Jurusan Fisika dan semua Jurusan di Fakultas Sains dan Teknologi serta seluruh Fakultas di Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang, yang telah memberikan ilmu pengetahuan dan pemahaman.
11. Kedua orang tua penulis, Bapak Sariyono dan Ibu Machmudah, kemudian seluruh saudara serta keluarga besar penulis, yang selalu memberikan doa, dukungan, semangat dan kasih sayang kepada penulis sehingga menyelesaikan studi dengan baik dan lancar.

12. Para Guru, Ustaz, Kiai dan Habaib, yang selalu medoakan yang terbaik demi kelancaran dalam menyelesaikan tugas akhir, memberikan amalan, ajaran yang baik dan segenap ilmu kepada penulis.
13. Keluarga besar Trisiyahanawati, A.Ma. dan Dra. Eko Gustini Wardani Pramukawati sekeluarga, yang telah berjasa menerima penulis selama tinggal di Semarang dan meberikan banyak sekali ilmu, pengalaman, bantuan, semangat, motivasi dan nasihat kepada penulis.
14. Keluarga besar Bapak Shodiqin, Bapak Agus Mukhib, Mbak Haya Okta Fikriya, Mas Arya Andi Irawan, Mas Thuba, Mas Ahith, Mas Ilham, Mas Rouf, yang selalu memberikan bantuan, motivasi, semangat dan juga membantu penulis dalam menyelesaikan tugas akhir.
15. Keluarga besar H. M. Nasir, S.H. dan para pengurus masjid Al-Barokah Semarang, Mas Lutfi, Mas Syahru, Mas Zaldi, dkk., yang telah memberikan nasihat dan bimbingan kepada penulis.
16. Keluarga besar KKN MIT DR-11 2021 Kelompok 25 dan seluruh masyarakat Kelurahan Gondoriyo, Kota Semarang, yang saling berbagi kebersamaan, kebahagiaan dan pengalaman kepada penulis.

17. Keluarga besar Himpunan Mahasiswa Jurusan (HMJ) Fisika 2018, Ikatan Mahasiswa Fisika (IMF), Ikatan Himpunan Mahasiswa Fisika Indonesia (IHAMAFI), GSC, KSFM, ELINS, KPFT, KBKFM, seluruh organisasi intra dan ekstra kampus serta UKM Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang, yang telah memberikan semangat dan dukungan kepada penulis.
18. Keluarga besar Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang, teman-teman kelas Fisika dan Pendidikan Fisika 2017 serta kakak tingkat Jurusan Fisika, sekaligus semua Jurusan di FST serta seluruh Fakultas, yang selalu memberikan motivasi kepada penulis.
19. Seluruh teman dan sahabat penulis, Muhammad Arinal Haq, Abdun Nafi', Syifaudin, Dimas Ilham Alkhafidl, Ahmad Andrian, Irfan Surya Ardi Purnomo, Pakeh Silasah Haryanto, Reza Dzulqarnain Hamid, Muhammad Fauzi Dahlan, Muhammad Fiqi Rohmansyah, Muhammad Dony Maulana, Muhammad Riyandi, Muhammad Fawwaz Baha', Khoerul Mutaqin, Wahfi'uddin Luthfi Ni'am, Nita Syifaur Rohmah, Melly Astrida Nur, Lailatul Izzah Maghfiroh, Ema Safitri, Ainun Hikmah dan semuanya tanpa terkecuali, yang selalu memberikan semangat dan dukungan kepada penulis.

20. Seluruh pihak yang tidak bisa disebutkan satu per satu yang selalu memberikan doa, motivasi dan semangat kepada penulis demi terselesaikannya tugas akhir ini.

Dari segala banyak bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak dalam penulisan tugas akhir, penulis hanya dapat mendoakan dan mengucapkan *Jazakumullah ahsanal jaza'*. Dalam penulisan tugas akhir ini, penulis menyadari masih banyak kesalahan dan kekurangan dalam tugas akhir ini sehingga kritik dan saran sungguh diharapkan dalam perbaikan tugas akhir ini. Dengan ridha Allah SWT, penulis berharap agar tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi penulis dan para pembaca.

Wassalamu'alaikum Wr. Wb.

Semarang, 21 Juni 2024

Penulis,



Muhammad Ghozali
NIM. 1708026010

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
PERNYATAAN KEASLIAN.....	ii
PENGESAHAN.....	iii
NOTA PEMBIMBING.....	iv
ABSTRAK	v
KATA PENGANTAR.....	vi
DAFTAR ISI	xii
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR GAMBAR.....	xv
DAFTAR LAMPIRAN	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
A. Latar Belakang Masalah	1
B. Rumusan Masalah	10
C. Batasan Masalah	10
D. Tujuan Penelitian	11
E. Manfaat Penelitian	11
BAB II LANDASAN PUSTAKA	13
A. Kajian Teori.....	13
B. Kajian Penelitian yang Relevan	44
BAB III METODE PENELITIAN.....	65
A. Jenis Penelitian.....	65
B. Tempat dan Waktu Penelitian.....	65
C. Alat dan Bahan.....	66
D. Variabel Penelitian	69
E. Pengolahan Data.....	73
F. Teknik Analisis Data	77

BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN	81
A. Geometri Organ dan Sel Kanker Otak.....	81
B. Penyinaran Fluks Neutron.....	83
C. Laju Dosis Boron.....	84
D. Waktu Iradiasi.....	90
E. Dosis Serap	91
BAB V SIMPULAN DAN SARAN	93
A. Simpulan.....	93
B. Saran.....	94
DAFTAR PUSTAKA	95
LAMPIRAN	118
RIWAYAT HIDUP	174

DAFTAR TABEL

Tabel	Judul	Halaman
Tabel 2.1	Parameter Sumber Neutron Berdasarkan Rekomendasi IAEA	31
Tabel 2.2	Spesifikasi Siklotron HM-30	35
Tabel 2.3	Nilai Koefisien Korelasi	43
Tabel 3.1	Massa Jenis Masing-Masing Organ	74

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Judul	Halaman
Gambar 2.1	Prinsip Kerja BNCT (Kumaeda <i>et al.</i> , 2009)	20
Gambar 2.2	Proses BNCT pada Pasien Kanker Otak (Kumada <i>et al.</i> , 2023)	21
Gambar 2.3	Ruang terapi metode BNCT (Mitsumoto <i>et al.</i> , 2010)	29
Gambar 2.4	Prinsip Kerja Siklotron (Blasco, 2018)	33
Gambar 2.5	Siklotron HM-30 (Mitsumoto <i>et al.</i> , 2010)	35
Gambar 2.6	Tata Letak Sistem BNCT dengan Siklotron 30 MeV di KURRI (Mitsumoto <i>et al.</i> , 2010)	36
Gambar 2.7	Senyawa BSH dan BPA (Imperio & Panza, 2022)	38
Gambar 2.8	Beberapa Penelitian oleh PHITS (JAEA, 2024)	40
Gambar 3.1	Pemodelan dan Geometri Iradiasi dari ORNL-MIRD <i>phantom</i> (Ahmadi Ganjeh & Eslami-Kalantari, 2019)	67
Gambar 3.2	Fluks Neutron Termal pada Fantom Air Berbentuk Silinder (Mitsumoto <i>et al.</i> , 2010)	70
Gambar 3.3	<i>Target Volume</i> Berdasarkan Pedoman ICRU (Skarsgard <i>et al.</i> , 2010)	71
Gambar 3.4	Pembagian Daerah <i>Target Volume</i> Iradiasi (Correia <i>et al.</i> , 2019)	72
Gambar 3.5	Diagram Alir Penelitian	78
Gambar 4.1	Simulasi Geometri Organ dan Sel Kanker Otak (<i>Glioblastoma Multiforme</i>)	82
Gambar 4.2	Simulasi Geometri Organ dan Sel Kanker Otak (<i>Glioblastoma Multiforme</i>) dalam Bentuk 3 Dimensi	82

Gambar 4.3	Simulasi Penyinaran Fluks Neutron dengan Konsentrasi Boron pada 20 $\mu\text{g/g}$ Jaringan Kanker	83
Gambar 4.4	Nilai Laju Dosis Boron pada Masing-Masing Organ	85
Gambar 4.5	Grafik Nilai Laju Dosis Boron terhadap Konsentrasi Boron pada GTV	89
Gambar 4.6	Grafik Waktu Iradiasi terhadap Konsentrasi Boron pada GTV	90
Gambar 4.7	Nilai Dosis Serap pada Masing-Masing Organ	92

DAFTAR LAMPIRAN

		Halaman
Lampiran 1	Hasil Data Penelitian	118
Lampiran 2	Hasil Simulasi Penyinaran Fluks Neutron	120
Lampiran 3	Fasilitas Akselerator untuk BNCT	121
Lampiran 4	<i>Input Code</i> PHITS	123
Lampiran 5	<i>Source Code</i> PHITS	130
Lampiran 6	Perhitungan Laju Dosis Boron	146
Lampiran 7	Perhitungan Waktu Iradiasi	168
Lampiran 8	Perhitungan Dosis Serap	169
Lampiran 9	Lisensi Aplikasi PHITS dari JAEA	172
Lampiran 10	Hasil Cek Plagiasi	173

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang Masalah

Zaman sekarang ini ada beberapa penyakit mematikan salah satunya adalah kanker. Kanker adalah penyakit yang sangat berbahaya akibat dari pertumbuhan massa sel yang tidak terkendali dan penyebaran sel yang tidak normal ke jaringan lainnya. Berdasarkan data International Agency for Research on Cancer (IARC) tahun 2020 sebanyak 10 juta orang meninggal dunia karena mengidap kanker (IARC, 2020).

Menurut data Global Cancer Observatory-Global Burden of Cancer (GLOBOCAN) pada tahun 2020 ada 19,3 juta kasus baru di antaranya 49,3% berada di wilayah Asia, sedangkan 22,8% di Eropa, lalu 20,9% di Amerika, kemudian 5,7% di Afrika dan 1,3% di Oceania (Globocan, 2020). Hal tersebut menjadikan kanker sebagai penyakit nomor dua mematikan di dunia setelah penyakit kardiovaskular (Kocarnik *et al.*, 2022). Dengan angka kematian penderita kanker sebanyak 10,08 juta penduduk dunia, sedangkan penyakit kardiovaskular mencapai 18,56 juta (Roser, 2018).

Pada tahun 2016, jumlah kasus baru kanker di Indonesia sebanyak 340.045 orang mengidap kanker dan jumlah kematian akibat kanker di Indonesia mencapai 198.831 orang, selanjutnya pada tahun 2018, jumlah kasus baru kanker di Indonesia sebanyak 348.809 orang mengidap kanker dan jumlah kematian akibat kanker di Indonesia mencapai 207.218 orang (Bray *et al.*, 2018). Pada tahun 2020, jumlah kasus baru kanker sebanyak 396.914 orang dengan kematian sebesar 234.511 orang akibat kanker dari total 273.523.621 populasi Indonesia pada tahun 2020 sehingga kasus kanker di Indonesia terus meningkat tiap tahun (Sung *et al.*, 2021).

Menurut data Kementerian Kesehatan Republik Indonesia (Kemenkes RI) tahun 2020, angka kejadian penyakit kanker di Indonesia berada pada posisi pertama di Asia Tenggara mencapai 396.914 orang, diikuti Thailand peringkat kedua dengan 187.677 orang dan Vietnam diperingkat ketiga dengan 181.333 orang (Pulungan & Hardy, 2020).

Tingginya angka kejadian kanker di Indonesia didominasi oleh kanker payudara sebanyak 65.858 orang dengan angka kematian mencapai 22.430 orang, lalu kanker leher rahim (serviks) sebanyak 36.633 orang dengan angka kematian mencapai 21.003 orang, kemudian kanker paru-paru sebanyak 34.783 orang dengan angka kematian mencapai 30.843 orang, selanjutnya kanker hati (*liver*) sebanyak 21.392 orang dengan

angka kematian mencapai 20.920 orang, lalu kanker otak, *Central Nervous System* (CNS) sebanyak 5.964 orang dengan angka kematian mencapai 5.298 orang (Sutnick & Gunawan, 2020).

Salah satu kanker yang disebutkan, yaitu kanker otak. Kanker ini bermula ketika sel-sel di jaringan otak tumbuh secara tidak wajar dan menyebar dengan cepat di otak. Gejala yang muncul, yaitu sakit kepala, mati rasa, mual, muntah dan kejang (Perkins *et al.*, 2016). Kanker otak di Indonesia menduduki peringkat ke-15 dari sekian banyak penyakit kanker. Kasus baru angka kejadian kanker otak di Indonesia pada tahun 2016 sebanyak 15.103 orang dengan angka kematian mencapai 8.286 orang, kemudian pada tahun 2018 sebanyak 16.499 orang dengan angka kematian mencapai 9.418 orang, lalu pada tahun 2020 sebanyak 17.895 orang dengan angka kematian mencapai 10.550 orang, dalam hal ini tiap tahun kasus kanker otak di Indonesia semakin meningkat (Sung *et al.*, 2021).

Sebagian besar kanker otak disebabkan oleh kanker yang berasal dari bagian tubuh lain dan menyebar ke otak melalui pembuluh darah yang disebut sebagai tumor sekunder. Beberapa jenis kanker yang dapat menyebar ke otak termasuk kanker paru-paru, kanker payudara, kanker usus besar dan kanker kulit (*melanoma*). Beberapa faktor yang dapat meningkatkan risiko kanker otak meliputi usia, keturunan atau

riwayat keluarga dengan kanker otak, paparan radioterapi pada bagian kepala, obat, pengobatan dan kondisi genetik tertentu atau kelainan gen yang diwariskan oleh orang tua (Kemenkes RI, 2023).

Kebanyakan jenis kanker otak yang diderita adalah *Glioblastoma Multiforme* (GBM), ternyata paling berbahaya. GBM ini masuk dalam kelompok glioma stadium 4 berdasarkan klasifikasi World Health Organization (WHO) yang mana kanker otak ini paling sering dialami orang dewasa dan juga memiliki prognosis yang sangat buruk (Komori, 2017). GBM merupakan tumor neuroepitel yang ganas (kanker) berasal dari sel-sel glia pendukung sistem saraf pusat. Pada histologis GBM telah diidentifikasi pada peningkatan level anaplasia (perubahan sel dalam suatu jaringan, baik ukuran, struktur maupun penyusunnya) dan agresivitas (Taylor *et al.*, 2019). Beberapa penelitian mempublikasikan bahwa kelangsungan hidup pasien penderita GBM lebih singkat dibandingkan dengan Astrositoma Anaplastik (Astrositoma stadium 3) (Tan *et al.*, 2020).

Semua jenis kanker khususnya kanker otak bisa sembuh dengan berbagai macam metode mulai dari pembedahan, radioterapi dan kemoterapi. Metode pembedahan ialah penyembuhan penyakit kanker dengan menghilangkan suatu jaringan tubuh yang terkena kanker, kemudian radioterapi merupakan penyembuhan kanker dengan membunuh sel-sel

kanker melalui terapi radiasi, selanjutnya kemoterapi ialah penyembuhan kanker pada pasien supaya mengonsumsi beberapa obat kimia (Navarro-Olvera *et al.*, 2017).

Pada perkembangan metode-metode tersebut masih belum maksimal, misalnya pembedahan hanya untuk kanker telah membesar dan berkembang, namun tidak bisa menyembuhkan kanker pada kondisi metastasis (stadium awal), lalu radioterapi bisa membunuh kanker, tetapi bisa merusak sel-sel di sekitar kanker tersebut, kemudian kemoterapi bisa mengakibatkan efek samping, seperti rambut rontok dan diare (Miller *et al.*, 2019).

Hal tersebut menjadikan beberapa metode yang telah ada mempunyai keterbatasan masing-masing maka dikembangkan sebuah metode terapi yang baru dan mempunyai efek samping sangat kecil yang dinamakan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) (Lan *et al.*, 2020). Metode BNCT menggunakan sumber neutron yang secara tak langsung ditransfer ke lokasi sel-sel kanker. Dasar dari BNCT ini mempunyai kemampuan isotop non-radioaktif, yaitu boron-10 yang dapat menangkap neutron termal sehingga mengakibatkan reaksi nuklir. Dari reaksi tersebut memproduksi dua partikel *Linear Energy Transfer* (LET) yang tinggi, di antaranya partikel alfa (α) dan litium (${}^7\text{Li}$). Energi dari partikel alfa sebesar $150 \text{ keV}/\mu\text{m}$ dan $175 \text{ keV}/\mu\text{m}$ pada inti litium dengan jarak tembus jaringan yang sangat

terbatas mempunyai ukuran diameter satu sel tunggal ($4\text{ }\mu\text{m}$ s/d $10\text{ }\mu\text{m}$). Energi besar yang dihasilkan mengakibatkan sel-sel kanker yang berisi boron-10 akan hancur dan tidak merusak jaringan sehat di sekitarnya (Matsuya *et al.*, 2020).

Adanya teknologi yang sudah berkembang sekarang ini, penelitian mengenai pentingnya konsentrasi boron terhadap laju dosis boron dengan meningkatkan konsentrasi boron. Penggunaan boron dipilih karena boron menyerap neutron sehingga menimbulkan interaksi neutron termal dan boron-10. Hal ini laju dosis boron semakin besar untuk membunuh sel kanker. Penelitian yang sekarang mengenai laju dosis boron dengan menambah konsentrasi boron. Boron merupakan salah satu komponen yang sangat penting di dalam terapi dengan metode BNCT karena boron yang bertugas menyerap neutron dan boron dapat terkonsentrasi sebanyak-banyaknya di dalam sel kanker, sedangkan boron seminimal mungkin pada jaringan sehat di sekitar kanker (Monti Hughes & Hu, 2023).

Boron dipilih karena sebagai senyawa terboronasi sebagai agen target (*targeting agent*) yang ideal karena boron mempunyai sifat di antaranya, selektivitas yang tinggi, toksisitas rendah, dapat larut di dalam air dengan baik karena sebagian besar dari sel adalah berupa air dan penyerapan yang tinggi oleh sel kanker. Dampaknya jika jumlah boron yang dimasukkan ke dalam tubuh pasien akan berpengaruh pada laju dosis boron.

Semakin banyak boron yang dimasukkan ke dalam tubuh pasien maka semakin cepat laju dosis boron yang mempunyai tenaga sangat besar sehingga bisa menembus dan menghancurkan sel kanker dengan mudah (Laudensia *et al.*, 2020).

Penelitian sebelumnya yang telah dilakukan oleh Mahmud (2017) menggunakan sumber radiasi neutron termal dari model Kolimator Kolom Termal Reaktor Riset Kartini memiliki daya 100 kW dengan simulasi pada program Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) versi 2.6.0. Variasi konsentrasi boron di antaranya 20 $\mu\text{g/g}$, 25 $\mu\text{g/g}$, 30 $\mu\text{g/g}$ dan 35 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker (Mahmud, 2017). Berdasarkan hal tersebut, penelitian dilakukan dengan menggunakan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dengan sumber radiasi neutron dari Siklotron berenergi 30 MeV dan variasi konsentrasi boron yang digunakan adalah 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

Penelitian sebelumnya juga dilakukan oleh Ramadhan (2018) dengan sumber neutron dari Reaktor Riset Kartini dengan daya 100 kW dan konsentrasi boron yang digunakan sebanyak 9 variasi antara lain 20 $\mu\text{g/g}$, 30 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$, 50 $\mu\text{g/g}$, 60 $\mu\text{g/g}$, 70 $\mu\text{g/g}$, 80 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$ dan 100 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker dengan simulasi program Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) (Ramadhan, 2018). Berdasarkan hal tersebut, penelitian yang dilakukan dengan

menggunakan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dengan sumber radiasi neutron dari Siklotron mempunyai energi 30 MeV dan variasi konsentrasi boron yang dipakai adalah 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

Penelitian sebelumnya yang telah dilakukan oleh Yosefany Maria Ursula (2019) menggunakan sumber neutron dari Reaktor Riset Kartini dengan daya 100 kW dengan simulasi pada perangkat lunak Monte Carlo Code for N-Particle 6 (MCNP6). Berdasarkan hal tersebut, penelitian dilakukan dengan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dengan sumber radiasi neutron dari Siklotron memiliki energi sebesar 30 MeV.

Penelitian sebelumnya juga dilakukan oleh Fajar Arianto (2022) dengan sumber neutron dari Reaktor Riset Kartini dengan daya 100 kW. Simulasi dengan *software* Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX). Model menggunakan ORNL-MIRD *head phantom* pada target sel kanker otak *Glioblastoma Multiforme* di kedalaman 8 cm (Arianto *et al.*, 2022). Berdasarkan hal tersebut, penelitian dilakukan dengan menggunakan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dengan sumber neutron termal berasal dari Siklotron berenergi 30 MeV.

Pemodelan pasien dengan ORNL-MIRD *phantom* untuk target sel kanker otak di kedalaman 7 cm.

Penelitian sebelumnya yang telah dilakukan oleh Liska Tri Handayani (2023) menggunakan sumber neutron dari Reaktor Riset Kartini dengan daya 100 kW dan pemberian konsentrasi boron sebesar 30 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker dengan simulasi program Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) (Handayani *et al.*, 2023). Berdasarkan hal tersebut, penelitian yang dilakukan dengan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33. Sumber radiasi neutron dari Siklotron mempunyai energi sebesar 30 MeV. Konsentrasi boron yang digunakan ada 3 variasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

BNCT menggunakan dua jenis neutron antara lain neutron termal dan neutron epitermal. Penggunaan neutron tersebut untuk sel-sel kanker yang berada di permukaan kulit dan terletak di kedalaman 8 cm hingga 10 cm dari permukaan kulit, supaya termoderasi dahulu oleh jaringan dalam tubuh maka pada saat sampai ke sel kanker telah berubah menjadi neutron termal. Dengan jangkauan yang sangat terbatas inilah hanya sedikit sel-sel sehat yang terpapar oleh radiasi (Mokhtari *et al.*, 2020). Hal ini perlu adanya penelitian dan pengembangan BNCT di Indonesia guna mengurangi angka kejadian penderita kanker terutama kanker otak jenis *Glioblastoma Multiforme*.

B. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang, permasalahan yang akan dikaji dalam penelitian ini adalah :

1. Bagaimana pengaruh konsentrasi boron terhadap nilai laju dosis boron pada pengobatan kanker otak dengan BNCT?
2. Bagaimana pengaruh konsentrasi boron terhadap waktu iradiasi pada pengobatan kanker otak dengan BNCT?
3. Bagaimana pengaruh konsentrasi boron terhadap dosis serap pada pengobatan kanker otak dengan BNCT?

C. Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian adalah :

1. Jenis kanker otak yang dipilih adalah Glioma tipe *Astrocytoma* stadium 4 disebut *Glioblastoma Multiforme* (GBM).
2. Lokasi kanker di bagian otak besar (*cerebrum*) tepatnya di Lobus Frontal di otak bagian tengah.
3. Ukuran kanker mempunyai diameter 4 cm.
4. Boron yang digunakan dalam pengobatan adalah Boron-10.
5. Variasi konsentrasi boron yang digunakan adalah 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.
6. Ukuran dan bentuk geometri otak mengikuti ORNL-MIRD *phantom* pada orang dewasa.

7. Simulasi yang digunakan adalah aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33.
8. Sumber neutron yang digunakan adalah jenis akselerator partikel, yaitu Siklotron dengan energi sebesar 30 MeV.

D. Tujuan Penelitian

Tujuan dalam penelitian adalah :

1. Untuk mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap nilai laju dosis boron pada pengobatan kanker otak dengan BNCT.
2. Untuk mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap waktu iradiasi pada pengobatan kanker otak dengan BNCT.
3. Untuk mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap dosis serap pada pengobatan kanker otak dengan BNCT.

E. Manfaat Penelitian

Manfaat pada penelitian adalah :

1. Bagi Peneliti dan Pembaca

Menambah wawasan pengetahuan tentang BNCT yang bisa diterapkan pada pasien kanker otak.

2. Bagi Tenaga Medis dan Tenaga Kesehatan

Memberikan pertimbangan dan kemudahan dalam memberikan dosis yang tepat untuk terapi kanker otak

kepada pasien dengan BNCT sehingga informasi yang lebih akurat.

3. Bagi Institusi

Memberikan penulisan hasil penelitian yang bisa dijadikan sumber referensi bagi mahasiswa dalam penelitian mengenai terapi kanker otak dengan BNCT.

BAB II

LANDASAN PUSTAKA

A. Kajian Teori

1. Kanker Otak

Kanker otak adalah kumpulan beberapa tumor ganas berupa massa sel-sel yang berkembang dan tumbuh secara cepat dan tak terkendali berada di dalam otak. Kanker tersebut bisa menyebar ke jaringan otak sehingga bisa mengakibatkan kelumpuhan hingga kematian (Patel *et al.*, 2019). Penyebaran kanker otak dibedakan menjadi kanker otak primer (penyebaran berasal dari otak) dan sekunder (dari jaringan lain menyebar ke otak). Namun, kanker otak sangat jarang sekali menyebar ke organ yang jauh (Almutrafi *et al.*, 2020). Kerusakan organ yang diakibatkan ternyata menyebar secara lokal di bagian ketika awal mula kanker muncul. Angka insiden pada tumor otak mencapai 85% hingga 90% dari keseluruhan kanker di susunan saraf pusat (Ambe *et al.*, 2020).

Pertumbuhan sel yang tidak normal itu bisa menimbulkan ketidakseimbangan fungsi seluruh tubuh karena pada dasarnya otak ialah suatu organ yang sangat penting untuk pengendali beberapa aktivitas organ-organ tubuh lainnya. Pertumbuhan sel tersebut juga adanya pemicu atau faktor risiko (Markham *et al.*, 2020). Beberapa penelitian yang telah dilakukan berhubungan

dengan faktor risiko tumor otak, namun sedikit faktor risiko yang dikenal, karena heterogenitas pada tumor otak, data-data retrospektif pada faktor risiko tidak mudah dan studi tentang jenis tumor otak tertentu yang sedikit.

Menurut Jakola *et al.*, (2020) Adapun jenis-jenis tumor otak, antara lain :

a. Glioma

Glioma merupakan kumpulan tumor yang menyebar dari sel glia, seperti oligodendroglioma, astrositoma, ependimoma (Scheie *et al.*, 2019). Dalam studi tumor glioma ini, terdapat 50 kasus yang dilakukan selama bulan Juni 2017 s/d Juni 2020 di Departemen Patologi, Byramjee Jeejeebhoy Medical College (B.J.M.C.) dan Rumah Sakit Sipil, Ahmedabad, India. Semua pasien berusia kurang dari 18 tahun dengan diagnosis histopatologi glioma yang dikonfirmasi glioma tingkat rendah ditemukan pada 86% dan glioma tingkat tinggi pada 14%. Rasio keseluruhan pria:wanita adalah 1,17:1. 52% dari semua glioma terletak di daerah infratentorial (Panchal *et al.*, 2020).

Di antara glioma yang terletak di sumsum tulang belakang, mayoritas adalah Ependimoma. Astrositoma adalah tumor otak yang paling umum (60%) diikuti oleh ependimoma (36%). Oligodendroglioma dan Glioblastoma hanya terdiri dari 4% masing-masing. Interval waktu antara timbulnya gejala dan mencari pertolongan medis kurang dari 3 minggu pada 48%

pasien (Kristensen *et al.*, 2019). Keluhan yang muncul umumnya termasuk sakit kepala (56%) diikuti oleh defisit fokal (gangguan fungsi bagian tubuh tertentu) dan perubahan sensorium (gangguan kesadaran dan perhatian). Untuk penjelasan lebih lanjut di bawah ini (Liang *et al.*, 2020).

1) Oligodendroglioma

Mula-mula tumor tersebut dari sel otak bernama oligodendrosit (*oligodendrocyte*), kemudian menyebar ke jaringan otak di sekelilingnya hingga sepanjang sistem saraf pusat, namun jarang menyebar sampai luar otak dan tidak bisa diangkat secara keseluruhan saat operasi. Kanker Oligodendroglioma Anaplastik (*Anaplastic Oligodendroglioma*) termasuk tingkat tertinggi dan agresif pada jenis ini.

2) Astrositoma

Tumor otak yang satu ini juga berasal dari sel glia bernama astrosit (*astrocytoma*). Tumor ini tidak bisa menyebar ke sumsum tulang belakang. Adapun tipe *astrocytoma* tingkat rendah yang lambat dalam penyebaran sel tumor, sedangkan tingkat tertinggi (*Grade 4*) dan ganas sudah kategori sebagai kanker disebut *Glioblastoma Multiforme* yang penyebarannya sangat cepat.

3) Ependimoma

Awal mula tumor tersebut dari sel ependimal bergaris ventrikel. Tumor ini bisa menjadi penghalang arus keluar sistem

saraf pusat dari ventrikel sehingga mengakibatkan hidrocefalus. Ependimoma bisa sembuh melalui jalan operasi bedah. Tumor tersebut tetap tidak bisa menyebar sampai sumsum tulang belakang. Tipe *Anaplastic Ependymoma* termasuk yang paling cepat tumbuh dan berkembang.

b. Meningioma

Tumor ini berasal dari meninges yang merupakan lapisan pada jaringan mengitari bagian luar otak dan juga sumsum tulang belakang. Kasus yang terjadi lebih dialami oleh orang dewasa terutama paling umum adalah wanita yang mana risiko lebih tinggi semakin seiring bertambahnya usia (Moreau *et al.*, 2020).

Untuk gejala akibat dari tumor tersebut bisa menekan otak maupun syaraf tulang belakang. Meningioma bisa disembuhkan lewat jalan operasi pembedahan, karena tumor ini bersifat jinak namun, ada yang bersifat ganas perlu penanganan khusus, karena bisa menyebar ke bagian tubuh yang lain (Liu *et al.*, 2020).

c. Medulloblastoma

Tumor tersebut tumbuh dari sel neuroektodermal (*neuroectodermal*) disebut juga sel saraf primitif yang terletak di otak kecil. Untuk penyembuhan bisa dengan radioterapi dan kemoterapi. Kasus yang terjadi lebih sering diderita oleh anak-anak daripada orang dewasa (Wu *et al.*, 2020).

d. Ganglioglioma

Kandungan sel saraf (*neuron*) dan sel glia di tumor ini bernama ganglioglioma. Untuk penyembuhan dilakukan operasi bedah dan radioterapi (Sharma *et al.*, 2019).

e. Schwannoma (*Neurilemmoma*)

Tumor tersebut dari sel Schwann dan bersifat jinak. Pertumbuhan tumor ini bisa dari saraf kranial yang disebut Neuroma Akustik (*Vestibular Schwannoma*) (Ferreira *et al.*, 2020).

2. BNCT (*Boron Neutron Capture Therapy*)

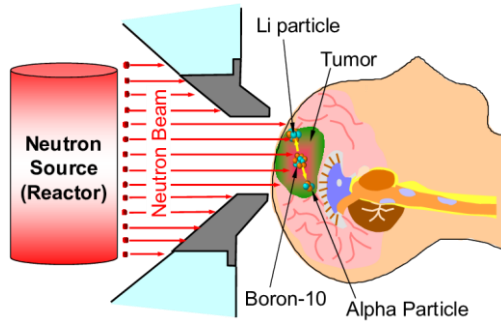
Terapi Tangkapan Neutron Boron (BNCT) adalah metode terapi menggunakan radioterapi berdasarkan reaksi nuklir pada saat boron-10 diiradiasi bersama neutron termal maupun epitermal untuk memproduksi partikel alfa dan litium-7. BNCT ditemukan pada tahun 1936 oleh G. L. Locher, seorang ilmuwan di The Franklin Institute di Philadelphia, Pennsylvania, Amerika Serikat, melihat kemampuan penyembuhan (terapeutik) dari penemuan reaksi inti boron-10 yang sangat mudah sekali untuk menyerap neutron termal yang mengakibatkan peluruhan inti boron-10 menjadi inti helium-4 partikel alfa dan ion litium-7 berenergi tinggi, kemudian energi dari partikel-partikel tersebut bisa menghancurkan sel kanker tanpa merusak jaringan sehat di sekelilingnya dan mengajukan usulan bahwa

reaksi tangkapan tersebut dapat menyembuhkan kanker. William Sweet, seorang ahli bedah saraf di Massachusetts General Hospital, pertama kalinya memberi saran untuk menggunakan BNCT dalam pengobatan tumor otak ganas (kanker) di tahun 1951, khususnya *Glioblastoma Multiforme* (GBM) (Nedunchezian *et al.*, 2016). BNCT telah digunakan dalam dunia medis dan uji klinis pada tahun 1951 s/d 1961 di Brookhaven National Laboratory dan Massachusetts General Hospital, Amerika Serikat. Pada saat itu menggunakan berkas neutron termal untuk mengobati penderita kanker otak jenis glioma (*Glioblastoma Multiforme*) karena kanker otak tersebut mempunyai riwayat medis yang buruk dan tingkat penyebaran sangat cepat (Miyatake *et al.*, 2016).

BNCT berhasil dalam mengatasi kanker tersebut daripada metode terapi lainnya. Hal ini dengan persentase keberhasilan atau efektivitas dalam menyembuhkan kanker otak sebesar 46% sampai 100% mengalami penyusutan yang signifikan pada kanker sebesar 40 cm^3 - 675 cm^3 (rata-rata 315 cm^3 dengan jari-jari 6,8 cm) sehingga hal ini sekitar 79,2% bisa bertahan hidup sampai 1 tahun, lalu 54% bisa bertahan hidup sampai 18,9 bulan (1 tahun, 6 bulan dan 9 hari) dan 33,3% bisa bertahan hidup selama 2 tahun, yang dilakukan oleh 24 orang (14 laki-laki dan 10 perempuan) menderita kanker otak *Glioblastoma Multiforme* menggunakan sumber neutron epitermal berbasis Siklotron

bernama BNCT 30 (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.) di ruang terapi Kyoto University Research Reactor Institute (KURRI) di Jepang (Kawabata *et al.*, 2021). Lalu, salah satu rumah sakit di Finlandia, yaitu Helsinki University Hospital, pemanfaatan BNCT secara klinis pada 18 pasien kanker otak *Glioblastoma Multiforme* (GBM) untuk penyembuhan kanker otak dengan persentase sebesar 61% serta kelangsungan hidup selama 1 tahun. Berikutnya, dilaporkan juga empat kasus kanker otak (*Anaplastic Meningioma*) dengan penyembuhan kanker tersebut dengan BNCT persentase sebesar 67% serta kelangsungan hidup selama 14,7 bulan (1 tahun, 2 bulan dan 7 hari) (Karihtala, 2024). Berikutnya, di rumah sakit Taiwan, yaitu Taipei Veterans General Hospital, penerapan BNCT untuk 34 pasien penyembuhan kanker otak *Glioblastoma Multiforme* (GBM), tingkat penyembuhannya sebesar 29% dan kelangsungan hidup selama 1 tahun (Chen *et al.*, 2021).

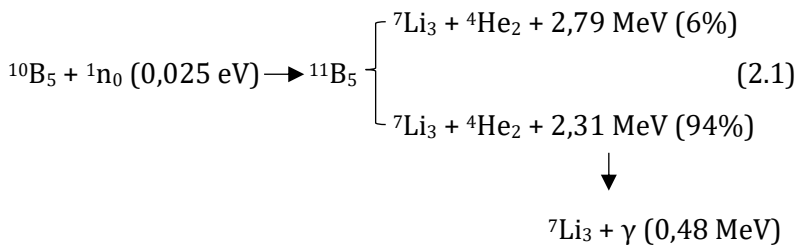
Adapun prosedur BNCT dimulai dari boron-10 diberikan kepada pasien, melalui injeksi intravena. Boron-10 diinjeksi ke sel kanker. Pada saat neutron termal meradiasikan ke sel kanker, seketika boron-10 menangkap neutron sehingga timbul reaksi BNC menghasilkan boron-11 dengan waktu paruh ($t_{1/2}$) 10^{-23} detik. Radioaktif boron-11 meluruh menghasilkan partikel litium-7 dan memancarkan partikel alfa ($E_{\text{rerata}} = 2,33 \text{ MeV}$) dan sinar gamma ($E_{\text{rerata}} = 0,48 \text{ MeV}$) (Ntoy & Sardjono, 2017).



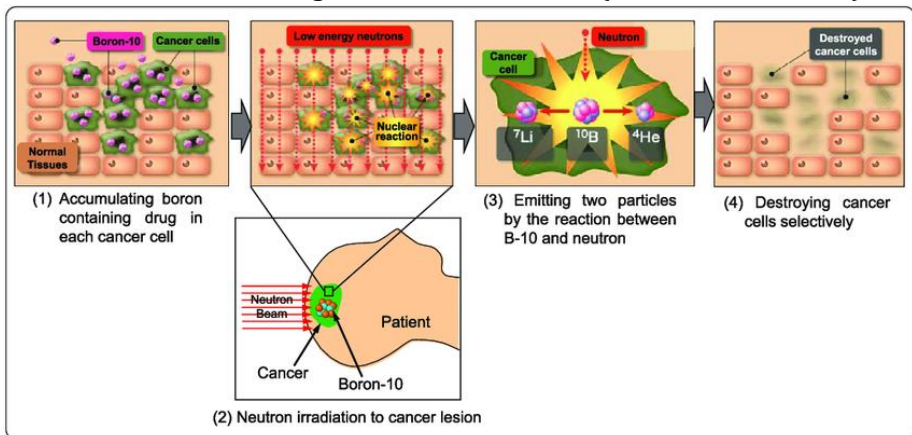
Gambar 2.1 Prinsip Kerja BNCT (Kumada *et al.*, 2009)

Pada Gambar 2.1 menunjukkan prinsip kerja BNCT yang mana reaksi partikel alfa bisa menjangkau 8 μm dan litium-7 menjangkau 5 μm . Dari jangkauan tersebut memberikan efek reaksi BNC terhadap sel kanker berdiameter 6 μm . Pergerakan partikel litium-7 dan alfa dengan arah yang berlawanan dan cepat serta mempunyai tenaga yang sangat besar dengan mudahnya menembus dan menghancurkan sel kanker (Tabbakh & Hosmane, 2020).

Penulisan reaksi BNC pada Persamaan 2.1 (Nakahara *et al.*, 2020).



Ketika boron-10 menyerap neutron, boron-10 menjadi boron-11, yang sangat radioaktif dan meluruh dengan cepat, melepaskan partikel alfa berenergi tinggi. Partikel alfa ini dapat merusak atau menghancurkan sel kanker, menjadikan BNCT sebagai bentuk pengobatan kanker yang lebih efektif dan selektif dalam menghancurkan sel kanker (Kumada *et al.*, 2023).



Gambar 2.2 Proses BNCT pada Pasien Kanker Otak (Kumada *et al.*, 2023)

Pada Gambar 2.2 menunjukkan proses terapi dengan metode *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) yang dilakukan terhadap pasien kanker otak.

Keberhasilan BNCT adanya konsentrasi boron berjumlah banyak di sel kanker dan neutron termal untuk mencapai atom boron sehingga memicu reaksi tangkapan neutron boron (Nakahara *et al.*, 2020).

Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) terdapat partikel neutron yang merupakan partikel sub atom bermuatan netral (tidak memiliki muatan positif maupun negatif) dan juga termasuk bagian dari atom (*zarrah*) sebagai penyusun nukleon (inti atom) yang terdiri dari neutron dan proton (Jeon *et al.*, 2024). Kedua partikel tersebut inti atom terbentuk dari partikel yang lebih kecil lagi dikenal sebagai Kuark (*Quark*) (Cziráki, 2023). Penjelasan mengenai atom yang tersusun dari partikel proton, neutron dan elektron sehingga salah satu penyusun atom adalah neutron, terdapat pada dua surah di dalam Al-Qur'an, yaitu surah Al-Zalzalah ayat 7-8 dan surah Yunus ayat 61 (Khoiri, 2018).

Firman Allah SWT terdapat pada QS. Al-Zalzalah ayat 7-8,

فَمَنْ يَعْمَلْ مِثْقَالَ ذَرَّةٍ خَيْرًا يَرَهُ ﴿٧﴾ وَمَنْ يَعْمَلْ مِثْقَالَ ذَرَّةٍ شَرًّا يَرَهُ ﴿٨﴾

Artinya : “Maka barang siapa mengerjakan kebaikan seberat *zarrah* (atom), niscaya dia akan melihat (balasan)nya. Dan barang siapa mengerjakan kejahatan seberat *zarrah* (atom), niscaya dia akan melihat (balasan)nya pula.” (QS. Al-Zalzalah [99]: 7-8)

Menurut tafsir dari Kementerian Agama RI dalam surah Al-Zalzalah ayat 7-8, menjelaskan bahwa pada saat itu setiap manusia akan mengetahui nasib dirinya. Maka barang siapa

mengerjakan kebaikan seberat *zarrah*, niscaya dia akan melihatnya dalam buku catatan amalnya lalu dia akan menerima pahala atasnya. Dia merasa senang dan bahagia karena perbuatannya tidak sia-sia. Dan sebaliknya, barang siapa mengerjakan kejahatan seberat *zarrah* dan menganggapnya remeh, niscaya dia akan melihatnya dalam buku catatan amalnya lalu dia pun akan menerima balasannya. Inilah bukti kemahaadilan Allah SWT; Dia tidak menzalimi siapa pun (Kemenag RI, 2022).

Selanjutnya, Allah SWT berfirman dalam QS. Yunus ayat 61,

وَمَا تَكُونُ فِي شَأْنٍ وَمَا تَتْلُوا مِنْهُ مِنْ قُرْآنٍ وَلَا تَعْمَلُونَ مِنْ عَمَلٍ إِلَّا كُنَّا عَلَيْكُمْ شُهُودًا إِذْ تُفِيضُونَ فِيهِ وَمَا يَعْرُبُ عَنْ رَبِّكَ مِنْ مِثْقَالِ ذَرَّةٍ فِي الْأَرْضِ وَلَا فِي السَّمَاءِ وَلَا أَصْغَرَ مِنْ ذَلِكَ وَلَا أَكْبَرَ إِلَّا فِي كِتَابٍ مُبِينٍ ﴿٦١﴾

Artinya : “Dan tidakkah engkau (Nabi Muhammad SAW) berada dalam suatu urusan, dan tidak membaca suatu ayat Al-Qur'an serta tidak pula kamu melakukan suatu pekerjaan, melainkan Kami menjadi saksi atasmu ketika kamu melakukannya. Tidak lengah sedikit pun dari pengetahuan Tuhanmu biarpun sebesar *zarrah* (atom), baik di bumi ataupun di langit. Tidak ada sesuatu yang lebih kecil dan yang lebih besar daripada itu, melainkan semua tercatat dalam Kitab yang nyata (Lauh Mahfuzh).” (QS. Yunus [10]: 61)

Berdasarkan tafsir dari Kementerian Agama RI pada QS. Yunus ayat 61, menerangkan bahwa setelah dijelaskan pada ayat sebelumnya bahwa kebanyakan manusia tidak pandai bersyukur, lalu dalam ayat ini ditegaskan bahwa seluruh perbuatan manusia selalu berada dalam pengawasan Allah SWT. Dan tidaklah engkau (Nabi Muhammad SAW) berada dalam suatu urusan apapun, baik duniawi maupun ukhrawi, dan kamu tidak membaca suatu ayat Al-Qur'an, baik yang panjang maupun yang pendek serta tidak pula kamu melakukan suatu pekerjaan apapun, baik ketaatan maupun kemaksiatan, melainkan Kami menjadi saksi atasmu ketika kamu melakukannya. Tidak terlewatkan sedikit pun dari pengetahuan dan catatan Tuhanmu melalui para malaikat-Nya, biarpun nilai perbuatan itu hanya sebesar *zarrah*, baik di bumi ataupun di langit. Tidak ada sesuatu yang lebih kecil dan yang lebih besar daripada itu, melainkan semua tercatat dalam Kitab yang nyata (Lauh Mahfuz) (Kemenag RI, 2022).

Berdasarkan kedua surah Al-Qur'an tersebut menerangkan *zarrah* (atom) yang salah satu penyusunnya adalah neutron. Mengenai BNCT berkaitan mengenai atom, sub atom atau partikel. Dalam kedua surah tersebut ada kata *zarrah* berasal dari bahasa Arab yang berarti atom. Bahwa Allah SWT Maha Mengetahui segala sesuatu yang ada di langit dan di bumi baik itu sekecil *zarrah* maupun sebesar alam semesta. Hal ini

bahwa ada sesuatu yang lebih kecil dari *zarrah* yang sekarang kita ketahui berupa partikel pembentuk atom yang meliputi proton, elektron dan neutron (Khoiri, 2018).

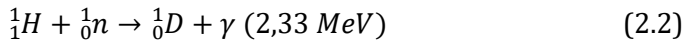
Mengenai kedua surah tersebut bahwa Allah SWT mengambil perumpamaan dengan *zarrah* (atom) untuk menunjukkan kehalusan, bukanlah suatu perumpamaan yang sia-sia. Maka dibuktikan pada abad ke-20, beberapa ilmuwan telah menemukan bahwa *zarrah* yang ukurannya kecil namun mempunyai tenaga yang luar biasa, yaitu neutron yang dimanfaatkan pada *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) untuk menyembuhkan tumor dan kanker sehingga Allah SWT berfirman bahwa Dia tidak menganiaya, atau tidak mengurangi pahala seseorang walaupun seberat *zarrah*, bagi Allah SWT penilaian-Nya tidaklah kecil, sebab *zarrah* sendiri bukanlah kecil tenaganya bahwa amal kebaikan kita bisa dilipat ganda (Sabarni, 2019).

Terdapat beberapa dosis yang ada di BNCT, di antaranya (Laudensia *et al.*, 2020).

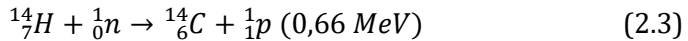
- a. Dosis boron (D_B) adalah dosis boron-10 ketika berinteraksi terhadap neutron termal, seperti pada Persamaan 2.1. Reaksi tersebut pada boron-10 berubah menjadi boron-11, kemudian boron-11 meluruh dan memproduksi partikel alfa dan litium-7 yang mempunyai energi 2,79 MeV. Adapun

litium-7 yang tidak stabil maka litium-7 melepas foton (sinar gamma) berenergi 0,48 MeV.

- b. Dosis gamma (D_γ) adalah dosis gamma yang diproduksi dari interaksi neutron termal bersama hidrogen dalam tubuh. Reaksi hidrogen dan neutron termal memproduksi deuterium dan sinar gamma, seperti pada Persamaan 2.2.



- c. Dosis radiasi proton (D_p) adalah dosis radiasi proton yang didapat dari interaksi neutron termal bersama hidrogen dalam tubuh. Reaksi tersebut memproduksi karbon-14 dan proton mempunyai energi 0,66 MeV, seperti pada Persamaan 2.3.



- d. Dosis hamburan neutron (D_n) adalah dosis hamburan yang asalnya dari neutron cepat yang mana di dalam neutron tersebut ada berkas radiasi, seperti *Linear Energy Transfer* (LET) berenergi tinggi.

Maka dosis total yang diterima oleh organ tubuh, dapat dituliskan pada Persamaan 2.4.

$$D_T = w_B D_B + w_p D_p + w_n D_n + w_\gamma D_\gamma \quad (2.4)$$

dengan D_B , D_p , D_n dan D_γ adalah dosis yang diterima oleh organ, kemudian w_B , w_p , w_n dan w_γ merupakan faktor bobot radiasi yang menimbulkan kerusakan pada organ masing-masing dalam tubuh.

Keuntungan dari BNCT adalah mempunyai kemampuan memancarkan dosis sesuai yang dibutuhkan untuk sel kanker secara selektif tanpa merusak sel normal di sekelilingnya, lalu senyawa boron yang tidak beracun sama sekali sehingga aman bagi tubuh pasien (Ali *et al.*, 2020). Efek terapeutik yang ditimbulkan BNCT bergantung pada penyaluran boron-10 beserta partikel-partikel tersebut terhadap sel kanker. Hal ini laju dosis boron berperan penting dalam BNCT untuk kanker otak adalah untuk mempercepat laju dosis boron pada penyembuhan sel kanker dan juga peran laju dosis tersebut dalam risiko kanker otak untuk mengevaluasi pengaruh laju dosis boron pada tingkat molekuler, seluler dan jaringan setelah paparan neutron termal (Brooks *et al.*, 2016). Oleh karena itu, nilai laju dosis boron menjadi variabel yang sangat penting terhadap variasi konsentrasi boron sehingga berpengaruh pada konsentrasi boron (Conte *et al.*, 2023).

Tingkat laju dosis boron meningkat maka tingkat kesembuhan kanker semakin tinggi seiring jumlah konsentrasi boron pada sel kanker, seperti pada kasus kanker otak GBM (*Glioblastoma Multiforme*) dengan batas minimal dan maksimal nilai laju dosis boron sebesar $1,059\text{E-}03$ Gy/s pada dosis $20\text{ }\mu\text{g/g}$ sampai $3,908\text{E-}03$ Gy/s pada dosis $100\text{ }\mu\text{g/g}$ sehingga konsentrasi dosis yang efektif mematikan sel kanker sebesar dosis $100\text{ }\mu\text{g/g}$ (Ramadhan, 2018). Dengan kisaran laju dosis

boron tersebut, persentase penyembuhan kanker otak sekaligus kelangsungan hidupnya sebesar 75% (Karihtala, 2024).

Selanjutnya, batas minimal dan maksimal nilai laju dosis boron untuk kanker otak sebesar $2,99\text{E-}04$ Gy/s pada dosis $20\text{ }\mu\text{g/g}$ sampai $3,01\text{E-}04$ Gy/s pada dosis $35\text{ }\mu\text{g/g}$ sehingga konsentrasi dosis yang efektif mematikan sel kanker sebesar dosis $35\text{ }\mu\text{g/g}$ (Mahmud, 2017). Semakin tinggi laju dosis boron juga semakin besar penyembuhan kanker, pada kasus kanker kulit melanoma sebesar $1,06\text{E-}03$ Gy/s pada dosis $20\text{ }\mu\text{g/g}$ sampai $2,63\text{E-}03$ Gy/s pada dosis $60\text{ }\mu\text{g/g}$ karena konsentrasi boron meningkat sehingga konsentrasi dosis yang efektif mematikan sel kanker sebesar dosis $60\text{ }\mu\text{g/g}$ (Fadzilah, 2018).

Semakin tinggi laju dosis boron secara linier maka penyembuhan kanker semakin tinggi, pada kasus kanker payudara sebesar $0,05$ Gy/s pada dosis $20\text{ }\mu\text{g/g}$ sampai $0,12$ Gy/s pada dosis $45\text{ }\mu\text{g/g}$ sehingga konsentrasi dosis yang efektif mematikan sel kanker sebesar dosis $45\text{ }\mu\text{g/g}$ karena laju dosis boron meningkat seiring meningkatnya konsentrasi boron sehingga tingkat kesembuhan kanker semakin tinggi (Rahmawati, 2014).

Cara agar nilai laju dosis boron semakin tinggi adalah dengan memperbesar nilai konsentrasi boron karena nilai laju dosis boron semakin besar seiring bertambahnya konsentrasi boron sehingga peluang menyembuhkan kanker semakin tinggi

(Rosidah, 2017). Ada dua senyawa boron untuk BNCT, ialah *borocaptate sodium* (BSH) dan *borono-phenylalanine* (BPA) (Zavjalov *et al.*, 2020). Adapun ruang terapi dan peralatan BNCT, seperti pada Gambar 2.3 (Mitsumoto *et al.*, 2010).



(a)



(b)



(c)

Gambar 2.3 Ruang terapi metode BNCT, (a) Kansai BNCT Medical Center, (b) Southern Tohoku Hospital, (c) Kyoto University Research Reactor Institute (KURRI) (Mitsumoto *et al.*, 2010)

Pada Gambar 2.3 menunjukkan ruang terapi dan peralatan BNCT di Kansai BNCT Research Medical Center, Southern Tohoku BNCT Research Center dan Kyoto University Research Reactor Institute (KURRI).

Adapun riset-riset BNCT di luar negeri antara lain, di negara-negara Asia, yaitu Jepang, pemanfaatan BNCT digunakan untuk mengobati pasien penderita tumor otak dan kanker kulit melanoma (Barth, Zhang, *et al.*, 2018). Sejak tahun 2020, Jepang menjadi satu-satunya negara yang mengizinkan operasional BNCT dalam penggunaan klinis untuk tumor otak dan sistem saraf pusat (SSP). Penelitian BNCT pada tumor otak dan SSP di Jepang terutama pada kanker otak (*Glioblastoma Multiforme*, *Glioma Malignant* dan *Meningioma Malignant*) (Karihtala, 2024).

Berikutnya, di Korea Selatan, pemanfaatan BNCT di rumah sakit Gachon University Gil Medical Center, untuk penyembuhan pasien yang menderita kanker otak (*Glioblastoma Multiforme*). Selanjutnya di Xiamen, China, pelaksanaan BNCT pada 12 pasien guna penyembuhan kanker otak. Setelah itu, di Taiwan, BNCT sudah diterapkan kepada pasien tumor otak meningioma intrakranial yang mana jenis tumor otak jinak paling umum yang berkembang dari permukaan selaput otak (*meninges*) (Lan *et al.*, 2023).

Negara-negara Eropa memanfaatkan penggunaan BNCT secara klinis di Republik Ceko sebanyak 9 pasien, sedangkan di Swedia berjumlah 42 pasien dalam menyembuhkan kanker otak (*Glioblastoma Multiforme*). Lalu, di Jerman, pelaksanaan BNCT untuk klinis pada 29 pasien guna menyembuhkan kanker otak.

Selanjutnya, di Birmingham, Inggris, penerapan BNCT secara klinis pada 2 pasien kanker otak. Setelah itu, di Massachusetts, Amerika Serikat, pelaksanaan BNCT untuk klinis kepada 24 pasien dalam penyembuhan kanker otak (Karihtala, 2024).

Perkembangan BNCT di Indonesia untuk saat ini akan dilaksanakan uji klinis berbasis Siklotron 30 MeV di Rumah Sakit Murni Teguh Memorial Medan dan RSA UGM (Rumah Sakit Akademis Universitas Gadjah Mada) Yogyakarta. Uji klinis tersebut diterapkan pada kanker otak, kanker kepala dan leher, kanker kulit dan juga kanker paru-paru. Selanjutnya, penyediaan peraturan tentang keselamatan radiasi dan perizinan dalam penerapan BNCT di Indonesia (Ardana, 2020).

Parameter sumber neutron dalam BNCT yang berdasarkan rekomendasi International Atomic Energy Agency (IAEA) ditunjukkan pada Tabel 2.1 (Balle, 2019).

Tabel 2.1 Parameter Sumber Neutron Berdasarkan Rekomendasi IAEA

Parameter	Notasi (satuan)	Rekomendasi IAEA
Fluks neutron epitermal	$\Phi_{epi} (n \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1})$	$> 1,0 \times 10^9$
Laju dosis neutron cepat/fluks neutron epitermal	$\dot{D}_f / \Phi_{epi} (Gy \text{ cm}^2 \text{ n}^{-1})$	$< 2,0 \times 10^{-13}$
Laju dosis gamma/fluks neutron epitermal	$\dot{D}_y / \Phi_{epi} (Gy \text{ cm}^2 \text{ n}^{-1})$	$< 2,0 \times 10^{-13}$
Rasio antara fluks neutron termal dan epitermal	Φ_{th} / Φ_{epi}	$< 0,05$
Rasio antara arus neutron dan fluks neutron	J / Φ_{epi}	$> 0,7$

3. Siklotron

Siklotron merupakan alat yang digunakan untuk mempercepat partikel bermuatan listrik. Pada tahun 1929, siklotron ditemukan oleh Ernest Orlando Lawrence (1901-1958) di Universitas California, Berkeley, Amerika Serikat yang dikembangkan menggunakan medan listrik agar partikel tersebut tetap bergerak pada lintasan melingkar (Muramatsu & Kitagawa, 2012). Prinsip kerja siklotron, yaitu pada saat partikel-partikel bermuatan bergerak melewati celah antara dua bidang silinder hampa udara berbentuk setengah lingkaran, celah tersebut diberi medan magnet berupa penampang bidang yang arahnya tegak lurus dengan arah arus listrik maka partikel tersebut diberi tegangan listrik yang mengakibatkan partikel bergerak secara melingkar semakin cepat (Hunter *et al.*, 2020).

Pergerakan partikel yang berputar-putar semakin cepat setelah melewati celah tersebut oleh karena itu, membuat kelajuan dan jari-jari kelengkungan lintasan partikel semakin meningkat sehingga gerak partikel semakin lama semakin cepat. Akhirnya lintasan partikel tersebut habis seiring bertambahnya jari-jari kelengkungan lintasan sehingga partikel tertembak keluar dari akselerator yang menghasilkan kecepatan dan energi sangat tinggi. Partikel mengalami gaya yang memiliki arah tegak lurus dengan arah kecepatan dan arah medan

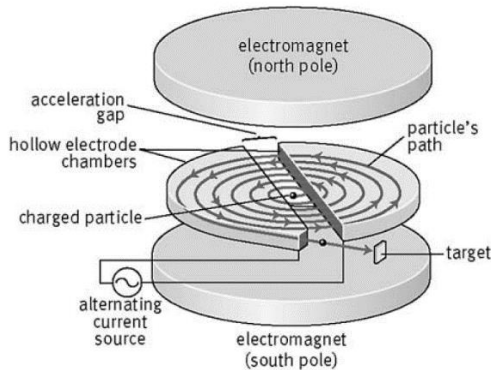
magnetnya. Hal ini sesuai dengan Hukum Lorentz (F_L) pada rumus (Santosa, 2015).

$$\vec{F}_L = q(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) \quad (2.5)$$

Adanya partikel bermuatan (q) yang mempunyai kecepatan ($\vec{v}$) kemudian dipercepat oleh medan listrik ($\vec{E}$) dan medan magnet ($\vec{B}$). Akibatnya, gerak pada partikel bermassa dan muatan (q) memiliki kecepatan ($\vec{v}$) pada medan magnet yang diinduksikan ($\vec{B}$) berdasarkan pada Persamaan 2.6.

$$\vec{F}_L = q(\vec{v} \times \vec{B}) \quad (2.6)$$

Vektor $\vec{B}$ mempunyai arah aksial atau ke sumbu z sebesar B , kemudian $\vec{v}$ dengan arah tegak lurus dengan $\vec{B}$ yang mengakibatkan $\vec{F}_L$ sesuai pada Persamaan 2.6 sehingga lintasan partikel menjadi melingkar.



Gambar 2.4 Prinsip Kerja Siklotron (Blasco, 2018)

Pada Gambar 2.4 menunjukkan prinsip kerja siklotron, ketika partikel bermuatan dipercepat dalam waktu yang tetap (periodik) dengan tegangan bolak-balik dan medan magnet untuk pembelokan lintasan di dalam ruang hampa udara (vakum) maka partikel bisa bergerak melingkar dalam radius tersebut. Adapun fasilitas di Pusat Riset Teknologi Akselerator Badan Riset dan Inovasi Nasional (PRTA BRIN) Yogyakarta terdapat Siklotron 30 MeV dan Siklotron proton 13 MeV yang bernama DECY-13 (*Design Experimental for 13 MeV Cyclotron*) untuk produksi radioisotop *Positron Emission Tomography* (PET), selain itu digunakan sebagai penelitian *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) (Santosa, 2015).

Sumber neutron yang memenuhi syarat untuk BNCT ada dua, yaitu Siklotron 30 MeV di Jepang dan Linac (*Linear Accelerator*) dalam tahap penelitian untuk uji in vitro yang berada di Universitas Tsukuba, Jepang. Hal ini dikarenakan pada masa mendatang seluruh sumber neutron dari reaktor nuklir akan ditutup, kecuali reaktor nuklir yang masih digunakan khusus BNCT pada saat ini ada 4 negara, yaitu Rusia, Argentina, China dan Jepang (Kiyonagi *et al.*, 2019).

Semua akan beralih ke akselerator yang merupakan alat untuk mempercepat partikel, seperti siklotron, akselerator linier dan akselerator statis (Kreiner *et al.*, 2016). Untuk saat ini siklotron yang telah diperkenalkan kepada masyarakat dan

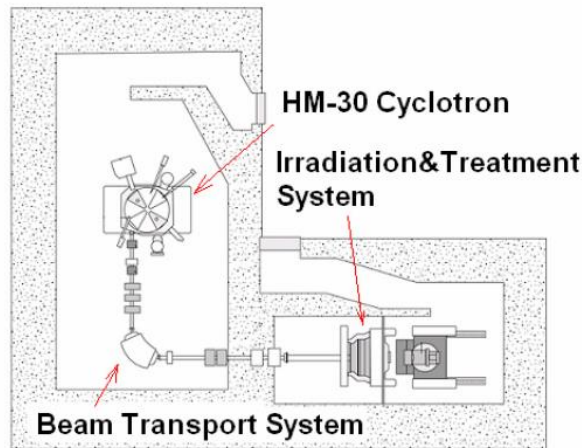
sudah diterapkan kepada pasien kanker di Jepang adalah Siklotron HM-30 di Southern Tohoku Hospital, Fukushima, Kansai BNCT Medical Center, Osaka dan Kyoto University Research Reactor Institute (KURRI), Osaka. KURRI telah mengembangkan sumber neutron berbasis siklotron untuk BNCT pada tahun 2007 yang menghasilkan energi sebesar 30 MeV dengan arus maksimal 2 mA. Spesifikasi Siklotron HM-30 ditunjukkan pada Tabel 2.2 (Mitsumoto *et al.*, 2010).

Tabel 2.2 Spesifikasi Siklotron HM-30

Particle	Negative Hydrogen Ion
Extraction Energy	30 MeV
Extraction Method	Foil stripping
Maximum Beam Current	2 mA
Nominal Operation Current	1 mA
Magnet Size	W 3.0 m x D 1.6 m x H 1.7 m
Weight	60 tons



Gambar 2.5 Siklotron HM-30 (Mitsumoto *et al.*, 2010)



Gambar 2.6 Tata Letak Sistem BNCT dengan Siklotron 30 MeV di KURRI (Mitsumoto *et al.*, 2010)

Pada Gambar 2.5 menunjukkan Siklotron yang mempunyai energi 30 MeV disebut HM-30 Cyclotron. Selanjutnya, untuk Gambar 2.6 menunjukkan tata letak sistem BNCT yang dipasang di Kyoto University Research Reactor Institute (KURRI), Jepang.

Adapun beberapa akselerator yang telah digunakan untuk BNCT di beberapa negara dan sudah diterapkan kepada pasien menderita penyakit kanker, yaitu di Jepang yang bertempat di Kyoto University, Southern Tohoku Hospital dan Kansai BNCT Medical Center. Akselerator untuk fasilitas BNCT di berbagai negara bisa ditunjukkan pada tabel di Lampiran 3 (Kumada *et al.*, 2023).

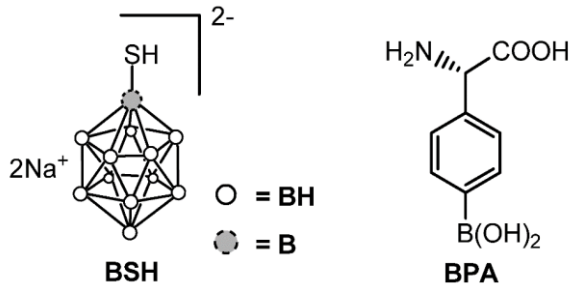
4. Obat Boron (BSH dan BPA)

Boron di alam ada dua, yaitu boron-10 (20%) dan boron-11 (80%). Agen pengirim boron untuk BNCT harus mempunyai konsentrasi sekitar 20 µg/g hingga 35 µg/g di dalam sel kanker dan selektif menghancurkan sel kanker tanpa memengaruhi sel sehat di sekitarnya. Biasanya yang digunakan dalam BNCT adalah *borocaptate sodium* (BSH) dan *borono-phenylalanine* (BPA) yang telah digunakan dalam pengobatan kanker otak dan kanker kulit (Barth, Mi, *et al.*, 2018).

BSH merupakan senyawa boron mengandung *disodium-mercaptoundecahydrodecarbonate* ($\text{Na}_2 \text{}^{10}\text{B}_{12} \text{H}_{11} \text{SH}$; $\text{Na}_2 \text{}^{10}\text{BSH}$) yang mempunyai muatan negatif pada *ion ammonium-sodium* untuk mengikat muatan positif residu kolin pada sel kanker otak. BPA merupakan senyawa boron yang mengandung *L-p-boronophenylalanine* ($\text{L-}^{10}\text{BPA}$) atau *neutral amino acid-phenylalanine* yang telah teruji sebagai agen pengirim boron dan uji *in vitro* dan *in vivo* pada BNCT, hasilnya terhitung lebih selektif pada sel melanoma dan memiliki efek terapeutik yang lebih besar daripada BSH sehingga BPA menjadi penelitian eksperimen mengenai BNCT serta sebagai obat boron pilihan untuk pasien kanker otak (Wijaya *et al.*, 2019).

Sampai sekarang ini, hanya dua senyawa, dari puluhan yang dirancang untuk tujuan ini, yaitu digunakan dalam uji

klinis. Struktur kimia pada senyawa BSH dan BPA, seperti Gambar 2.5 (Imperio & Panza, 2022).



Gambar 2.7 Senyawa BSH dan BPA (Imperio & Panza, 2022)

Pada Gambar 2.7 menunjukkan senyawa BSH dan BPA sebagai obat boron sebagai agen pengiriman untuk BNCT.

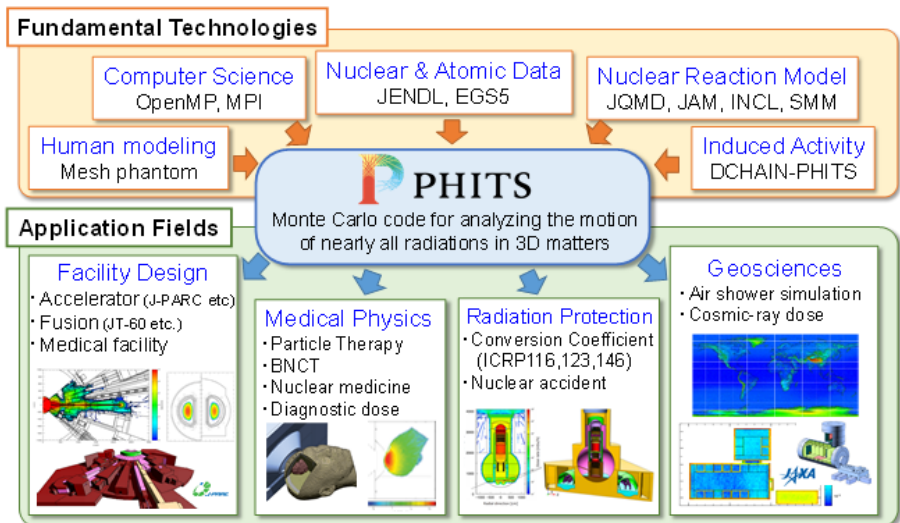
5. PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System)

PHITS merupakan kumpulan kode simulasi transportasi partikel berdasarkan metode Monte Carlo yang dikembangkan oleh kolaborasi beberapa lembaga di antaranya JAEA, RIST, KEK dan lain-lain (Laudensia *et al.*, 2020). Metode Monte Carlo merupakan teknik pendekatan atau teknik sampling statistik (pengambilan sampel eksperimen bilangan acak) yang berfungsi untuk memperkirakan ekspektasi yang terjadi dari simulasi stokastik dan memperkirakan solusi terhadap permasalahan kuantitatif. Dalam metode Monte Carlo melakukan simulasi secara berulang-ulang kali, ratusan bahkan

sampai ribuan kali tergantung system yang ditinjau, dengan cara memilih sebuah nilai acak untuk masing-masing variabel dari distribusi probabilitasnya (Hutahaeen, 2018).

Model simulasi Monte Carlo merupakan bentuk simulasi probabilistik yang mana solusi dari suatu masalah diberikan berdasarkan proses randomisasi atau acak. Hasil yang diperoleh dari simulasi tersebut, yaitu sebuah distribusi probabilitas dari nilai sebuah sistem secara keseluruhan. Simulasi Monte Carlo telah diterapkan pada beberapa bidang di antaranya fisika, biologi, biofisika, biokimia, kesehatan, desain komputer, transportasi, manajemen proyek, meteorologi dan finansial (Putra & Hadi, 2018).

Kode-kode simulasi pada PHITS bisa disimulasikan kepada semua jenis partikel antara lain proton, elektron, neutron, foton dan ion berat pada kisaran energi yang besar dengan tingkat energi mencapai 1 TeV/n (per nukleon untuk ion) (Yamaguchi *et al.*, 2020). PHITS salah satu alat penting yang bermanfaat di beberapa bidang penelitian misalnya BNCT, perlindungan radiologi dan perisai radiasi di dunia fisika medis. PHITS sendiri bisa digunakan pada beberapa partikel, seperti neutron, proton, ion berat, foton dan elektron dengan memakai bermacam informasi model reaksi nuklir (Hu *et al.*, 2020).



Gambar 2.8 Beberapa Penelitian oleh PHITS (JAEA, 2024)

Pada Gambar 2.8 menunjukkan penelitian-penelitian menggunakan aplikasi PHITS dalam berbagai bidang, yaitu desain fasilitas, fisika medis, proteksi radiasi dan geosains.

Adapun kode masukan (*input code*) beserta arti fisis yang ada di PHITS yang disebut *sections* dan *parameters* ditunjukkan pada tabel di Lampiran 4 (Sato *et al.*, 2024). Terdapat 3 komponen dalam menjalankan PHITS, yaitu *geometry*, *source* dan *tally*. Dalam hal ini harus menentukan ruang 3D dan informasi sumber partikel terlebih dahulu. Untuk ketiga komponen tersebut dijelaskan dibawah ini (Fadzilah, 2018).

a. *Geometry*

Geometry merupakan suatu *input* untuk mendefinisikan 3D ruang virtual. Pembuatan geometri 3D membutuhkan *input material*, *surface* dan *cell*. *Input material* merupakan *input* yang digunakan dalam menentukan tipe *material* sesuai kebutuhan. *Input material* berisi nomor *material*, nomor atom dan jumlah atom. *Input surface* merupakan *input* yang digunakan dalam menentukan tipe permukaan sesuai kebutuhan. *Input surface* berisi nomor *surface*, *shape* dan *parameters* atau ukuran dengan satuan sentimeter (cm). *Input cell* merupakan *input* yang digunakan dalam menentukan tipe *cell* sesuai kebutuhan. *Input cell* berisi nomor *cell*, nomor *material*, nomor *surface* dan massa jenis dengan satuan gram/sentimeter kubik (g/cm^3). Tipe *surface* yang tersedia dalam PHITS ditunjukkan pada tabel di Lampiran 4 (Fadzilah, 2018).

b. *Source*

Source merupakan *input* yang digunakan dalam menentukan tipe sumber sesuai kebutuhan. *Input source* berisi radius (cm), posisi sumbu z minimum dan maksimum (cm) dan energi yang digunakan (MeV). Tipe sumber radiasi ditunjukkan pada tabel di Lampiran 4 (Fadzilah, 2018).

c. *Tally*

Tally merupakan *input* yang mencatat data dari beberapa program yang ada di PHITS, seperti panjang lintasan, panas,

deposisi, waktu, hasil produksi dan lain-lain. Semua bisa dilihat dengan fungsi *tally*. Daftar fungsi *tally* ditunjukkan pada tabel di Lampiran 4 (Fadzilah, 2018).

6. Nilai Koefisien Korelasi

Koefisien korelasi adalah nilai yang menunjukkan kuat atau tidaknya hubungan linier antar dua variabel. Korelasi ini biasa dilambangkan dengan huruf r , yang nilainya berada di rentang -1 sampai $+1$. Nilai r yang mendekati -1 atau $+1$ menunjukkan hubungan yang kuat di antara dua variabel tersebut, sementara nilai r yang mendekati 0 mengindikasikan hubungan yang lemah (Pratama *et al.*, 2023).

Jika koefisien korelasi menunjukkan hasil positif maka kedua variabel mempunyai hubungan searah. Artinya, ketika variabel X tinggi maka nilai variabel Y akan tinggi pula. Sementara itu, jika koefisien korelasi negatif maka kedua variabel memiliki hubungan yang berlawanan. Dalam hal ini, jika nilai variabel X tinggi maka nilai variabel Y justru rendah atau menurun (Mustafa, 2023).

Keeratan hubungan dua variabel di dalamnya ditunjukkan dengan skala data interval atau ratio. Adapun perhitungannya diperoleh dengan membagi kovarian kedua variabel dengan perkalian simpangan bakunya, sebagaimana diuraikan dengan Persamaan 2.7 (Hidayanti, 2023).

$$r = \frac{n \sum_{i=1}^n X_i Y_i - \sum_{i=1}^n X_i \sum_{i=1}^n Y_i}{\sqrt{n \sum_{i=1}^n X_i^2 - (\sum_{i=1}^n X_i)^2} \sqrt{n \sum_{i=1}^n Y_i^2 - (\sum_{i=1}^n Y_i)^2}} \quad (2.7)$$

Keterangan :

- r = Koefisien relasi
- n = Jumlah data
- X = Nilai variabel X
- Y = Nilai variabel Y

Untuk kriteria tingkat kekuatan nilai koefisien korelasi ditunjukkan pada Tabel 2.3 (Gumilar *et al.*, 2023)

Tabel 2.3 Nilai Koefisien Korelasi

Nilai Koefisien Korelasi	Hubungan
0.00 – 0.25	Sangat Lemah
0.26 – 0.50	Cukup
0.51 – 0.75	Kuat
0.76 – 0.99	Sangat Kuat
1.00	Sempurna

Pada Tabel 2.3 menunjukkan tingkat hubungan nilai koefisien korelasi mulai dari sangat lemah sampai sempurna.

B. Kajian Penelitian yang Relevan

1. Kholidah Hasyim Nur Mahmud (2017) dengan penelitian yang berjudul “Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Otak (*Glioblastoma Multiforme*) Menggunakan MCNPX-Code dengan Sumber Neutron dari Kolimator Kolom Termal Reaktor Kartini”. Penelitian bertujuan untuk mengetahui konsentrasi boron-10 yang optimal untuk terapi kanker pada rentang konsentrasi 20 $\mu\text{g/g}$ sampai 35 $\mu\text{g/g}$ dengan metode *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) dan untuk mengetahui waktu iradiasi yang paling singkat untuk terapi kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme*. Penelitian menggunakan simulasi program Monte Carlo N-particle eXtended (MCNPX) versi 2.6.0 dengan sumber neutron termal dihasilkan oleh model Kolimator Kolom Termal Reaktor Kartini, Yogyakarta. Pemodelan dilakukan pada otak yang telah mengandung jaringan kanker sebagai target dan reaktor sebagai sumber iradiasi. Variasi konsentrasi boron yang dilakukan pada penelitian adalah 20 $\mu\text{g/g}$, 25 $\mu\text{g/g}$, 30 $\mu\text{g/g}$ dan 35 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Keluaran MCNPX berupa nilai dosis hamburan neutron, dosis gamma dan fluks neutron dari reaktor. Nilai fluks neutron digunakan untuk menghitung dosis dari alfa, proton dan gamma yang dihasilkan

interaksi neutron termal dan *material* penyusun jaringan. Berdasarkan hasil penelitian pada perhitungan konsentrasi boron di dalam kanker yang paling optimal adalah 30 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker dan dosis radiasi yang diterima kulit kurang dari 3 Gy. Waktu iradiasi yang dibutuhkan adalah 2,79 jam untuk konsentrasi 20 $\mu\text{g/g}$; 2,78 jam untuk konsentrasi 25 $\mu\text{g/g}$; 2,77 jam untuk konsentrasi 30 $\mu\text{g/g}$ dan 2,8 jam untuk konsentrasi 35 $\mu\text{g/g}$.

Untuk penelitian yang dilakukan menggunakan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dengan sumber neutron termal dari Siklotron berenergi 30 MeV. Pemodelan menggunakan ORNL-MIRD *phantom* untuk kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM). Variasi konsentrasi boron sebanyak 3 variasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

2. Suhendra Gunawan Ntoy (2017) dengan penelitian yang berjudul “Perhitungan Dosimetri BNCT pada Kanker Otak Berbasis Reaktor Riset Kartini Menggunakan Program PHITS”. Penelitian bertujuan untuk menghitung dosimetri *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada pasien kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM) dalam

berbagai posisikan kerdan geometri penyinaran dengan menggunakan program PHITS. Sumber neutron berasal dari Reaktor Riset Kartini dengan daya 100 kW. Model pasien kanker otak berdasarkan ORNL-MIRD *phantom*. Konsentrasi boron yang digunakan sebesar 20 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Hasil penelitian pada perhitungan menunjukkan bahwa semakin dalam target kanker di otak maka semakin kecil total laju dosis serap dari target kanker. Semakin dalam target kanker di otak dibutuhkan waktu pengobatan yang semakin lama. Berdasarkan waktu pengobatan dan laju dosis serap dari target kanker, bidang penyinaran TOP merupakan pilihan yang tepat dalam mengobati target kanker dalam kasus ini. Untuk mencapai penyembuhan GBM secara histopatologis di lokasi utama, dosis serap dari otak dihitung berturut-turut sebesar 1,07 Gy dan 1,64 Gy untuk bidang penyinaran LLAT dan PA. Sementara itu, untuk posisi kanker 3 cm, 5 cm, 7,15 cm, 9 cm dan 11 cm, berturut-turut dosis serap dari otak adalah 0,25 Gy, 0,48 Gy, 0,85 Gy, 1,33 Gy dan 2,01 Gy. Selain adanya efek stokastik, ditemukan juga efek deterministik yang mungkin dihasilkan, seperti katarak.

Untuk penelitian yang dilakukan dengan simulasi berbasis Siklotron dengan energi sebesar 30 MeV.

Penggunaan konsentrasi boron sebanyak 3 variasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

3. Muhammad Yatsrib Ramadhan (2018) dengan penelitian yang berjudul "Analisis Dosis pada Pengobatan Penyakit Kanker Otak *Glioblastoma Multiforme* dengan Metode *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Menggunakan Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)". Dalam penelitian bertujuan untuk mengetahui konsentrasi boron yang efektif dan aman, serta lama waktu iradiasi yang diperlukan untuk terapi kanker otak *Glioblastoma Multiforme*, selain itu juga untuk melihat bagaimana pengaruh besar konsentrasi boron terhadap besar laju dosis dan waktu iradiasinya melalui metode simulasi program untuk terapi kanker otak *Glioblastoma Multiforme*. Penelitian menggunakan program Particle and Heavy Ions Transport code System (PHITS) untuk mensimulasikan proses terapi BNCT pada pasien kanker otak *Glioblastoma Multiforme* dengan sumber neutron dari Reaktor Riset Kartini dengan daya 100 kW. Program dibuat dengan membuat geometri dari seluruh jaringan kepala dengan sel kanker yang berlokasi di lobus temporal otak sebelah kiri atau dekat pelipis sebelah kiri. Konsentrasi boron yang dipakai menggunakan 9 variasi

konsentrasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 30 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$, 50 $\mu\text{g/g}$, 60 $\mu\text{g/g}$, 70 $\mu\text{g/g}$, 80 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$ dan 100 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Keluaran dari program PHITS adalah fluks neutron dan dosis neutron. Fluks neutron lalu digunakan untuk menghitung dosis boron, dosis proton, dan dosis gamma di dalam jaringan. Hasil dari penelitian ini berupa : (1) Konsentrasi boron efektif adalah berada di kisaran 80 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$ dan 100 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. (2) Jumlah konsentrasi boron di dalam jaringan kanker yang semakin besar akan meningkatkan tingkat laju dosis serap total yang diterima oleh kanker. (3) Waktu iradiasi efektif terjadi pada konsentrasi boron di kisaran 80 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$ dan 100 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker yang didapat dengan waktu penyinaran 4 jam dan 19 menit, 3 jam dan 53 menit, dan 3 jam dan 33 menit. (4) Jumlah konsentrasi boron di dalam jaringan kanker yang semakin meningkat akan memperpendek waktu penyinaran iradiasi saat terapi berlangsung.

Untuk penelitian yang dilakukan menggunakan simulasi Siklotron berenergi 30 MeV dan konsentrasi boron dengan 3 variasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Geometri yang digunakan adalah ORNL-MIRD *phantom* membentuk tubuh pasien dan kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM) berlokasi di

bagian otak besar (*cerebrum*) tepatnya di Lobus Frontal di otak bagian tengah.

4. Yosefany Maria Ursula (2019) dengan penelitian yang berjudul “Analisis Distribusi Energi Neutron dan Laju Dosis pada *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Menggunakan Perangkat Lunak MCNP6”. Dalam penelitian dilakukan variasi ketebalan dan *material* moderator untuk mendapatkan distribusi energi neutron ketika sampai di sel kanker pada simulasi pengobatan BNCT untuk kanker otak menggunakan MCNP6. Moderator divariasikan dengan ketebalan 2 cm sampai 10 cm. Di antara moderator air, grafit dan parafin dipilih parafin sebagai moderator yang terbaik dalam penelitian ini karena dapat menurunkan energi neutron epitermal secara efektif. Sumber neutron berasal dari Reaktor Riset Kartini. Kemudian simulasi dilanjutkan dengan perhitungan laju dosis total dilakukan pada kanker, kulit kepala, tengkorak, tulang muka, otak dan tiroid sehingga dapat dihitung estimasi waktu terapi jika dosis untuk membunuh sel kanker sebesar 50 Sv. Estimasi waktu terapi, yaitu selama 42 menit. Setelah didapatkan waktu estimasi maka dapat dihitung dosis efektif pada tiap jaringan sehat yang mana tengkorak, kulit, otak, muka dan

tiroid mendapatkan dosis berturut-turut 6,79; 6,32; 5,48; 2,43; 1,57 mSv.

Untuk penelitian yang dilakukan dengan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dan sumber neutron berasal dari Siklotron dengan energi sebesar 30 MeV.

5. Bagus Emerald (2020) dengan penelitian yang berjudul “Analisis Dosis dan Waktu Terapi pada Terapi Kanker Otak Berbasis *Boron Neutron Capture Therapy* dan *Gadolinium Neutron Capture Therapy* Menggunakan Program MCNPX”. Dalam penelitian bertujuan untuk mengetahui pengaruh konsentrasi boron-10 dan gadolinium-157 terhadap dosis dan waktu terapi kanker otak yang merupakan salah satu penyakit paling mematikan di dunia karena dapat menyerang organ vital dan mengganggu fungsi tubuh yang diperlukan dalam keberlangsungan hidup. Salah satu metode pengobatan kanker ialah radioterapi. Namun, beberapa teknik radioterapi memiliki kelemahan, yaitu dalam pemberian dosis yang besar pada tumor, jaringan sehat akan menerima dosis yang besar pula. Salah satu metode radioterapi yang kini dikembangkan untuk mengatasi kelemahan tersebut, yaitu *Neutron Capture Therapy*

(NCT). Dua metode NCT yang diteliti adalah *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) dan *Gadolinium Neutron Capture Therapy* (GdNCT) pada kanker otak stadium empat atau *Glioblastoma Multiforme* (GBM). Pada penelitian dilakukan analisis pengaruh konsentrasi boron-10 dan gadolinium-157 terhadap dosis dan waktu terapi. Variasi konsentrasi yang digunakan, yaitu 30 $\mu\text{g/g}$, 50 $\mu\text{g/g}$, 70 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$ dan 110 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Program yang digunakan untuk pemodelan dan simulasi pada penelitian ini adalah Monte Carlo N-particle eXtended (MCNPX). Besar dosis yang dibutuhkan untuk menghancurkan target tumor GTV adalah 52 Gy. Hasil penelitian ini menunjukkan konsentrasi yang optimum untuk membunuh tumor dengan metode BNCT adalah 110 $\mu\text{g/g}$ dengan waktu iradiasi selama 247,3 menit serta menghasilkan dosis serap 9,3 GyE untuk otak dan 12 GyE untuk kulit, sedangkan pada metode GdNCT adalah 30 $\mu\text{g/g}$ dengan waktu terapi selama 380,82 menit serta menghasilkan dosis serap 17,36 GyE untuk otak dan 18,38 GyE untuk kulit. Metode BNCT bersifat lebih efisien dan selektif dibandingkan GdNCT karena untuk mencapai dosis 52 Gy pada target tumor yang sama, BNCT membutuhkan waktu iradiasi yang lebih singkat dan

menghasilkan dosis serap pada jaringan sehat lebih rendah dibandingkan GdNCT.

Untuk penelitian yang dilakukan menggunakan aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dan variasi konsentrasi boron yang digunakan, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

6. Annisa Nur Hidayah (2021) dengan penelitian yang berjudul “Simulasi Dosimetri *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Otak Menggunakan Pemrograman PHITS”. Dalam penelitian mengenai simulasi dosimetri BNCT bertujuan untuk mendapatkan karakteristik fluks neutron, mengetahui konsentrasi boron yang efektif melalui perhitungan laju dosis pada organ, dan waktu iradiasi yang paling optimal pada terapi kanker otak. Penelitian dilakukan dengan metode simulasi menggunakan pemrograman Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS). PHITS digunakan untuk menyimulasikan proses terapi pada kanker otak. Sumber neutron berasal dari kolimator *Double Layer Beam Shaping Assembly* (DLBSA) berbasis Siklotron 30 MeV. Model kepala yang dibuat mengacu pada model kepala Snyder, sel kanker terletak di tengah otak pada kedalaman 3,8 cm dari permukaan atas kepala. Variasi

konsentrasi boron yang digunakan, yaitu 30 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$, 50 $\mu\text{g/g}$, 60 $\mu\text{g/g}$, 70 $\mu\text{g/g}$ dan 80 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Keluaran dari simulasi PHITS berupa fluks neutron termal dan laju dosis neutron. Hasil dari penelitian berupa karakteristik fluks neutron, konsentrasi boron yang paling efektif membunuh sel kanker adalah 80 $\mu\text{g/g}$ jaringan, dan waktu iradiasi paling optimal adalah 13 menit 5 detik.

Untuk penelitian yang dilakukan dengan simulasi pemodelan dengan ORNL-MIRD *phantom* untuk kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM) dan sel kanker di kedalaman 7 cm dari permukaan atas kepala. Variasi yang digunakan ada 3 variasi konsentrasi boron, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

7. Fajar Arianto (2022) dengan penelitian yang berjudul “Penentuan Fluks Neutron pada Kanker Otak untuk *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Menggunakan Simulasi Monte Carlo”. Dalam penelitian *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) merupakan teknologi yang relatif lebih aman dalam membunuh sel kanker otak, salah satunya adalah *Glioblastoma Multiforme*. Salah satu komponen utama peralatan BNCT adalah kolimator yang berfungsi sebagai tempat keluarnya partikel neutron epitermal

yang mengenai sel kanker. Selain dengan metode eksperimen, penelitian BNCT dapat dilakukan dengan pemodelan, antara lain dengan menggunakan *software* Monte Carlo N-particle eXtended (MCNPX). Penelitian bertujuan untuk mengetahui distribusi fluks neutron cepat dan epitermal serta laju dosis neutron cepat dan gamma yang mengenai target sel kanker pada ORNL-MIRD *head phantom*. Pemodelan dilakukan dengan membuat kolimator, fantom kepala, dan geometri kanker. Sumber neutron berasal dari pemodelan kolimator Reaktor Riset Kartini yang dioperasikan dengan daya 100 kW. Pemodelan menggunakan *software* MCNPX memiliki tiga bagian utama, yaitu *cell cards*, *surface cards* dan *data cards*. Penghitungan digunakan pada *data cards* untuk menghitung fluks neutron. Berdasarkan perhitungan hasil pemodelan, fluks neutron epitermal sebesar $2,87 \times 10^9$ n/cm²/s. Perbandingan dosis fluks neutron cepat dan epitermal adalah $2,29 \times 10^{-14}$ Gy.cm²/n. Kemudian, keseimbangan laju dosis epitermal terhadap gamma adalah $1,64 \times 10^{-14}$ Gy.cm²/n, dan rasio fluks neutron epitermal terhadap termal adalah 0,004. Pada penelitian fluks neutron epitermal yang mengenai sasaran sel kanker dimoderasi pada target sel kanker sebesar 4 cm sehingga di kedalaman 8 cm energinya diubah menjadi

neutron termal. Berdasarkan analisis hasil dapat disimpulkan bahwa fluks neutron yang akan berinteraksi dengan jaringan kanker adalah fluks neutron termal, bukan fluks neutron epitermal.

Untuk penelitian yang dilakukan menggunakan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33. Pemodelan dengan ORNL-MIRD *phantom* untuk kanker untuk target sel kanker otak di kedalaman 7 cm dengan sumber neutron termal dari Siklotron 30 MeV.

8. Liska Tri Handayani (2023) dengan penelitian yang berjudul “Evaluasi Dosis Efektif *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Pengobatan *Glioblastoma Multiforme* Menggunakan Simulasi Monte Carlo”. Dalam penelitian *Glioblastoma Multiforme* yang merupakan kanker otak stadium IV yang sangat sulit diobati dan umumnya terjadi pada *hemisfer* serebrum otak. Terapi BNCT telah dikembangkan untuk pengobatan *glioblastoma* yang lebih aman, namun hamburan neutron dan foton gamma yang berasal dari terapi pada *organ at risk* (OAR) ini perlu dievaluasi menggunakan simulasi. Metode yang dilakukan dengan mensimulasikan ORNL-MIRD *phantom* bagian kepala dan leher menggunakan

program Monte Carlo N-particle eXtended (MCNPX) dengan sumber neutron yang digunakan berasal dari pemodelan kolimator dari Reaktor Riset Kartini dengan daya 100 kW. Konsentrasi boron yang disimulasikan pada penelitian sebesar 30 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Arah penyinaran radiasi terhadap pasien dibuat menjadi dua arah, yaitu RLAT (*Right Lateral*) dan TOP. Perhitungan dosis dalam BNCT dilakukan dengan mencari nilai dosis serap, dosis ekuivalen, dan dosis efektif. Dosis efektif dianalisis menggunakan International Commission on Radiological Protection (ICRP) publikasi 60 dan 103. Berdasarkan perhitungan dosis serap, arah penyinaran yang paling efektif adalah arah penyinaran TOP, dengan persentase dosis serap pada *organ at risk* (OAR) relatif aman terutama pada organ tiroid dan nilai pada organ *cranium*, otak, tiroid dan kulit berturut-turut sebesar 11,4%, 10,15%, 0,002%, dan 6,4%. Nilai dosis efektif pada ICRP 60 dan 103 bernilai sama pada organ *cranium* dan kulit. Namun, pada organ tiroid, nilai dosis efektif dengan ICRP 103 lebih rendah dibandingkan ICRP 60. Hal ini menandakan berkurangnya risiko untuk penyakit terwaris pada tiroid dan pada organ otak hanya dihitung menggunakan ICRP 103.

Untuk penelitian yang dilakukan dengan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dengan sumber radiasi neutron yang berasal dari Siklotron mempunyai energi sebesar 30 MeV. Konsentrasi boron yang digunakan ada 3 variasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

9. Bilalodin (2023) dengan penelitian berjudul “Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Kepala menggunakan Kode PHITS dengan Sumber Neutron dari Akselerator”. Dalam penelitian bertujuan untuk menentukan laju dosis yang diterima dan waktu penyinaran yang diperlukan untuk kepala terapi kanker menggunakan metode BNCT. Penelitian dilakukan melalui pendekatan simulasi. Kode PHITS digunakan untuk merancang sumber neutron epitermal yang berasal dari akselerator dan untuk menentukan dimensi geometris komponen jaringan kepala. Model kepala didasarkan pada model kepala Snyder (*Snyder's head model*) dengan sel kanker yang terletak di tengah otak pada kedalaman 3,8 cm. Investigasi pada distribusi dosis di kepala meliputi kulit, tengkorak, bagian otak dan kanker yang terdiri dari *Planning Target Volume* (PTV), *Clinical Target Volume* (CTV) dan *Gross Tumor Volume* (GTV). Simulasi dilakukan

pada konsentrasi boron sebanyak 30 µg/g, 40 µg/g, 50 µg/g, 60 µg/g, 70 µg/g dan 80 µg/g jaringan kanker. Sumber neutron pada penelitian adalah akselerator dengan jenis Siklotron dengan energi sebesar 30 MeV yang diproses menggunakan *Double Layer Beam Shaping Assembly* (DLBSA). Berdasarkan hasil simulasi, semakin besar konsentrasi boron maka semakin besar laju dosis yang dihasilkan. Laju dosis tertinggi adalah diperoleh pada area GTV sebesar $6,37 \times 10^{-2}$ Gy/s dengan menggunakan konsentrasi boron 80 µg/g jaringan. Waktu efektif terapi kanker dihitung berdasarkan laju dosis tertinggi yang diperoleh pada 13,08 menit.

Untuk penelitian yang dilakukan menggunakan simulasi pemodelan ORNL-MIRD *phantom* untuk kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM) pada pria dewasa dan sel kanker berada di kedalaman 7 cm yang disimulasikan ada 3 variasi konsentrasi boron, di antaranya 20 µg/g, 40 µg/g dan 60 µg/g jaringan kanker.

10. Hanifa Fithraturrahma (2023) dengan penelitian yang berjudul “Analisis Dosis Radiasi *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Terapi Kanker Paru-Paru Menggunakan Aplikasi PHITS Versi 3.20”. Dalam penelitian menggunakan 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 ORNL *phantom* pria asia dewasa dengan kanker berukuran 17 mm atau 1,7 cm berjenis adenokarsinoma terletak pada lobus kanan atas paru-paru. Sumber neutron yang digunakan berupa Siklotron 30 MeV 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 stokastik 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.

Untuk penelitian yang dilakukan dengan simulasi model ORNL-MIRD *phantom* pada pria dewasa dengan kanker otak stadium 4, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM) berukuran diameter 4 cm di kedalaman 7 cm. Variasi konsentrasi boron sebanyak 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

11. Wihantoro (2023) dengan penelitiannya berjudul “Analisis Dosimetri *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Tiroid Menggunakan Kode PHITS dengan Neutron dari Siklotron 30 MeV”. Dalam Penelitian bertujuan untuk mengetahui laju dosis yang diterima dan waktu penyinaran yang diperlukan untuk terapi kanker tiroid menggunakan metode BNCT. Geometri model tiroid didasarkan pada MIRD *phantom* dengan sel kanker yang terletak di tengah tiroid. *Phantom* tersebut diiradiasi menggunakan sumber neutron dari Siklotron 30 MeV berbasis *Double Layer Beam Shaping Assembly* (DLBSA). Simulasi dilakukan menggunakan *software* Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) pada konsentrasi boron, yaitu 10 $\mu\text{g/g}$, 20 $\mu\text{g/g}$, 30 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$, 50 $\mu\text{g/g}$, 60 $\mu\text{g/g}$ dan 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Hasil simulasi menunjukkan bahwa konsentrasi boron meningkat seiring dengan laju dosis. Laju dosis tertinggi

diperoleh pada *Gross Target Volume* (GTV) sebesar $1,590 \times 10^{-2}$ Gy/s dengan menggunakan konsentrasi boron 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Waktu efektif terapi kanker dihitung berdasarkan laju dosis tertinggi yang diperoleh pada 57 menit.

Untuk penelitian yang dilakukan menggunakan simulasi pada geometri model ORNL-MRID *phantom* untuk kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM) dan sel kanker memiliki diameter 4 cm di kedalaman 7 cm di bagian otak besar (*cerebrum*).

12. Aulia Rystan Putri Iftinan (2023) dengan penelitian berjudul “Dosimetri *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Pankreas Menggunakan Program PHITS”. Dalam penelitian menggunakan metode pengobatan kanker yang efektif. Salah satunya adalah *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT). Metode tersebut mempunyai potensi yang besar dalam penghancuran sel kanker secara selektif sehingga sel sehat di sekitar selamat dari paparan yang berlebihan dibandingkan dengan radioterapi konvensional yang biasa digunakan. BNCT dapat diterapkan dalam mengobati berbagai jenis kanker salah satunya kanker pankreas. Tahap uji pra-klinis BNCT adalah simulasi dosimetri. Tujuan penelitian

untuk menentukan waktu terapi yang efektif dengan memperhatikan dosis ekuivalen yang diterima *organ at risk* (OAR). Simulasi menggunakan program Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.30 yang memiliki keakuratan perhitungan distribusi dosis terhadap kedalaman di bandingkan MCNP6 dan Geant4. Penelitian menggunakan fantom ORNL dan Siklotron 30 MeV sebagai sumber neutron dengan optimasi BSA dari referensi yang sudah ada. Variasi arah iradiasi yang digunakan adalah LLAT dan AP. Sementara itu, variasi konsentrasi boron sebesar 70 $\mu\text{g/g}$, 90 $\mu\text{g/g}$, 110 $\mu\text{g/g}$, 130 $\mu\text{g/g}$ dan 150 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Hasil Penelitian, yaitu waktu terapi efektif adalah 23 menit 2 detik $\pm$ 2 menit 32 detik. Waktu terapi tersebut dicapai pada variasi konsentrasi sebesar 150 $\mu\text{g/g}$ dengan arah penyinaran LLAT. Dosis ekuivalen yang diterima OAR pada variasi tersebut telah memenuhi standar keselamatan toleransi dosis.

Untuk penelitian yang dilakukan dengan simulasi pemodelan ORNL-MIRD *phantom* untuk kanker otak, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (GBM) dengan pemberian variasi konsentrasi boron sebanyak 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

13. Nita Handayani (2024) dengan penelitian berjudul “Simulasi Dosis Boron dan Waktu Iradiasi pada Pengobatan Kanker Paru dengan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Menggunakan MCNP-6”. Dalam penelitian *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) adalah pengobatan radiasi kanker. Pendekatan ini menggunakan agen pembawa boron dalam bentuk bahan kimia yang disuntikkan ke dalam tubuh, kemudian dibawa ke sel kanker. Pada studi kasus kanker paru, simulasi pengobatan BNCT dilakukan dengan menggunakan *software* Monte Carlo N-Particle (MCNP) versi 6.2.0. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui konsentrasi boron dan durasi penyinaran yang paling efektif dalam terapi kanker paru menggunakan metode BNCT. Geometri berdasarkan model *phantom* yang dibuat oleh Oak Ridge National Laboratory (ORNL). Simulasi geometri kanker, yang ditempatkan di lobus tengah paru kanan. Kulit, tulang rusuk dan paru-paru kanan termasuk organ yang berisiko. Kulit, tulang rusuk dan paru-paru kanan termasuk organ yang berisiko. Sumber neutron untuk simulasi merupakan keluaran kolimator dari kolom termal Reaktor Riset Kartini. Pada simulasi ini variasi konsentrasi boron adalah 40 $\mu\text{g/g}$, 45 $\mu\text{g/g}$, 50 $\mu\text{g/g}$, 55 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Para peneliti

menemukan hubungan antara konsentrasi injeksi boron dan waktu iradiasi, dengan konsentrasi injeksi boron yang lebih tinggi menghasilkan waktu iradiasi yang lebih singkat. Volume boron yang disuntikkan menentukan dosis efektif yang diserap oleh jaringan sehat di sekitar sel kanker. Konsentrasi boron yang efektif untuk terapi kanker paru-paru adalah 60 $\mu\text{g/g}$, dengan pembunuhan sel deterministik di sumsum tulang rusuk dan paru-paru kanan. Bila menggunakan konsentrasi boron 60 $\mu\text{g/g}$, waktu penyinaran adalah 20,4 menit. Konsentrasi boron sebesar 60 $\mu\text{g/g}$ diproyeksikan dapat menciptakan waktu penyinaran yang efektif untuk terapi kanker paru berbasis BNCT berdasarkan prinsip ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) karena durasinya yang lebih singkat jika dibandingkan dengan variasi konsentrasi lainnya.

Untuk penelitian yang dilakukan dengan simulasi aplikasi Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) versi 3.33 dengan sumber radiasi neutron yang berasal dari Siklotron mempunyai energi sebesar 30 MeV. Konsentrasi boron yang digunakan ada 3 variasi, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

BAB III

METODE PENELITIAN

A. Jenis Penelitian

Penelitian yang dilakukan menggunakan jenis penelitian kuantitatif eksperimen yang mana metode tersebut bersifat menguji adanya pengaruh suatu variabel atau beberapa variabel terhadap variabel lain pada penelitian tersebut tentang penerapan BNCT untuk terapi kanker otak yang diambil dari beberapa sumber ilmiah dan jurnal (Perona *et al.*, 2020). Menurut Juliansyah Noor (2011:38): Metode penelitian kuantitatif adalah metode untuk menguji beberapa teori tertentu dengan cara menghubungkan antar variabel. Penelitian eksperimen termasuk kategori menggunakan metode kuantitatif. Menurut Fraenkel, dkk. (2012:265): Penelitian eksperimen adalah jenis penelitian yang dilakukan secara langsung mencoba untuk memengaruhi suatu variabel tertentu dan jika terbukti bisa diterapkan (Hudzaifah *et al.*, 2016).

B. Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan di Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) Yogyakarta, Jl. Babarsari kotak pos 6101 Ykbb, Telp. (0274) 488435, Fax. (0274) 561824, Yogyakarta, 55281 dan waktu penelitian bulan November 2023 s/d Maret 2024.

C. Alat dan Bahan

1. Alat

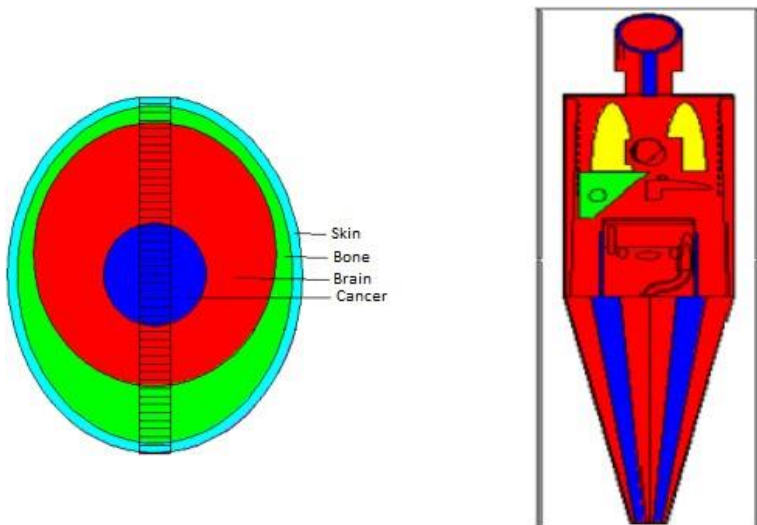
a. Sumber Neutron

Simulasi sumber neutron yang digunakan adalah akselerator jenis Siklotron yang dioperasikan dengan energi sebesar 30 MeV dengan nilai fluks neutron termal sebesar $1,8 \times 10^9$ n/cm²/s. Untuk spesifikasi Siklotron HM-30 yang telah ditunjukkan pada Tabel 2.2 (Mitsumoto *et al.*, 2010).

b. Pemodelan Pasien

Pasien kanker otak pada penelitian didefinisikan dalam Oak Ridge National Laboratory-Medical Internal Radiation Dose (ORNL-MIRD) *phantom* yang telah disimulasikan pada kode PHITS. ORNL-MIRD *phantom* telah digunakan sebagai penelitian BNCT (Krstic *et al.*, 2014). Hal ini telah dilakukan oleh para peneliti di Universitas Hanyang, Korea Selatan. ORNL-MIRD *phantom* tersedia di pangkalan data (*database*) Laboratorium Nasional Los Alamos, Amerika Serikat dan kelompok peneliti komputasi fisika medis (Kim *et al.*, 2009). Target kanker otak diasumsikan sebagai *Gross Target Volume* (GTV) yang didefinisikan sebagai bola berjari-jari 2 cm dan diameter 4 cm di kedalaman 7 cm dari permukaan atas kepala.

Secara garis besar fantom dalam tampilan dua dimensi (2D) ditunjukkan pada Gambar 3.1 (Ahmadi Ganjeh & Eslami-Kalantari, 2019). Selanjutnya, geometri organ pada pasien kanker otak berdasarkan ORNL-MIRD *phantom* yang dibuat dengan kode PHITS pada pria dewasa dengan jenis kanker otak adalah Glioma stadium 4, yaitu *Glioblastoma Multiforme* (Hasyim NM *et al.*, 2018).



Gambar 3.1 Pemodelan dan Geometri iradiasi dari ORNL-MIRD *phantom* (Ahmadi Ganjeh & Eslami-Kalantari, 2019)

Pada Gambar 3.1 menunjukkan ORNL-MIRD *phantom* dalam bentuk dua dimensi (2D) secara keseluruhan pada tubuh pasien dan kanker otak jenis *Glioblastoma Multiforme* (GBM).

c. Alat Penelitian

Perangkat keras yang digunakan sebuah laptop dengan spesifikasi, sebagai berikut :

- 1) Merek Laptop : DELL Inspiron 5510
- 2) Prosesor : 11th Gen Intel® Core™
i5-11320H @ 320 GHz
- 3) Grafis : Intel® Iris Xe Graphics
- 4) RAM : 16 GB DDR4
- 5) Penyimpanan : 512 GB SSD NVMe
- 6) Jaringan : Wi-Fi 6 dan Bluetooth 5.1
- 7) Sistem Operasi : Windows 11 Home Single
Language, 64-bit
- 8) Ukuran Layar : 15,6-inch FHD IPS
(1920 x 1080) Anti-glare LED

Perangkat lunak yang digunakan, sebagai berikut :

- 1) Particle and Heavy Ion Transport code System
(PHITS) v3.33
- 2) Ghostscript v10.03.1
- 3) GSview v5.0
- 4) Notepad++ v8.6.4
- 5) Sumatra PDF Reader v3.5.2
- 6) Microsoft Excel 2021
- 7) Microsoft Word 2021

2. Bahan

Boron-10 dengan konsentrasi sebanyak 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

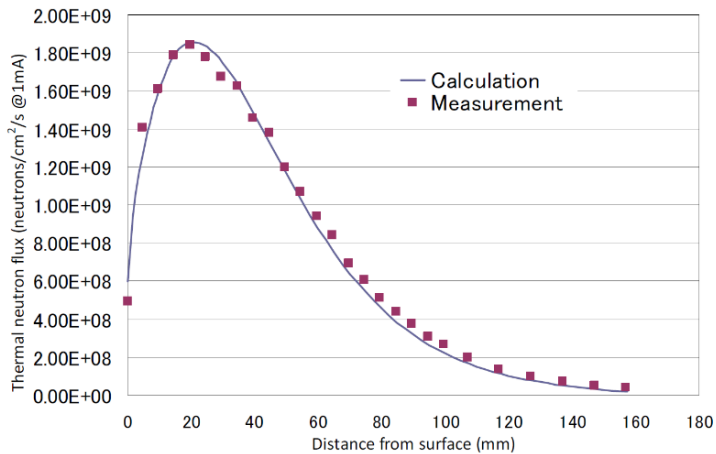
D. Variabel Penelitian

Variabel-variabel pada simulasi ini terdiri dari variabel bebas, variabel terikat dan variabel terkontrol. Variabel bebas dalam penelitian adalah konsentrasi Boron-10 sebesar 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, konsentrasi-konsentrasi boron tersebut dipilih karena lebih efektif dalam menghancurkan sel-sel kanker (Ramadhan, 2018). Kemudian, variabel terikat dalam penelitian adalah nilai laju dosis boron, waktu iradiasi dan dosis serap, lalu variabel terkontrol dalam penelitian adalah nilai fluks neutron termal pada organ sel kanker dengan nilai dan dikontrol pada nilai $1,8 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$.

Penggunaan dosis dengan konsentrasi boron-10 minimum sekitar 10 $\mu\text{g/g}$ hingga 30 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Dalam batas maksimum pemberian boron pada BNCT sebanyak 150 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, jika lebih dari itu maka pemberian boron bisa membahayakan tubuh pasien karena boron menjadi beracun (Shamsabadi & Baghani, 2024).

Cara mengontrol variabel tersebut dengan menentukan nilai fluks neutron termal sebesar $1,8 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$ pada Siklotron 30 MeV yang didapat dari perhitungan pada fantom

air berbentuk silinder (*Cylindrical Water Phantom*) diambil nilai paling tinggi atau fluks puncak pada fantom tersebut adalah $1,8 \times 10^9$ n/cm²/s pada jarak 20 mm dari permukaan. Distribusi yang diukur sesuai dengan distribusi yang dihitung oleh Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) dan Evaluated Nuclear Data File (ENDF/B-VII) (Mitsumoto *et al.*, 2010).

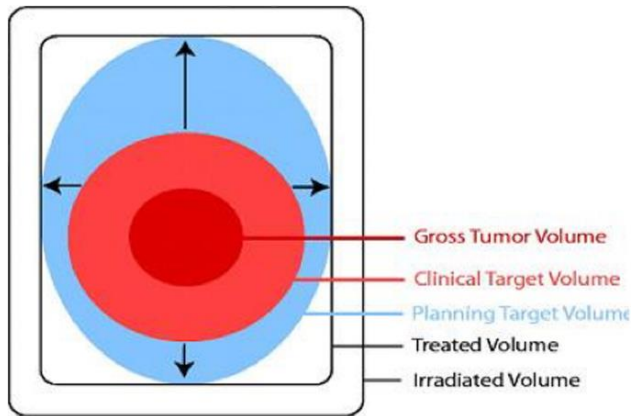


Gambar 3.2 Fluks Neutron Termal pada Fantom Air Berbentuk Silinder (Mitsumoto *et al.*, 2010)

Pada Gambar 3.2 menunjukkan fluks neutron termal pada fantom air berbentuk silinder yang menghasilkan $1,8 \times 10^9$ n/cm²/s.

Pada pedoman International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU) untuk *target volume* iradiasi pada sel kanker terbagi menjadi 3 lapisan, antara lain *Planning*

Target Volume (PTV), *Clinical Target Volume* (CTV) dan *Gross Target Volume* (GTV) (Sardjono *et al.*, 2016).



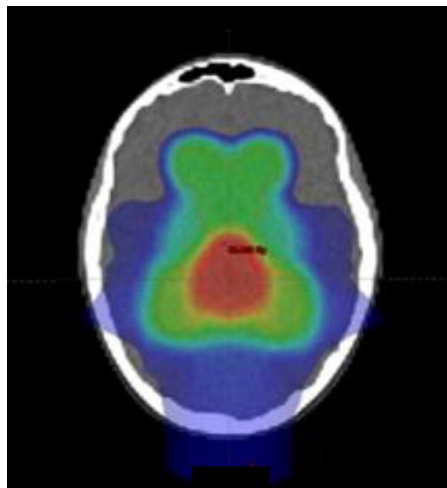
Gambar 3.3 *Target Volume* Berdasarkan Pedoman ICRU (Skarsgard *et al.*, 2010)

Pada Gambar 3.3 menunjukkan *Target Volume* berdasarkan pedoman ICRU, yaitu GTV, CTV dan PTV.

Berdasarkan definisinya, GTV merupakan inti dari volume sel kanker yang mana area tersebut dideteksi sebagai posisi kanker dengan densitas (massa jenis) sel kanker paling tinggi dan terlihat jelas oleh mata dan bisa diraba. CTV merupakan area yang berpotensi terjangkit oleh sel kanker yang bersifat subklinis dan mikroskopik. Area tersebut juga area GTV yang ditambah dengan volume di sekitar GTV yang menjadi tempat penyebaran kanker. PTV merupakan area target yang didesain sesuai data-data yang telah memiliki konsep geometrik

berdasarkan klinis dan fisik. Area tersebut merupakan area CTV ditambah dengan batas tambahan untuk perencanaan pengobatan radiasi dan evaluasi (Toussaint *et al.*, 2023)

Jari-jari pada GTV berukuran 2 cm, CTV berukuran 3 cm dan PTV berukuran 4 cm, otak berukuran 7 cm, tulang tengkorak berukuran 8 cm dan kulit berukuran 9 cm (Basyid *et al.*, 2014). Perbandingan konsentrasi boron-10 pada organ GTV sebanyak 100%, kemudian CTV divariasikan sebanyak 50% atau dua kali lebih besar dari jumlah konsentrasi boron yang diberikan pada organ GTV, selanjutnya konsentrasi boron pada organ PTV dan organ lainnya divariasikan sebanyak 10% atau sepuluh kali lebih besar dari konsentrasi boron di organ GTV (Ramadhani *et al.*, 2020).



Gambar 3.4 Pembagian Daerah *Target Volume* Iradiasi (Correia *et al.*, 2019)

Pada Gambar 3.4 menunjukkan hasil *scan* dari *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) di daerah *target volume* iradiasi pada kanker otak terletak di bagian tengah yang telah dihitung berdasarkan data, terlihat di bagian PTV berwarna biru, lalu CTV berwarna hijau dan GTV berwarna merah.

E. Pengolahan Data

Penelitian ini menggunakan pengolahan data berupa rumus untuk mengetahui banyaknya atom dalam jaringan bisa saling bereaksi pada saat iradiasi sehingga perlu mengetahui jumlah atom tersebut dengan Persamaan 3.1 (Fadzilah, 2018).

$$N_{i-jaringan} = \frac{N_i}{m_{jaringan}} \quad (3.1)$$

$$N_i = n_i \cdot N_A \quad (3.2)$$

$$n_i = \frac{m_i}{Ar_i} \quad (3.3)$$

Keterangan :

$N_{i-jaringan}$	= Jumlah atom tiap 1 kg jaringan (atom/kg)
N_i	= Jumlah atom tiap unsur dalam jaringan (atom)
$m_{jaringan}$	= Massa jaringan (kg)
n_i	= Mol unsur (mol)
N_A	= Bilangan Avogadro ($6,023 \times 10^{23}$ atom/mol)
m_i	= Massa atom (g)
Ar_i	= Massa atom relatif unsur (g/mol)

Untuk mendapatkan nilai massa jaringan maka menggunakan Persamaan 3.4 (Ramadhan, 2018).

$$m_{jaringan} = V \times \rho \quad (3.4)$$

Keterangan :

$m_{jaringan}$ = Massa jaringan (kg)

V = Volume (m³)

ρ = Massa jenis (kg/m³)

Untuk massa jenis masing-masing organ ditunjukkan pada Tabel 3.1 (Ramadhan, 2018).

Tabel 3.1 Massa Jenis Masing-Masing Organ	
Organ	Massa Jenis (g/cm³)
Kulit	1,1
Tulang Tengkorak	1,85
Otak	1,03
PTV	1,03
CTV	1,20
GTV	1,20

Diketahui volume organ dan sel kanker berbentuk bola menggunakan Persamaan 3.5 (Ramadhan, 2018).

$$V = \frac{4}{3} \times \pi \times r^3 \quad (3.5)$$

Keterangan :

V = Volume (cm³)

π = $\frac{22}{7}$

r = Jari-jari (cm)

Setelah boron-10 diinjeksikan ke dalam jaringan maka perlu menghitung konsentrasi dan massa yang baru. Variasi konsentrasi boron dalam penelitian ada 3, yakni 20 µg/g, 40 µg/g dan 60 µg/g jaringan kanker. Variasi tersebut dipilih karena lebih efektif untuk menghancurkan sel kanker. Rasio merupakan perbandingan masing-masing sel kanker dan jaringan sehat dalam hal ini kulit, tulang tengkorak, otak dan PTV bernilai 10, lalu CTV bernilai 2, kemudian GTV bernilai 1 sehingga mendapatkan massa boron-10 menggunakan Persamaan 3.6 (Fadzilah, 2018).

$$m_{boron-10} = \frac{konsentrasi_{boron-10} \times m_{jaringan}}{rasio} \quad (3.6)$$

Keterangan :

$m_{boron-10}$ = Massa boron (g)

$m_{jaringan}$ = Massa jaringan (g)

$k_{boron-10}$ = Konsentrasi boron (µg/g)

$rasio$ = Perbandingan masing-masing sel

Laju dosis boron adalah hasil reaksi neutron termal dengan boron-10. Perhitungan laju dosis boron menggunakan Persamaan 3.7 (Fadzilah, 2018).

$$\dot{D}_B = \frac{\Phi \cdot N_{B10-jaringan} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) J/MeV}{1 J.Kg^{-1}/Gy} \quad (3.7)$$

Keterangan :

$\dot{D}_B$	= Laju dosis boron (Gy/s)
Φ	= Fluks neutron termal (neutron/cm ² /s)
$N_{B10-jaringan}$	= Jumlah atom boron-10 per massa jaringan (atom/kg jaringan)
$\sigma_{a,B10}$	= Tampang lintang serapan boron-10 (3,8637 × 10 ⁻²¹ cm ²)
Q	= Energi partikel (MeV)

Waktu iradiasi adalah nilai dosis minimal yang dibagi dengan laju dosis boron selama iradiasi pada sel kanker dalam jangka waktu tertentu. Perhitungan waktu selama iradiasi menggunakan dosis minimal sebagai perusak sel kanker beserta laju dosis pada sel kanker (GTV) dalam penelitian yang dilakukan menggunakan dosis minimal sebesar 30 Gy karena untuk mengetahui seberapa efektif dalam menghancurkan kanker otak (*Glioblastoma Multiforme*). Perhitungan waktu iradiasi dengan Persamaan 3.8 (Fadzilah, 2018).

$$t = \frac{D_{\text{minimal}}}{\dot{D}_{\text{sel kanker}}} \quad (3.8)$$

Keterangan :

t	= Waktu iradiasi (s)
D_{minimal}	= Dosis minimal perusak sel kanker (Gy)
$\dot{D}_{\text{sel kanker}}$	= Laju dosis boron pada sel kanker (Gy/s)

Dosis serap adalah laju dosis boron yang diserap oleh jaringan dikalikan dengan waktu iradiasi. Perhitungan dosis serap pada jaringan dengan Persamaan 3.9 (Fadzilah, 2018).

$$D_{\text{serap}} = \dot{D}_{\text{jaringan}} \times t \quad (3.9)$$

Keterangan :

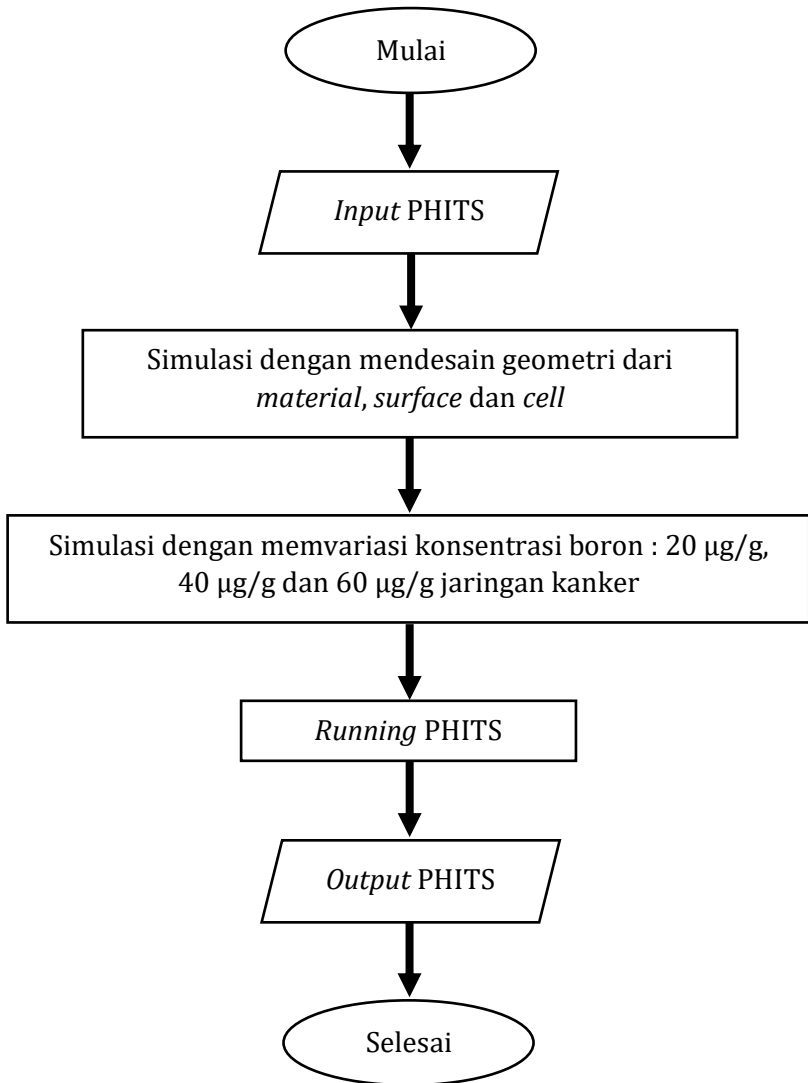
t = Waktu iradiasi (s)

D_{serap} = Dosis yang diserap oleh jaringan (Gy)

$\dot{D}_{\text{jaringan}}$ = Laju dosis boron pada jaringan (Gy/s)

F. Teknik Analisis Data

Dalam penelitian ini menggunakan program PHITS untuk melakukan simulasi interaksi proton berbasis Siklotron 30 MeV terhadap kanker otak. Adapun simulasi dalam bentuk algoritma menggunakan aplikasi PHITS, seperti Gambar 3.5 (Rahayuningsih *et al.*, 2019). Pada Gambar 3.5 menunjukkan diagram alir penelitian untuk menjalankan simulasi aplikasi PHITS.



Gambar 3.5 Diagram Alir Penelitian

Simulasi program PHITS dalam bentuk *flowchart* dapat dijelaskan, sebagai berikut :

1. Dimulai dengan membuka *input code* PHITS yang telah diinstall pada laptop.
2. Membuat desain geometri dari *input* berisi *material*, *surface* dan *cell*.
3. Melakukan variasi konsentrasi boron, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, kemudian disimpan.
4. Running PHITS, dengan cara klik kanan => *Send to* => PHITS, dengan aplikasi Command Prompt (CMD).
5. *Output* PHITS, berupa data hasil perhitungan yang tersimpan dalam Notepad++, selain itu ada gambar yang bisa dibuka dengan GSview v5.0.
6. Simulasi pada program PHITS selesai dan ditutup.

Untuk prosedur cara kerja penelitian ini, yaitu :

1. Mencari literatur dan referensi mengenai metode BNCT terhadap kanker otak.
2. Membuat geometri organ dan sel kanker sesuai dengan bentuk, ukuran dan posisi organ tersebut menggunakan *input code* PHITS.
3. Menghitung volume organ dalam penelitian ini yang dihitung adalah kulit, tulang tengkorak, otak, PTV, CTV dan GTV.

4. Memvariasi konsentrasi boron antara lain 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker dan sumber energi sebesar 30 MeV, lalu klik *Save*.
5. Menjalankan aplikasi PHITS, *input code* disimpan di notepad++ dengan format **.inp file*, lalu klik kanan => *Send to* => PHITS menggunakan aplikasi Command Prompt (CMD).
6. Hasil dari *running* aplikasi PHITS, memperoleh *file output* berupa kode PHITS dengan format **.out file*, yang tersimpan di dalam Notepad++.
7. Menghitung laju dosis boron, waktu iradiasi dan dosis serap berdasarkan variasi konsentrasi boron pada masing-masing organ.
8. Menampilkan *file output* berupa gambar dan geometri pada *file* dengan format **.eps file* menggunakan GSview v5.0.
9. Hasil tersebut dianalisis menggunakan Microsoft Excel untuk menampilkan data berupa grafik, kemudian dibahas serta disimpulkan.

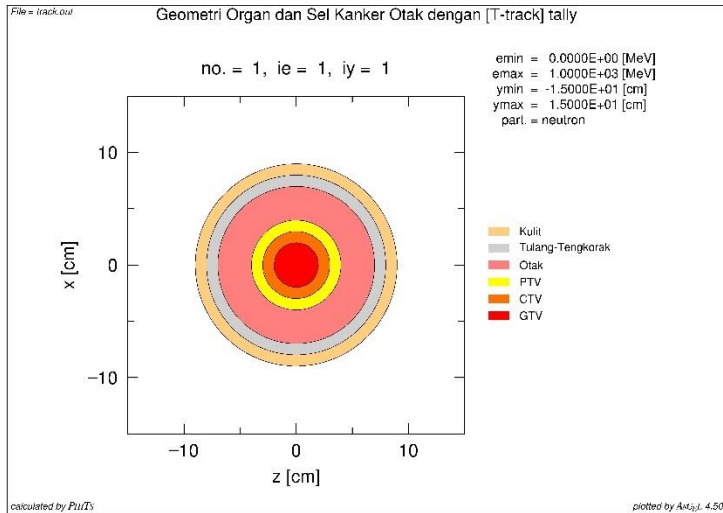
BAB IV

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

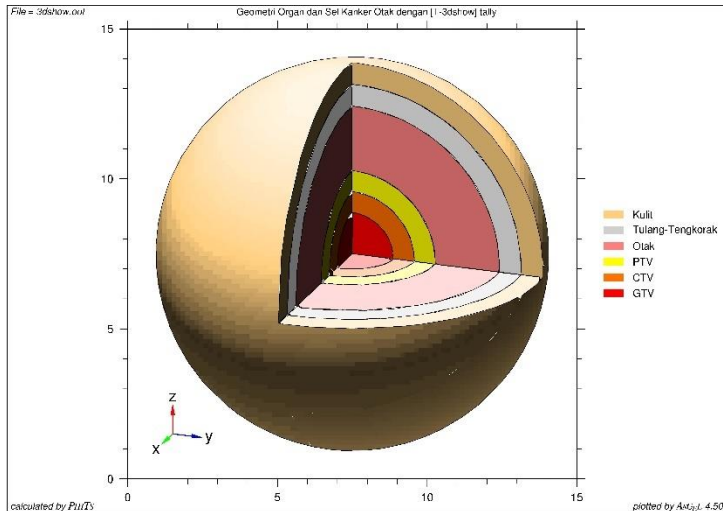
A. Geometri Organ dan Sel Kanker Otak

Penelitian tentang *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) yang dilakukan dengan sumber neutron dari akselerator jenis Siklotron 30 MeV yang menghasilkan neutron termal sebesar $1,8 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$ (Mitsumoto *et al.*, 2010). Fantom kepala berasal dari ORNL-MRID *phantom* yang terdiri dari beberapa organ dan sel kanker telah dibuat dengan kode PHITS. Hasil *output* berupa simulasi tersebut terdiri dari kulit, tulang tengkorak, otak, PTV, CTV dan GTV yang bisa dilihat pada aplikasi GSView v5.0 yang terdiri dari geometri organ.

Geometri pada organ-organ tersebut berbentuk bola, seperti pada organ kulit berwarna cokelat muda memiliki jari-jari 9 cm, lalu tulang tengkorak berwarna abu-abu memiliki jari-jari 8 cm dan otak berwarna merah muda memiliki jari-jari 7 cm, selanjutnya PTV berwarna kuning memiliki jari-jari 4 cm, lalu CTV berwarna oranye memiliki jari-jari 3 cm dan GTV berwarna merah memiliki jari-jari 2 cm bisa dilihat pada Gambar 4.1, sedangkan dalam tampilan tiga dimensi (3D) pada Gambar 4.2.



Gambar 4.1 Simulasi Geometri Organ dan Sel Kanker Otak (*Glioblastoma Multiforme*)



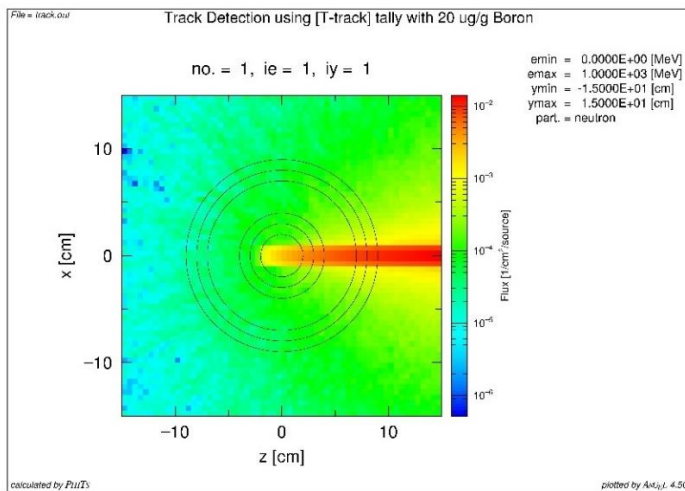
Gambar 4.2 Simulasi Geometri Organ dan Sel Kanker Otak (*Glioblastoma Multiforme*) dalam Bentuk 3 Dimensi

Pada Gambar 4.1 menunjukkan simulasi geometri dan sel kanker otak, selanjutnya pada Gambar 4.2 menunjukkan simulasi geometri dan sel kanker otak dalam bentuk 3 dimensi.

B. Penyinaran Fluks Neutron

Adapun variasi konsentrasi boron-10 yang digunakan ada 3 variasi, yaitu 20, 40 dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Hasil simulasi persebaran fluks neutron pada sel kanker otak dengan konsentrasi boron pada 20 $\mu\text{g/g}$ bisa dilihat pada Gambar 4.3.

Untuk simulasi konsentrasi boron pada 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker berada di Lampiran 2. Hasil simulasi terlihat bahwa fluks neutron menyebar paling banyak ke sel kanker (warna hijau) yang terletak di pusat tengah lingkaran.



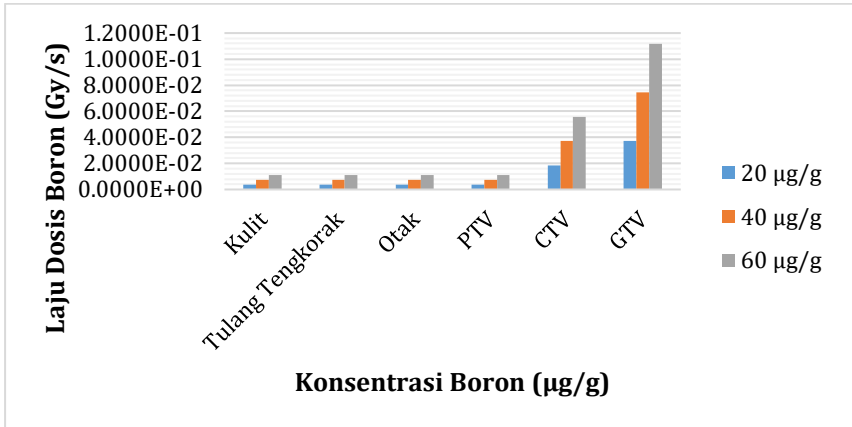
Gambar 4.3 Simulasi Penyinaran Fluks Neutron dengan Konsentrasi Boron pada 20 $\mu\text{g/g}$ Jaringan Kanker

Pada Gambar 4.3 menunjukkan simulasi penyinaran fluks neutron terhadap sel kanker otak pada fantom kepala dalam konsentrasi boron pada 20 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

C. Laju Dosis Boron

Laju dosis boron dapat diketahui dari hasil reaksi antara neutron termal dan boron-10, seperti pada Persamaan 3.7. Perhitungan nilai laju dosis boron dari masing-masing organ dengan 3 variasi konsentrasi boron, yaitu 20 $\mu\text{g/g}$, 40 $\mu\text{g/g}$ dan 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker ada di Lampiran 6. Hasil perhitungan laju dosis boron bisa dilihat pada tabel nilai laju dosis boron pada Lampiran 1.

Pada tabel tersebut terlihat bahwa nilai laju dosis boron semakin tinggi di lapisan terdalam organ kanker dan semakin rendah di lapisan terluar kanker, kemudian semakin besar konsentrasi boron maka semakin besar pula nilai laju dosis boron pada masing-masing organ. Hal tersebut dapat dibuktikan melalui grafik, seperti pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Nilai Laju Dosis Boron pada Masing-Masing Organ

Pada Gambar 4.4 menunjukkan nilai laju dosis boron tertinggi sebesar 1,1160E-01 Gy/s atau $1,1160 \times 10^{-1}$ Gy/s atau $11,160 \times 10^{-2}$ Gy/s pada konsentrasi boron sebanyak 60 µg/g di organ GTV, sedangkan nilai laju dosis boron terendah sebesar 0,3718E-02 Gy/s atau $0,3718 \times 10^{-2}$ Gy/s atau $3,718 \times 10^{-3}$ Gy/s pada konsentrasi boron sebanyak 20 µg/g di organ kulit.

Faktor penyebab nilai konsentrasi boron dan nilai laju dosis boron tertinggi di organ GTV karena dalam organ GTV merupakan tempat pusat sel kanker berada dan jumlah nilai konsentrasi boron yang banyak pula yang diserap oleh sel-sel kanker sehingga reaksi boron menangkap neutron termal menyebabkan peluruhan boron-10 berubah menjadi partikel

alfa dan litium-7, jumlah partikel-partikel tersebut semakin banyak dan energinya meningkat. Kenaikan laju dosis ini disebabkan karena nilai laju dosis alfa yang berperan besar dalam membunuh sel kanker bahwa laju dosis alfa dapat mengalami kenaikan seiring dengan kenaikan jumlah konsentrasi boron. Akibatnya laju dosis boron pada organ GTV juga semakin besar untuk menghancurkan sel kanker. Oleh karena itu, semakin besar konsentrasi maka semakin besar laju dosis pada GTV.

Selanjutnya, faktor nilai konsentrasi boron dan nilai laju dosis boron terendah di organ kulit karena dalam organ tersebut tidak terindikasi adanya kanker dan tidak terjadinya reaksi radiasi antara neutron termal dengan boron-10 di organ kulit sehingga meminimalisir radiasi boron pada jaringan sehat di sekitarnya dan laju dosis boron yang bereaksi dalam organ kulit sangat kecil, begitu pula pada organ lainnya, seperti tulang tengkorak, otak dan PTV. Adapun faktor nilai konsentrasi boron dan nilai laju dosis boron pada organ CTV, mulai mengalami kenaikan karena pada organ tersebut, area penyebaran sel kanker dan bisa dipastikan sel kanker sudah menyebar, walaupun tidak sebanyak di organ GTV sehingga nilai konsentrasi boron dan nilai laju dosis boron meningkat pula.

Perbedaan antara nilai laju dosis boron yang terendah senilai $3,718 \times 10^{-3}$ Gy/s dengan tertinggi sebesar $11,160 \times 10^{-2}$

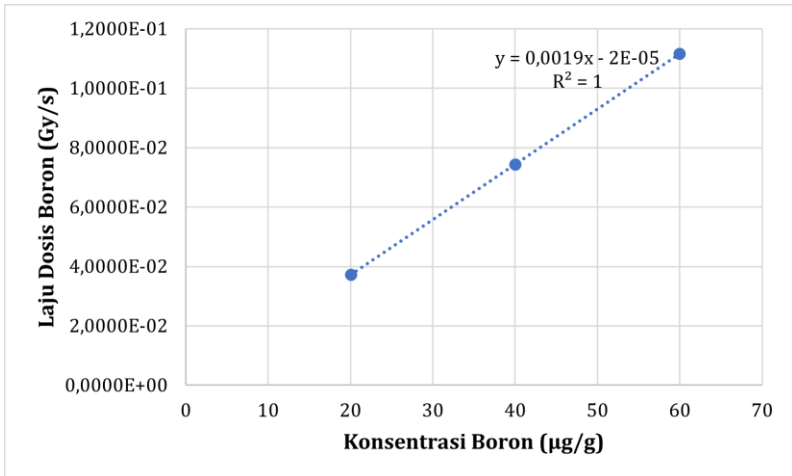
Gy/s adalah pada nilai laju dosis terendah pada organ kulit memiliki energi yang kecil dan kekuatan paparan radiasi terhadap organ tersebut kecil pula karena tidak ada reaksi neutron termal dengan boron-10, sedangkan nilai laju dosis tertinggi pada organ GTV mempunyai energi yang besar dan kekuatan paparan radiasi pada organ tersebut juga besar karena adanya reaksi neutron termal dengan boron-10 yang memproduksi partikel alfa mempunyai energi yang besar. Adapun efek yang ditimbulkan dari nilai laju dosis boron yang terendah pada organ kulit menjadi aman, sedangkan efek yang diakibatkan dari nilai laju dosis boron yang tertinggi pada organ GTV untuk menghancurkan sel-sel kanker secara selektif tanpa merusak jaringan-jaringan sehat di sekitarnya.

Dengan demikian semakin tinggi konsentrasi boron maka semakin tinggi juga nilai laju dosis boron pada masing-masing organ. Nilai laju dosis boron meningkat seiring bertambahnya konsentrasi boron terutama di lapisan terdalam sel kanker. Nilai laju dosis boron tertinggi ada di organ GTV karena terapi BNCT mempunyai sifat selektif yang mana di sel kanker mengandung boron-10 yang tinggi dibandingkan organ yang lain sehingga bisa menghancurkan sel kanker, sedangkan nilai laju dosis boron pada organ-organ selain sel kanker, seperti kulit, tulang tengkorak, otak, PTV dan CTV serta lapisan terluar kanker cenderung nilai dosis boron rendah dan hampir sama karena

tidak merusak organ sehat di sekitarnya (Laudensia *et al.*, 2020).

Dalam penelitian diasumsikan bahwa konsentrasi boron pada organ mempunyai perbandingan masing-masing, pada organ GTV sebanyak 100%, kemudian CTV divariasikan sebanyak 50% atau dua kali lebih besar dari jumlah konsentrasi boron yang diberikan pada organ GTV, selanjutnya konsentrasi boron pada organ PTV dan organ lainnya (kulit, tulang tengkorak dan otak) divariasikan sebanyak 10% atau sepuluh kali lebih besar dari konsentrasi boron di organ GTV (Ramadhani *et al.*, 2020). Perhitungan nilai laju dosis boron pada organ GTV ada di Lampiran 6. Hasil perhitungan nilai laju dosis boron pada GTV ditunjukkan pada tabel laju dosis boron pada organ GTV di Lampiran 1.

Pada tabel tersebut nilai laju dosis boron di organ GTV bahwa nilai laju dosis boron tertinggi pada pusat kanker itu sendiri, yaitu organ GTV dengan nilai $11,160 \times 10^{-2}$ Gy/s atau $1,1160 \times 10^{-1}$ Gy/s dalam waktu 1 detik. Nilai laju dosis boron berbanding lurus dengan konsentrasi boron yang bisa dibuktikan dengan grafik, seperti pada Gambar 4.5 dengan nilai laju dosis boron sebesar $1,1160 \times 10^{-1}$ Gy/s atau $1,1160 \times 10^{-1}$ Gy/s.



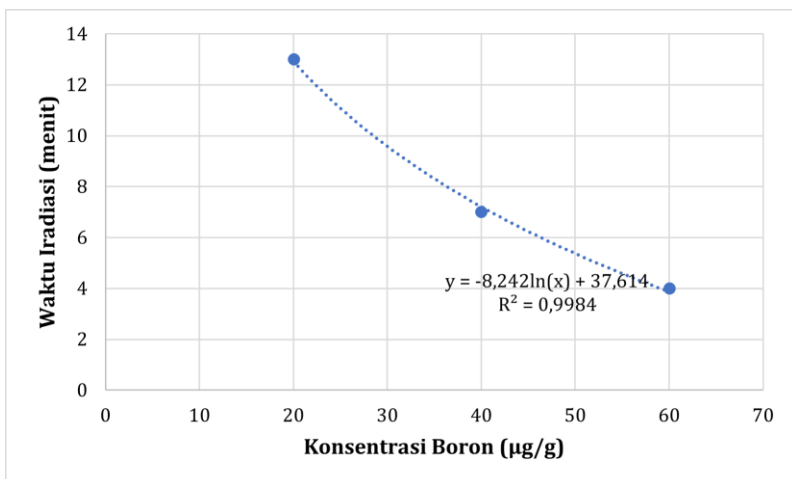
Gambar 4.5 Grafik Nilai Laju Dosis Boron terhadap Konsentrasi Boron pada GTV

Pada Gambar 4.5 menunjukkan bahwa semakin tinggi konsentrasi boron di GTV (sel kanker) maka semakin tinggi pula nilai laju dosis boron di GTV. Grafik secara ditarik garis *trendline* secara *Linear* untuk mengetahui tingkat hubungan antara konsentrasi boron dan laju dosis boron. Koefisien korelasi menunjukkan $R^2 = 1$ yang berarti sempurna, artinya konsentrasi boron sangat berpengaruh dan berbanding lurus terhadap laju dosis boron. Hal ini menyebabkan tingkat hubungan menunjukkan nilai sempurna.

D. Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi didapatkan dari Persamaan 3.8 berupa perbandingan antara dosis minimal merusak sel kanker otak dan laju dosis sel kanker. Dosis minimal merusak tersebut sebesar 30 Gy (Ramadhan, 2018). Perhitungan waktu iradiasi lebih lanjut pada Lampiran 7. Hasil data waktu iradiasi pada organ GTV, bisa dilihat pada tabel waktu iradiasi di Lampiran 1.

Pada tabel tersebut memperlihatkan semakin tinggi konsentrasi boron maka semakin cepat waktu iradiasi. Pada tabel tersebut waktu paling singkat, yaitu 4 menit 48 detik pada konsentrasi 60 $\mu\text{g/g}$. Nilai waktu iradiasi berbanding terbalik dengan konsentrasi boron. Hal itu dapat dibuktikan melalui grafik, seperti pada Gambar 4.6.



Gambar 4.6 Grafik Waktu Iradiasi terhadap Konsentrasi Boron pada GTV

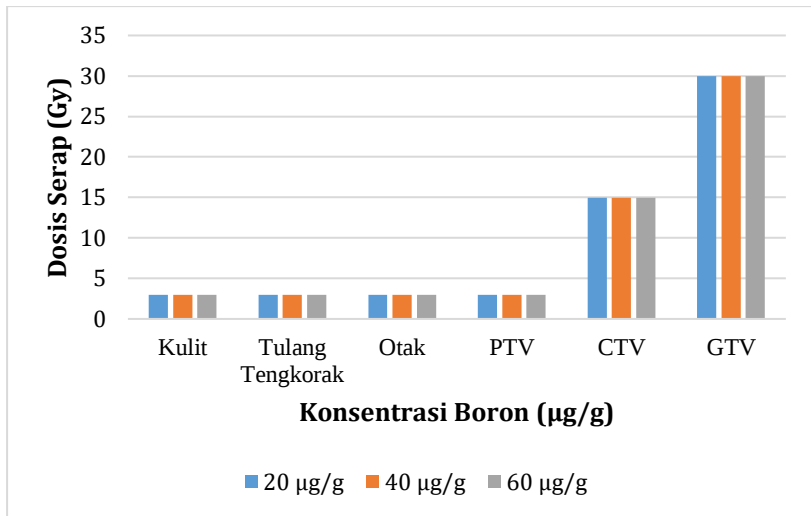
Pada Gambar 4.6 menunjukkan bahwa semakin tinggi konsentrasi boron di GTV (sel kanker) maka semakin cepat waktu iradiasi di GTV. Grafik secara ditarik garis *trendline* secara *Logarithmic* untuk mengetahui tingkat hubungan antara konsentrasi boron dan waktu iradiasi. Koefisien korelasi menunjukkan $R^2 = 0,9984$ yang berarti sangat kuat, artinya konsentrasi boron sangat berpengaruh dan berbanding terbalik terhadap waktu iradiasi. Hal ini menyebabkan tingkat hubungan menunjukkan nilai sangat kuat.

E. Dosis Serap

Dosis serap didapatkan dari laju dosis dikalikan dengan waktu iradiasi, seperti pada Persamaan 3.9. Perhitungan dosis serap selengkapnya ada di Lampiran 8. Hasil perhitungan dosis serap pada masing-masing organ bisa dilihat pada tabel dosis serap masing-masing organ di Lampiran 1.

Dalam tabel tersebut menunjukkan nilai tertinggi dosis boron yang diserap di organ GTV sebagai pusat sel kanker berada sebesar 30 Gy (Ramadhan, 2018) dan di organ lain beberapa memiliki nilai dosis serap yang sama karena konsentrasi boron yang diserap dan mempunyai sifat merusak hanya pada sel kanker, bukan pada jaringan sehat serta daerah dengan dosis penyerapan tertinggi pada organ GTV dan selisih ukuran masing-masing organ tidak jauh, yaitu ukuran kulit 9 cm,

tulang tengkorak 8 cm, otak 7 cm, PTV 4 cm, CTV 3 cm dan GTV 2 cm. Hal tersebut bisa dibuktikan dengan grafik, seperti pada Gambar 4.7.



Gambar 4.7 Nilai Dosis Serap pada Masing-Masing Organ

Pada Gambar 4.7 menunjukkan bahwa dosis serap paling tinggi pada organ terdalam yang berada di tengah-tengah sel kanker, sedangkan dosis serap bernilai rendah dan hampir sama pada organ terluar sel kanker karena sel-sel kanker hanya menyerap banyak sekali konsentrasi boron dibanding organ sehat di sekitarnya. Dengan hasil tersebut BNCT bisa diterapkan pada penyembuhan pasien kanker khususnya kanker otak.

BAB V

SIMPULAN DAN SARAN

A. SIMPULAN

Berdasarkan penelitian disimpulkan bahwa :

1. Semakin tinggi konsentrasi boron maka semakin besar nilai laju dosis boron untuk pengobatan kanker otak. Dalam hal ini, konsentrasi boron sebanyak 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, dihasilkan nilai laju dosis boron sebesar $11,160 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}$ pada organ GTV. Nilai laju dosis boron meningkat di bagian sel kanker.
2. Semakin tinggi konsentrasi boron maka waktu iradiasi semakin cepat untuk pengobatan kanker otak. Pada konsentrasi boron sebanyak 60 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, didapatkan waktu iradiasi yang sangat singkat hanya dalam jangka waktu 4 menit 48 detik.
3. Semakin tinggi konsentrasi boron maka dosis serap semakin besar untuk pengobatan kanker otak. Dosis serap tertinggi sebesar 30 Gy pada organ terdalam, yaitu organ GTV yang menjadi keberadaan sel kanker.

B. SARAN

Berdasarkan penelitian diberikan saran, yaitu :

1. Perlu memperbanyak penelitian mengenai area radiasi berupa *target volume*, yaitu PTV, CTV dan GTV pada sel kanker.
2. Dilakukan studi BNCT lebih lanjut dan mendalam untuk mendapatkan lebih banyak informasi demi kemajuan BNCT kedepannya.

DAFTAR PUSTAKA

- Ahmadi Ganjeh, Z., & Eslami-Kalantari, M. (2019). Design and optimization of two-sided beam based on ${}^7\text{Li}(\text{p},\text{n}){}^7\text{Be}$ source using in BNCT for brain and liver tumors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 916, 290–295. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2018.11.084>
- Ali, F., S Hosmane, N., & Zhu, Y. (2020). Boron Chemistry for Medical Applications. *Molecules (Basel, Switzerland)*, 25(4), 1–24. <https://doi.org/10.3390/molecules25040828>
- Almutrafi, A., Bashawry, Y., Alshakweer, W., Al-Harbi, M., Altwairgi, A., & Al-Dandan, S. (2020). The Epidemiology of Primary Central Nervous System Tumors at the National Neurologic Institute in Saudi Arabia: A Ten-Year Single-Institution Study. *Journal of Cancer Epidemiology*, 2020, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2020/1429615>
- Ambe, S., Nizamutdinov, D., Huang, J. H., & Fonkem, E. (2020). Incidence of Primary Central Nervous System Tumors Among the Hispanic Population in Texas 1995-2013. *Cureus*, 12(9), 1–11. <https://doi.org/10.7759/cureus.10235>

- Ardana, I. M. (2020). Kajian Teknologi Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) dan Aspek Regulasinya. *Pusat Sains Dan Teknologi Akselerator - BATAN Yogyakarta*, 95–101.
- Arianto, F., Handayani, L. T., Budi, W. S., & Basuki, P. (2022). Determination of Neutron Flux in Brain Cancer Boron Neutron Capture Therapy Using Monte Carlo Simulation. *Physics Communication*, 6(2), 79–84. <https://doi.org/10.15294/physcomm.v6i2.40277>
- Balle, R. V. G. S. (2019). In Vivo Total Dose Analysis in Mice for BNCT Trial TRIGA Kartini Research Reactor Based Using PHITS. *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 4(1), 27–32. <https://doi.org/10.24246/ijpna.v4i1.27-32>
- 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>

- Basyid, F., Adi, K., Sains, F., & Diponegoro, U. (2014). Segmentasi Citra Medis Untuk Pengenalan Objek Kanker Menggunakan Metode Active Contour. *Youngster Physics Journal*, 3(3), 209–216.
- Blasco, J. L. S. (2018). *Beam secondary shower acquisition design for the CERN high accuracy wire scanner*. Universidad de Barcelona.
- Bray, F., Ferlay, J., Soerjomataram, I., Siegel, R. L., Torre, L. A., & Jemal, A. (2018). Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 68(6), 394–424. <https://doi.org/10.3322/caac.21492>
- Brooks, A. L., Hoel, D. G., & Preston, R. J. (2016). The role of dose rate in radiation cancer risk: evaluating the effect of dose rate at the molecular, cellular and tissue levels using key events in critical pathways following exposure to low LET radiation. *International Journal of Radiation Biology*, 92(8), 405–426. <https://doi.org/10.1080/09553002.2016.1186301>

- Chen, Y. W., Lee, Y. Y., Lin, C. F., Pan, P. S., Chen, J. K., Wang, C. W., Hsu, S. M., Kuo, Y. C., Lan, T. L., Hsu, S. P. C., Liang, M. L., Chen, R. H. H., Chang, F. C., Wu, C. C., Lin, S. C., Liang, H. K., Lee, J. C., Chen, S. K., Liu, H. M., ... Ono, K. (2021). Salvage boron neutron capture therapy for malignant brain tumor patients in compliance with emergency and compassionate use: Evaluation of 34 cases in Taiwan. *Biology*, *10*(4), 1–16. <https://doi.org/10.3390/biology10040334>
- Conte, V., Bianchi, A., & Selva, A. (2023). Boron Neutron Capture Therapy: Microdosimetry at Different Boron Concentrations. *Applied Sciences*, *14*(1), 216. <https://doi.org/10.3390/app14010216>
- Correia, D., Terribilini, D., Zepter, S., Pica, A., Bizzocchi, N., Volken, W., Stieb, S., Ahlhelm, F., Herrmann, E., Fix, M. K., Manser, P., Aebbersold, D. M., & Weber, D. C. (2019). Whole-ventricular irradiation for intracranial germ cell tumors: Dosimetric comparison of pencil beam scanned protons, intensity-modulated radiotherapy and volumetric-modulated arc therapy. *Clinical and Translational Radiation Oncology*, *15*, 53–61. <https://doi.org/10.1016/j.ctro.2019.01.002>

- Cziráki, Á. (2023). Structure of the Quarks and a New Model of Protons and Neutrons: Answer to Some Open Questions. *Natural Science*, 15(01), 11–18. <https://doi.org/10.4236/ns.2023.151002>
- Fadzilah, S. N. (2018). *Analisis Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Kulit Melanoma Menggunakan Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)*. Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Yogyakarta.
- Ferreira, Â., Dionísio, S., Ventura, E., Saleiro, R., & Monteiro, C. (2020). Parapharyngeal schwannoma—a challenging case report. *Journal of Surgical Case Reports*, 2020(3), 1–4. <https://doi.org/10.1093/jscr/rjaa048>
- Globocan. (2020). *The Global Cancer Observatory - All cancers*. 419, 199–200. Diunduh di <https://gco.iarc.fr/today/home/> tanggal 14 Januari 2024.
- Gumilar, H., Nurcholisah, K., & Pramono, I. P. (2023). Implementasi Digital Marketing pada UMKM di Kecamatan Lembang terhadap Tingkat Penjualan pada Masa Pandemi Covid-19. *Bandung Conference Series: Accountancy*, 3(1), 639–647. <https://doi.org/10.29313/bcsa.v3i1.7017>

- Handayani, L. T., Budi, W. S., & Arianto, F. (2023). Evaluasi Dosis Efektif Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Glioblastoma Multiforme Menggunakan Simulasi Monte Carlo. *Jurnal Fisika Unand*, 12(4), 683–689. <https://doi.org/10.25077/jfu.12.4.683-689.2023>
- Hasyim NM, K., Sardjono, Y., & Sumardi, Y. (2018). The Dose Analysis Of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) to The Brain Cancer (Glioblastoma Multiforme) Using MCNPX-Code with Neutron Source from Collimated Thermal Column Kartini Research Nuclear. *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 3(3), 1–8.
- Hidayanti, A. A. (2023). Analisis Korelasi Pearson Biaya Produksi Terhadap Luas Lahan Petani Garam di Kecamatan Bolo Kabupaten Bima. *Jurnal Inovasi Pendidikan Dan Sains, Universitas Mataram*, 4(1), 5–10.
- Hu, N., Tanaka, H., Takata, T., Endo, S., Masunaga, S., Suzuki, M., & Sakurai, Y. (2020). Evaluation of PHITS for microdosimetry in BNCT to support radiobiological research. *Applied Radiation and Isotopes*, 161, 109–148. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109148>
- Hudzaifah, Choiri, A. S., & Priyono. (2016). Efektivitas Metode Picture Exchange Communication System (PECS) terhadap Peningkatan Kemampuan Menyusun Kalimat Berbasis EYD Anak Tunarungu. *Jurnal Pendidikan Luar Biasa*, 1–13.

- Hunter, E. D., Christensen, A., Fajans, J., Friesen, T., Kur, E., & Wurtele, J. S. (2020). Electron cyclotron resonance (ECR) magnetometry with a plasma reservoir. *Physics of Plasmas*, 27(3), 1–15. <https://doi.org/10.1063/1.5141999>
- Hutahaeen, H. D. (2018). Analisa Simulasi Monte Carlo untuk Memprediksi Tingkat Kehadiran Mahasiswa dalam Perkuliahan (Studi Kasus : STMIK PELITA NUSANTARA). *Journal of Informatic Pelita Nusantara*, 3(1), 41–45.
- IARC. (2020). *Latest global cancer data: Cancer burden rises to 19.3 million new cases and 10.0 million cancer deaths in 2020*. Diunduh di <https://www.iarc.who.int/news-events/latest-global-cancer-data-cancer-burden-rises-to-19-3-million-new-cases-and-10-0-million-cancer-deaths-in-2020/> tanggal 27 Februari 2024.
- Imperio, D., & Panza, L. (2022). Sweet Boron: Boron-Containing Sugar Derivatives as Potential Agents for Boron Neutron Capture Therapy. *Symmetry*, 14(2), 1–18. <https://doi.org/10.3390/sym14020182>
- IAEA. (2024). *Research of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)*. Japan Atomic Energy Agency. Diunduh di <https://phits.jaea.go.jp/> tanggal 5 Maret 2024.

- Jakola, A. S., Sagberg, L. M., Gulati, S., Solheim, O., Store, A., Sagberg, L. M., Gulati, S., Solheim, O., & Sagberg, L. M. (2020). Expert Review of Anticancer Therapy Advancements in predicting outcomes in patients with glioma : a surgical perspective. *Expert Review of Anticancer Therapy*, 20(3), 167–177. <https://doi.org/10.1080/14737140.2020.1735367>
- Jeon, S. J., Choi, J., Lee, K. Y., & Yi, J. (2024). Real-time neutron beam monitor utilizing scintillator technology for boron neutron capture therapy. *Radiation Measurements*, 172(107070), 1–4. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2024.107070>
- Karihtala, P. (2024). The current status and future perspectives of clinical boron neutron capture therapy trials. *Health and Technology*, 14(2), 429–447. <https://doi.org/10.1007/s12553-024-00862-7>
- Kawabata, S., Suzuki, M., Hirose, K., Tanaka, H., Kato, T., Goto, H., Narita, Y., & Miyatake, S. I. (2021). Accelerator-based BNCT for patients with recurrent glioblastoma: A multicenter phase II study. *Neuro-Oncology Advances*, 3(1), 1–9. <https://doi.org/10.1093/noajnl/vdab067>
- Kemenag RI. (2022). *Qur'an Kemenag*. Lajnah Pentashihan Mushaf Al-Qur'an. Diunduh di <https://quran.kemenag.go.id/> tanggal 18 April 2024.

- Kemenkes RI. (2023). *Kanker Otak*. Kementerian Kesehatan Republik Indonesia. Diunduh di <https://ayosehat.kemkes.go.id/topik-penyakit/neoplasma/kanker-otak/> tanggal 23 Mei 2024.
- Khoiri, A. (2018). Al-Qur'an dan Fisika (Telaah Konsep Fundamental: Waktu, Cahaya, Atom dan Gravitasi). *PROSIDING Seminar Nasional Pendidikan Fisika FITK UNSIQ*, 1(1), 92–102. <https://ojs.unsiq.ac.id/index.php/semnaspf/article/view/129>
- Kim, K. O., Kim, J. K., & Kim, S. Y. (2009). Optimized therapeutic neutron beam for accelerator-based BNCT by analyzing the neutron angular distribution from ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ reaction. *Applied Radiation and Isotopes*, 67(7–8), 1173–1179. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2009.02.004>
- Kiyanagi, Y., Sakurai, Y., Kumada, H., & Tanaka, H. (2019). Status of accelerator-based BNCT projects worldwide. *AIP Conference Proceedings*, 2160, 1–9. <https://doi.org/10.1063/1.5127704>

- Kocarnik, J. M., Compton, K., Dean, F. E., Fu, W., Gaw, B. L., Harvey, J. D., Henrikson, H. J., Lu, D., Pennini, A., Xu, R., Ababneh, E., Abbasi-Kangevari, M., Abbastabar, H., Abd-Elsalam, S. M., Abdoli, A., Abedi, A., Abidi, H., Abolhassani, H., Adedeji, I. A., ... Force, L. M. (2022). Cancer Incidence, Mortality, Years of Life Lost, Years Lived With Disability, and Disability-Adjusted Life Years for 29 Cancer Groups From 2010 to 2019. *JAMA Oncology*, 8(3), 420. <https://doi.org/10.1001/jamaoncol.2021.6987>
- Komori, T. (2017). The 2016 WHO classification of tumours of the central nervous system: The major points of revision. *Neurologia Medico-Chirurgica*, 57(7), 301–311. <https://doi.org/10.2176/nmc.ra.2017-0010>
- Kreiner, A. J., Bergueiro, J., Cartelli, D., Baldo, M., Castell, W., Asoia, J. G., Padulo, J., Suárez Sandín, J. C., Igarzabal, M., Erhardt, J., Mercuri, D., Valda, A. A., Minsky, D. M., Debray, M. E., Somacal, H. R., Capoulat, M. E., Herrera, M. S., del Grosso, M. F., Galletti, L., ... Tacca, H. (2016). Present status of Accelerator-Based BNCT. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 21(2), 95–101. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2014.11.004>

- Kristensen, B. W., Priesterbach-Ackley, L. P., Petersen, J. K., & Wesseling, P. (2019). Molecular pathology of tumors of the central nervous system. *Annals of Oncology*, 30(8), 1265–1278. <https://doi.org/10.1093/annonc/mdz164>
- Krstic, D., Markovic, V. M., Jovanovic, Z., Milenkovic, B., Nikezic, D., & Atanackovic, J. (2014). Monte carlo calculations of lung dose in ORNL phantom for boron neutron capture therapy. *Radiation Protection Dosimetry*, 161(1–4), 269–273. <https://doi.org/10.1093/rpd/nct365>
- Kumada, H., Nakamura, T., Komeda, M., & Matsumura, A. (2009). Development of a multi-modal Monte-Carlo radiation treatment planning system combined with PHITS. *AIP Conference Proceedings*, 1153, 377–387. <https://doi.org/10.1063/1.3204547>
- Kumada, H., Sakae, T., & Sakurai, H. (2023). Current development status of accelerator-based neutron source for boron neutron capture therapy. *EPJ Techniques and Instrumentation*, 10(1), 1–15. <https://doi.org/10.1140/epjti/s40485-023-00105-5>

- Lan, T. L., Chou, F. I., Lin, K. H., Pan, P. S., Lee, J. C., Huang, W. S., Liu, Y. M., Chao, Y., & Chen, Y. W. (2020). Using salvage Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) for recurrent malignant brain tumors in Taiwan. *Applied Radiation and Isotopes*, 160(109105), 1–6.
<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109105>
- Lan, T. L., Lin, C. F., Lee, Y. Y., Lin, K. H., Chang, F. C., Lin, S. C., Lee, J. C., Chou, F. I., Peir, J. J., Liu, H. M., Mu, P. F., & Chen, Y. W. (2023). Advances in Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) for Recurrent Intracranial Meningioma. *International Journal of Molecular Sciences*, 24(5), 1–11.
<https://doi.org/10.3390/ijms24054978>
- Laudensia, L., Jalut, S., Rupiasih, N. N., & Sardjono, Y. (2020). Analysis of Boron Dose on BNCT Technique with Simulation Methods Using the PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System). *Buletin Fisika*, 21(1), 1–7.
- Liang, J., Lv, X., Lu, C., Ye, X., Chen, X., Fu, J., & Luo, C. (2020). *Prognostic factors of patients with Gliomas – an analysis on 335 patients with Glioblastoma and other forms of Gliomas*. 1–7.

- Liu, N., Song, S. Y., Jiang, J. B., Wang, T. J., & Yan, C. X. (2020). The prognostic role of Ki-67/MIB-1 in meningioma: A systematic review with meta-analysis. *Medicine (United States)*, 99(9), 1–10. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000018644>
- Mahmud, K. H. N. (2017). *Analisis Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Otak (Glioblastoma Multiform) Menggunakan Mcnpx-Code dengan Sumber Neutron dari Kolimator Kolom Termal Reaktor Kartini*. Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Yogyakarta.
- Markham, M. J., Wachter, K., Agarwal, N., Bertagnolli, M. M., Chang, S. M., Dale, W., Diefenbach, C. S. M., Rodriguez-Galindo, C., George, D. J., Gilligan, T. D., Harvey, R. D., Johnson, M. L., Kimple, R. J., Knoll, M. A., LoConte, N., Maki, R. G., Meisel, J. L., Meyerhardt, J. A., Pennell, N. A., ... Westin, S. N. (2020). Clinical Cancer Advances 2020: Annual report on progress against cancer from the American Society of Clinical oncology. *Journal of Clinical Oncology*, 38(10), 1081–1101. <https://doi.org/10.1200/JCO.19.03141>
- Matsuya, Y., Fukunaga, H., Omura, M., & Date, H. (2020). A Model for Estimating Dose-Rate Effects on Cell-Killing of Human Melanoma after Boron Neutron Capture Therapy. *Cells*, 9(1117), 1–16.

- Miller, K. D., Nogueira, L., Mariotto, A. B., Rowland, J. H., Yabroff, K. R., Alfano, C. M., Jemal, A., Kramer, J. L., & Siegel, R. L. (2019). Cancer treatment and survivorship statistics, 2019. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 69(5), 363–385. <https://doi.org/10.3322/caac.21565>
- Mitsumoto, T., Fujita, K., Ogasawara, T., Tsutsui, H., Yajima, S., Maruhashi, A., Sakurai, Y., & Tanaka, H. (2010). BNCT system using 30 MEV H- Cyclotron. *Proceedings of CYCLOTRONS 2010, Lanzhou, China - 19th International Conference on Cyclotrons and Their Applications, FRM2CC004*, 430–432.
- Miyatake, S. I., Kawabata, S., Hiramatsu, R., Kuroiwa, T., Suzuki, M., Kondo, N., & Ono, K. (2016). Boron neutron capture therapy for malignant brain tumors. *Neurologia Medico-Chirurgica*, 56(7), 361–371. <https://doi.org/10.2176/nmc.ra.2015-0297>
- Mokhtari, J., Faghihi, F., Dastjerdi, M. H. C., & Khorsandi, J. (2020). Neutronic feasibility study of using a multipurpose MNSR for BNCT, NR, and NAA. *Applied Radiation and Isotopes*, 161, 109–147. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109147>

- Monti Hughes, A., & Hu, N. (2023). Optimizing Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) to Treat Cancer: An Updated Review on the Latest Developments on Boron Compounds and Strategies. *Cancers*, 15(16), 1–30. <https://doi.org/10.3390/cancers15164091>
- Moreau, J. T., Hankinson, T. C., Baillet, S., & Dudley, R. W. R. (2020). Individual-patient prediction of meningioma malignancy and survival using the Surveillance, Epidemiology, and End Results database. *Npj Digital Medicine*, 3(1), 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41746-020-0219-5>
- Muramatsu, M., & Kitagawa, A. (2012). A review of ion sources for medical accelerators (invited). *Review of Scientific Instruments*, 83(2), 1–7. <https://doi.org/10.1063/1.3671744>
- Mustafa, P. S. (2023). Tinjauan Literatur Analisis Uji R Berganda dan Uji Lanjut dalam Statistik Inferensial pada Penelitian Pendidikan Jasmani. *Jurnal Ilmiah Wahana Pendidikan*, 9(5), 571–593. <https://doi.org/10.5281/zenodo.7758162>
- Nakahara, Y., Ito, H., Masuoka, J., & Abe, T. (2020). Boron neutron capture therapy and photodynamic therapy for high-grade meningiomas. *Cancers*, 12(5), 1–16. <https://doi.org/10.3390/cancers12051334>

- Navarro-Olvera, J. L., Ariñez-Barahona, E., Esqueda-Liquidano, M. A., & Muñoz-Cobos, A. (2017). Brain metastases: Literature review. *Revista Médica Del Hospital General de México*, 80(1), 60–66.
<https://doi.org/10.1016/j.hgmx.2016.04.006>
- Nedunchezian, K., Aswath, N., Thiruppathy, M., & Thirugnanamurthy, S. (2016). Boron neutron capture therapy - a literature review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(12), ZE01–ZE04.
<https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/19890.9024>
- Ntoy, S. G., & Sardjono, Y. (2017). Calculation of BNCT Dosimetry for Brain Cancer Based on Kartini Research Reactor using PHITS Code. *Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir Tri Dasa Mega*, 19(3), 159.
<https://doi.org/10.17146/tdm.2017.19.3.3634>
- Panchal, D. V., Barot, D. H., Dhotre, D. S., & Goswami, D. H. (2020). Histomorphological spectrum and who grading of glioma in paediatric population. *International Journal of Clinical and Diagnostic Pathology*, 3(3), 79–82.
<https://doi.org/10.33545/pathol.2020.v3.i3b.261>

- Patel, A. P., Fisher, J. L., Nichols, E., Abd-Allah, F., Abdela, J., Abdelalim, A., Abraha, H. N., Agius, D., Alahdab, F., Alam, T., Allen, C. A., Anber, N. H., Awasthi, A., Badali, H., Belachew, A. B., Bijani, A., Bjørge, T., Carvalho, F., Catalá-López, F., ... Fitzmaurice, C. (2019). Global, regional, and national burden of brain and other CNS cancer, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet Neurology*, 18(4), 376–393. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30468-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30468-X)
- Perkins, A., Liu, G., & Alabama, S. (2016). Primary Brain Tumors in Adults: Diagnosis and Treatment. *Am Fam Physician*, 93(3), 211–217.
- Perona, M., Majdalani, M. E., Rodríguez, C., Nievas, S., Carpano, M., Rossini, A., Longhino, J. M., Cabrini, R., Pisarev, M. A., Juvenal, G. J., & Dagrosa, M. A. (2020). Experimental studies of boron neutron capture therapy (BNCT) using histone deacetylase inhibitor (HDACI) sodium butyrate, as a complementary drug for the treatment of poorly differentiated thyroid cancer (PDTC). *Applied Radiation and Isotopes*, 164(109297), 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109297>

- Pratama, R., Aisyah, S. A., Putra, A. M., Sirodj, R. A., & Afgan, M. W. (2023). Correlational Research. *JiIP - Jurnal Ilmiah Ilmu Pendidikan*, 6(3), 1754–1759. <https://doi.org/10.54371/jiip.v6i3.1420>
- Pulungan, R. M., & Hardy, F. R. (2020). Edukasi “sadari” (periksa payudara sendiri) untuk deteksi dini kanker payudara di kelurahan cipayung kota depok. *Jurnal Pengabdian Kepada Masyarakat*, 2(1), 47–52.
- Putra, T. A., & Hadi, A. F. (2018). Perancangan aplikasi keuntungan produk rokok dengan menggunakan metode monte carlo di toko nabila. *Jurnal Matematika UNAND*, VII(1), 164–188.
- Rahayuningsih, O. D., Susilo, S., & Sardjono, Y. (2019). Neutron Chareacterization of BNCT Water Phantom Based on 30 MeV Cyclotron Using PHITS Computational Code. *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 4(1), 22–26. <https://doi.org/10.24246/ijpna.v4i1.22-26>
- Rahmawati, N. A. (2014). Analisis Dosis Pada Penyembuhan Kanker Payudara Dengan Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Menggunakan MCNP X. *Jurnal Fisika*, 6(2), 1–94.

- Ramadhan, M. Y. (2018). *Analisis Dosis pada Pengobatan Penyakit Kanker Otak Glioblastoma Multiforme dengan Metode Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Menggunakan Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)*. Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Yogyakarta.
- Ramadhani, A. D. P., Susilo, Nurfatthan, I., Sardjono, Y., Widarto, Wijaya, G. S., & Triatmoko, I. M. (2020). Dose Estimation of the BNCT Water Phantom Based on MCNPX Computer Code Simulation. *Tri Dasa Mega*, 22(1), 23–30. <https://doi.org/10.17146/tdm.2020.22.1.5780>
- Roser, S. D. and F. S. and H. R. and M. (2018). *Causes of Death*. Our World in Data. Diunduh di <https://ourworldindata.org/causes-of-death/> 6 Juni 2024.
- Rosidah, S. (2017). *Analisis Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Kulit Melanoma Menggunakan MCNPX dengan Sumber Neutron dari Kolom Termal Reaktor Kartini*. Universitas Negeri Yogyakarta.
- Sabarni. (2019). Struktur Atom Berdasarkan Ilmu Kimia Dan Perspektif Al-Quran. *Lantanida Journal*, 7(1), 1–100. <https://doi.org/10.22373/lj.v7i1.4647>

- Santosa, S. (2015). Desain Konseptual Sistem Magnet Siklotron 30 MeV untuk Sumber Neutron Epithermal BNCT. *Prosiding Pertemuan dan Presentasi Ilmiah Teknologi Akselerator dan Aplikasinya*, 17, 1–6.
- Sardjono, Y., Widodo, S., Irhas, I., & Tantawy, H. (2016). A Design of Boron Neutron Capture Therapy for Cancer Treatment in Indonesia. *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 1(1), 1–13. <https://doi.org/10.24246/ijpna.v1i1.1-13>
- Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S., Kai, T., Tsai, P.-E., Matsuda, N., Iwase, H., Shigyo, H., Sihver, L., & Niita, K. (2024). *PHITS Ver. 3.33 User's Manual (English version)*. Japan Atomic Energy Agency.
- Scheie, D., Kufaishi, H. H. A., Broholm, H., Lund, E. L., de Stricker, K., Melchior, L. C., & Grauslund, M. (2019). Biomarkers in tumors of the central nervous system – a review. *Apmis*, 127(5), 265–287. <https://doi.org/10.1111/apm.12916>
- Shamsabadi, R., & Baghani, H. R. (2024). DNA-damage RBE assessment for combined boron and gadolinium neutron capture therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 25(6), 1–10. <https://doi.org/10.1002/acm2.14399>

- Sharma, V., Bhaskar, S., Hire, S. R., & Ahuja, A. (2019). A case report of rare location of ganglioglioma. *Egyptian Journal of Neurosurgery*, 34(1), 1–6. <https://doi.org/10.1186/s41984-019-0060-9>
- Skarsgard, D., Cadman, P., El-Gayed, A., Pearcey, R., Tai, P., Pervez, N., & Wu, J. (2010). Planning target volume margins for prostate radiotherapy using daily electronic portal imaging and implanted fiducial markers. *Radiation Oncology*, 5(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/1748-717X-5-52>
- Sung, H., Ferlay, J., Siegel, R. L., Laversanne, M., Soerjomataram, I., Jemal, A., & Bray, F. (2021). Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 71(3), 209–249. <https://doi.org/10.3322/caac.21660>
- Sutnick, A. I., & Gunawan, S. (2020). Cancer in Indonesia. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 247(22), 3087–3088. <https://doi.org/10.1001/jama.247.22.3087>
- Tabbakh, F., & Hosmane, N. S. (2020). Enhancement of Radiation Effectiveness in Proton Therapy: Comparison Between Fusion and Fission Methods and Further Approaches. *Scientific Reports*, 10(1), 1–12. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-62268-5>

- Tan, A. C., Ashley, D. M., López, G. Y., Malinzak, M., Friedman, H. S., & Khasraw, M. (2020). Management of glioblastoma: State of the art and future directions. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 70(4), 299–312. <https://doi.org/10.3322/caac.21613>
- Taylor, O. G., Brzozowski, J. S., & Skelding, K. A. (2019). Glioblastoma multiforme: An overview of emerging therapeutic targets. *Frontiers in Oncology*, 9(963), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fonc.2019.00963>
- Toussaint, L., Indelicato, D. J., Muren, L. P., & Stokkevåg, C. H. (2023). Risk of second primary cancer from proton arc therapy of pediatric brain tumors. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 27(100480), 1–4. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2023.100480>
- Wijaya, S. D., Poedjomartono, B., & Sardjono, Y. (2019). In Vitro and In Vivo Test of Boron Delivery Agent for BNCT. *Indonesian Journal of Physics and Nuclear Applications*, 4(2), 39–44. <https://doi.org/10.24246/ijpna.v4i2.39-44>
- Wu, T., Qu, P. ran, Zhang, S., Li, S. wei, Zhang, J., Wang, B., Liu, P., Li, C. de, & Zhao, F. (2020). The clinical treatment and outcome of cerebellopontine angle medulloblastoma: a retrospective study of 15 cases. *Scientific Reports*, 10(1), 1–9. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-66585-7>

- Yamaguchi, Y., Watanabe, G., Fukuda, Y., Ageishi, T., Katayama, T., Ogawa, T., & Uozumi, Y. (2020). Development of INC-ELF version 2 and incorporation into PHITS: Extension to lower incident energies down to 30 MeV. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 479, 233–239. <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2020.07.012>
- Zavjalov, E., Zaboronok, A., Kanygin, V., Kasatova, A., Kichigin, A., Mukhamadiyarov, R., Razumov, I., Sycheva, T., Mathis, B. J., Maezono, S. E. B., Matsumura, A., & Taskaev, S. (2020). Accelerator-based boron neutron capture therapy for malignant glioma: a pilot neutron irradiation study using boron phenylalanine, sodium borocaptate and liposomal borocaptate with a heterotopic U87 glioblastoma model in SCID mice. *International Journal of Radiation Biology*, 96(7), 868–878. <https://doi.org/10.1080/09553002.2020.1761039>

LAMPIRAN

Lampiran 1 Hasil Data Penelitian

A. Tabel Nilai Laju Dosis Boron

Konsentrasi Boron (µg/g)	Laju Dosis Boron (Gy/s)					
	Kulit	Tulang Tengkorak	Otak	PTV	CTV	GTV
20 µg/g	3,718E-03	3,719E-03	3,720E-03	3,721E-03	1,859E-02	3,719E-02
40 µg/g	7,437E-03	7,439E-03	7,440E-03	7,441E-03	3,718E-02	7,437E-02
60 µg/g	11,156E-03	11,158E-03	11,159E-03	11,160E-03	5,578E-02	11,160E-02

B. Tabel Nilai Laju Dosis Boron pada Organ GTV

Konsentrasi Boron (µg/g)	Laju Dosis Boron (Gy/s)
20 µg/g	3,719E-02
40 µg/g	7,437E-02
60 µg/g	11,160E-02

C. Tabel Waktu Iradiasi

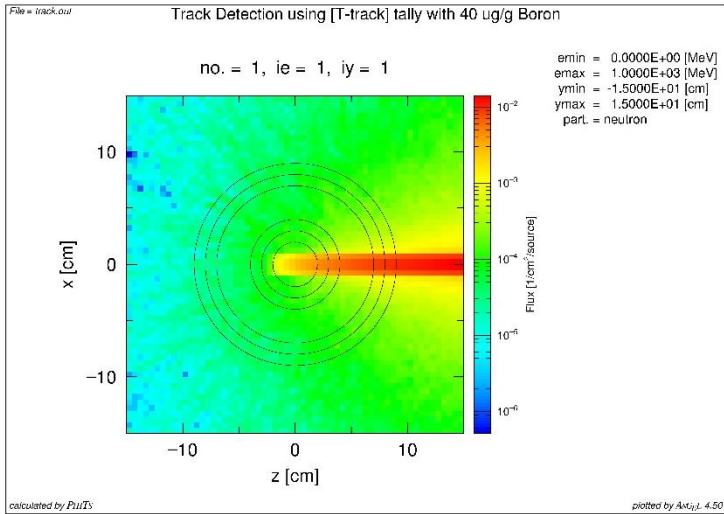
Konsentrasi Boron (µg/g)	Laju Dosis Boron (Gy/s)	Waktu Iradiasi (s)	Waktu Iradiasi	
			menit	detik
20 µg/g	3,719E-02	806,668	13	44
40 µg/g	7,437E-02	403,388	7	12
60 µg/g	11,160E-02	268,817	4	48

D. Tabel Dosis Serap Masing-Masing Organ

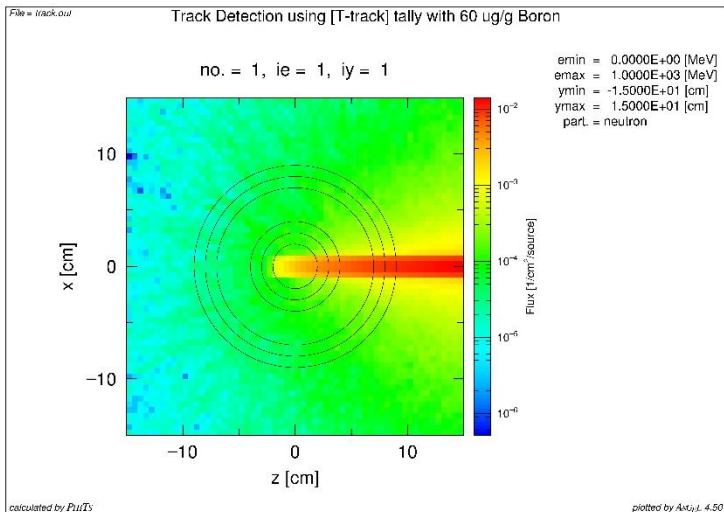
Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Dosis Serap (Gy)					
	Kulit	Tulang Tengkorak	Otak	PTV	CTV	GTV
20 $\mu\text{g/g}$	2,99	3,00	3,00	3,00	14,99	30,00
40 $\mu\text{g/g}$	2,99	3,00	3,00	3,00	14,99	30,00
60 $\mu\text{g/g}$	2,99	2,99	2,99	2,99	14,99	30,00

Lampiran 2 Hasil Simulasi Penyinaran Fluks Neutron

A. Konsentrasi Boron pada 40 $\mu\text{g/g}$



B. Konsentrasi Boron pada 60 $\mu\text{g/g}$



Lampiran 3 Fasilitas Akselerator untuk BNCT

No.	Facility Name	Country	Accelerator	Produced Neutron Energy (MeV)	Beam Current (mA)
1.	Kyoto University	Japan	Cyclotron	30	1
2.	Southern Tohoku Hospital	Japan	Cyclotron	30	1
3.	Kansai BNCT Medical Center	Japan	Cyclotron	30	1
4.	University of Tsukuba	Japan	Linac	8	2,1
5.	National Cancer Center (NCC) Hospital	Japan	Linac	2,5	12
6.	Edogawa Hospital BNCT Center	Japan	Linac	2,5	12
7.	Shonan Kamakura Hospital	Japan	Electrostatic	2,6	12
8.	Nagoya University	Japan	Electrostatic	2,8	15
9.	Helsinki University Hospital	Finland	Electrostatic	2,6	12
10.	Xiamen Humanity Hospital BNCT Center	China	Electrostatic	2,5	10
11.	Lanzhou University	China	Electrostatic	2,6	15
12.	China Institute of Atomic Energy (CIAE)	China	Cyclotron	14	1
13.	Institute of High Energy Physics (IHEP)	China	Linac	2,8	20
14.	Gachon University Gil Medical Center (A-BNCT)	South Korea	Linac	10	8
15.	National Institute for Nuclear Physics (INFN) Legnaro	Italy	Linac	5	30

16.	National Center for Oncological Hadrontherapy (CNAO)	Italy	Electrostatic	2,5	10
17.	University of Birmingham	United Kingdom	Electrostatic	2,6	12
18.	Budker Institute of Nuclear Physics	Russia	Electrostatic	2,3	10
19.	National Atomic Energy Commission (CNEA)	Argentina	Electrostatic	1,4	30
20.	University of Granada	Spain	Electrostatic	2,1	30

Lampiran 4 *Input Code PHITS*

A. *Sections*

Name	Description
[title]	Title
[parameters]	Define parameters
[source]	Define source
[material]	Define materials
[mat name color]	Define material name and color
[surface]	Define surfaces
[cell]	Define cell
[t-3Dshow]	Define 3d show tally
[t-track]	Define track length tally
[t-deposit]	Define deposit tally
[transform]	Define the coordinate transform
[temperature]	Define cell temperature
[mat time change]	Define time dependent material
[magnetic field]	Define magnetic field
[electro magnetic field]	Define electro magnetic field
[delta ray]	Production of delta ray
[track structure]	Define track structure
[super mirror]	Define super mirror
[elastic option]	Define elastic option
[frag data]	Define frag data
[importance]	Define importance
[weight window]	Define weight window
[forced collisions]	Define forced collisions
[volume]	Define region volume
[multiplier]	Define multiplier
[mat name color]	Define material name and color
[reg name]	Define reg name
[counter]	Define counter
[timer]	Define timer
[end]	End of input file

B. Paramaters

Parameter	Value	Explanation
Icntl	(D = 0)	Basic control option
	= 0	Normal particle transport simulation
	= 1	Nuclear reaction calculation (under development)
	= 5	Calculation assuming all regiona are void (no reaction, no ionization)
	= 6	Source check by [t-product]
	= 7	2D geometry visualization by [t-gshow]
	= 8	tally (=7) or gshow option (=8)
	= 9	2D geometry visualization by [t-gshow]
	= 10	tally (=9) or gshow option (=10)
	= 11	3D geometry visualization by [t-3dshow]
	= 12	Re-calculation using dumpall file
	= 13	Function to sum up tally results (sumtally function)
	= 14	Automatic calculation of region volume
	= 15	Execute [t-wwbg] to obtain [ww bias] parameters
	=16	Use of script of analysis function
	=17	Execute [anatally] to obtain results of analysis function
Maxcas	(D = 10)	Number of histories per batch. The upper limit is 2147483647
Maxbch	(D = 10)	Number of batches. The upper limit is 2147483647
Maxbnk	(D = 1000)	Number of particle temporary saved is a memory

C. Paramater untuk Bola dan Kulit Bola

s-type = 9	Sphere and spherical shell source
x0 =	(D=0.0) x coordinate of sphere center[cm].
y0 =	(D=0.0) y coordinate of sphere center[cm].
z0 =	(D=0.0) z coordinate of sphere center[cm].
r1 =	(D=0.0) Inside radius [cm].
r2 =	(D=0.0) Outside radius[cm].
dir =	(D=1.0) Direction dir = 1.0 : Outgoing from the center with normal line direction. dir = -1.0 : Invers direction with dir=1.0. dir = all : Isotropoc. dir = -all : Inverse direction against dir=1.0, and with cosine distribution. This is used for volume and area calculation with $\cos^2$ bias. dir = iso : Uniform distribution on a circle of radius r2 on a spherical shell of radius r1 with the direction orthogonal to a circle of radius r2 toward the sphere.
e0 =	(For mono-energy) Projectile energy[MeV/n].
e-type =	(For energy spectrum) Projectile energy[MeV/n].

D. Surfaces

Surface symbol	Type	Explanation	Equation	Parameters
SO	Sphere	Origin is center	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
SX		Center on X-axis	$(x - x_0)^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	x_0, R
SY			$x^2 + (y - y_0)^2 + z^2 - R^2 = 0$	y_0, R
SZ		Center on Y-axis	$x^2 + y^2 + (z - z_0)^2 - R^2 = 0$	z_0, R
S		Center on Z-axis	$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 - R^2 = 0$	x_0, y_0, z_0, R
PX	Plane	Multi-purpose		
PY		Vertical on X-axis	$x - D = 0$	D
PZ		Vertical on Y-axis	$y - D = 0$	D
P		Vertical on Z-axis	$z - D = 0$	D
		Vertical on Z-axis	$Ax + By + Cz - D = 0$	A, B, C, D
	Cylinder	Multi-purpose		
C/X		Parallel with X-axis	$(y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 - R^2 = 0$	y_0, z_0, R
C/Y			$(x - x_0)^2 + (z - z_0)^2 - R^2 = 0$	x_0, z_0, R
C/Z		Parallel with Y-axis	$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 - R^2 = 0$	x_0, y_0, R
CX			$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CY		Parallel with Z-axis	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CZ			$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R
	Cone	on X-axis		
		on Y-axis		
		on Z-axis		
K/X		Parallel with X-axis	$\sqrt{(y - y_0)^2 + (z - z_0)^2} \mp t (z - z_0) = 0$	$x_0, y_0, z_0, t ^2, k$
K/Y				
K/Z		Parallel with Y-axis	$\sqrt{(x - x_0)^2 + (z - z_0)^2} \mp t (y - y_0) = 0$	$x_0, y_0, z_0, t ^2, k$
KX				
KY		Parallel with Z-axis	$\sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \mp t (z - z_0) = 0$	$x_0, y_0, z_0, t ^2, k$
KZ				
		on X-axis		$x_0, t ^2, k$
		on Y-axis		$y_0, t ^2, k$
		on Z-axis		$z_0, t ^2, k$

			$\frac{\sqrt{y^2 + z^2} \mp t (x - x_0)}{= 0}$	k is ± 1 or unspecified
			$\frac{\sqrt{x^2 + z^2} \mp t (y - y_0)}{= 0}$	
			$\frac{\sqrt{x^2 + y^2} \mp t (z - z_0)}{= 0}$	
SQ	ellipse, hyperboloid, paraboloid	parallel with X- , Y-, or Z-axis	$A (x - x_0)^2 + B (y - y_0)^2 + C (z - z_0)^2 + 2D (x - x_0) + 2E (y - y_0) + 2F (z - z_0) + G = 0$	A, B, C, D, E, F, G, x_0, y_0, z_0 ,
GQ	cylinder, cone, ellipse, hyperboloid, paraboloid	non parallel with X-, Y-, and Z-axis	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz + Fzx + Gx + Hy + Jz + K = 0$	A, B, C, D, E, F, G, H, J, K
TX	ellipse torus	parallel with X- , Y-, or Z-axis	$\frac{(x - x_0)^2/B^2 + (\sqrt{(y - y_0)^2 + (z - z_0)^2} - A)^2/C^2 - 1}{= 0}$	$x_0, y_0, z_0,$ A, B, C
TY	torus			$x_0, y_0, z_0,$ A, B, C
TZ			$\frac{(y - y_0)^2/B^2 + (\sqrt{(x - x_0)^2 + (z - z_0)^2} - A)^2/C^2 - 1}{= 0}$	$x_0, y_0, z_0,$ A, B, C
			$\frac{(z - z_0)^2/B^2 + (\sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} - A)^2/C^2 - 1}{= 0}$	

E. Tipe Sumber Radiasi

Source type	Explanation
s-type = 1	Cylinder (or circle, pencil)
s-type = 2	Rectangular solid (or rectangle)
s-type = 3	Gaussian (x, y, z independent)
s-type = 7	Generic parabola (x, y, z independent)
s-type = 9	Sphere or spherical shell
s-type = 11	Phase-space source based on accelerator beam emittance
s-type = 12	Reading the data from decay-turtle output
s-type = 13	Gaussian (xyx plane)
s-type = 15	Generic parabola (xyx plane)
s-type = 17	Reading dump file
s-type = 18	Cone
s-type = 20	Triangle prism
s-type = 22	xyz-mesh source
s-type = 24	Tetra-mesh source
s-type = 26	Surface definition source
s-type = 100	User definition Edit the usrsors.f and compile PHITS

F. *Tally*

No.	Name	Explanation
1.	[t-gshow]	2D geometry visualization
2.	[t-rshow]	2D geometry visualization with physical quantities
3.	[t-3dshow]	3D geometry visualization
4.	[t-track]	Particle fluence in a certain region
5.	[t-cross]	Particle fluence or current across a certain surface
6.	[t-point]	Particle fluence at a certain point
7.	[t-deposit]	Deposit energy in a certain region
8.	[t-deposit2]	Deposit energies in two certain region
9.	[t-yield]	Residual nuclei yield in a certain region
10.	[t-product]	Produced particle in a certain region
11.	[t-dpa]	Displacement Per Atom (DPA) in certain region
12.	[t-let]	LET distribution in a certain region
13.	[t-sed]	Microdosimetric quantity distribution in a certain region
14.	[t-time]	Time information of particle in a certain region
15.	[t-interact]	Number of interactions in a certain region
16.	[t-dchain]	Residual nuclide yields (in combination with DCHAIN)
17.	[t-userdefined]	Any user-defined quantities

Lampiran 5 *Source Code* PHITS

A. Geometri Organ dan Sel Kanker Otak

[T i t l e]

Geometri Organ dan Sel Kanker Otak menggunakan kode PHITS

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

```
icntl      =      8      # (D=0) 3:ECH 5:NOR
6:SRC 7,8:GSH 11:DSH 12:DUMP
maxcas     =      1000   # (D=10) number of
particles per one batch
maxbch     =      20     # (D=10) number of
batches
```

[S o u r c e]

```
s-type     =      1      # mono-energetic
axial source
proj       = neutron    # kind of incident
nucleus
e0         =      30     # energy of beam
[MeV/u]
r0         =      1.0000  # radius [cm]
x0         =      0.0000  # (D=0.0) center
position of x-axis [cm]
y0         =      0.0000  # (D=0.0) center
position of y-axis [cm]
z0         =      17.000  # minimum
position of z-axis [cm]
z1         =      -2.300  # maximum
position of z-axis [cm]
dir        =      1.0000  # z-direction
of beam [cosine]
```

[M a t e r i a l]

```

mat[1] $ GTV
      10B  3.719E-02
mat[2] $ CTV
      10B  1.859E-02
mat[3] $ PTV
      10B  3.721E-03
mat[4] $ Otak
      10B  3.720E-03
mat[5] $ Tulang-Tengkorak
      10B  3.719E-03
mat[6] $ Kulit
      10B  3.718E-03
mat[7] 10B  1.0E-05

```

```
[ Mat Name Color ]
```

mat	name	color
1	GTV	red
2	CTV	orange
3	PTV	yellow
4	Otak	pink
5	Tulang-Tengkorak	gray
6	Kulit	pastelpink
7	Udara	white

```
[ S u r f a c e ]
```

```

10 so      500.
11 so       2.
12 so       3.
13 so       4.
14 so       7.
15 so       8.
16 so       9.

```

```
[ C e l l ]
```

```

100      -1          10
101      1 -1.0      -11

```

```

102      2 -1.0          11    -12
103      3 -1.0          12    -13
104      4 -1.0          13    -14
105      5 -1.0          14    -15
106      6 -1.0          15    -16
107      7 -1.0          16    -10

[ T - 3Dshow ]
    output      =      3      # (D=3) 0:draft, 1:line,
2:col, 3:line+col
    material     =     -1      # (D=all) show(+) or
transparent(-) material
                                7
        x0      =      0.      # (D=0.0) x-coordinate of
the origin
        y0      =      0.      # (D=0.0) y-
coordinate of the origin
        z0      =      0.      # (D=0.0) z-
coordinate of the origin
        e-the    =      70.     # (D=80.0)
eye point theta(degree) from z-axis
        e-phi    =      20.     # (D=140.0)
eye point phi(degree) from x-axis
        e-dst    =      80.     # (D=w-
dst*10) eye point distance from origin
        l-the    =      20.     # (D=e-the)
light point theta from z-axis
        l-phi    =      0.      # (D=e-phi)
light point phi from x-axis
        l-dst    =      100.    # (D=e-dst)
light point distance from origin
        w-wdt    =      15.     # (D=100)
width of window (cm)
        w-hgt    =      15.     # (D=100)
hight of window (cm)

```

```

        w-dst      = 22.                # (D=200)
window distance from origin
        heaven    = z                  # (D=y)
direction to heaven
        line      = 1                  # (D=0)
0:surface+mat, 1:+region
        shadow    = 2                  # (D=0) 0:no,
1:shadow
        resol     = 1                  # (D=1)
resolution of 3dshow
        file      = 3dshow.out         # file name
of output
        title     = Geometri Organ dan Sel Kanker Otak
dengan [T-3dshow] tally
        epsout    = 1                  # (D=0)
generate eps file by ANGEL
        box       = 1                  # (D=0)
number of boxes
        box       0.    0.    0.
                  100.   0.    0.
                  0.   100.   0.  100.

[t-track]
        mesh      = xyz
        x-type     = 2                  # x-mesh is
linear given bx xmin, xmax and nx
        xmin      = -15.000000         # minimum
value of x-mesh points
        xmax      = 15.000000          # maximum
value of x-mesh points
        nx        = 60                  # number of
x-mesh points
        y-type     = 2                  # y-mesh is
linear given by ymin, ymax and ny
        ymin      = -15.000000         # minimum
value of y-mesh points

```

```

        ymax      = 15.000000          # maximum
value of y-mesh points
        ny        = 1                  # number of
y-mesh points
        z-type     = 2                  # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin      = -15.00000          # minimum
value of z-mesh points
        zmax      = 15.00000          # maximum
value of z-mesh points
        nz         = 60                # number of
z-mesh points
        axis       = xz                # axis of
output
        file       = track.out         # file name
of output for the above axis
        title      = Geometri Organ dan Sel Kanker
Otak dengan [T-track] tally
        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]
        gshow      = 1
        epsout     = 1

[t-track]
        mesh       = r-z
        r-type     = 2                  # r-mesh is
linear given by rmin, rmax and nr
        rmin      = 0.000000          # minimum
value of r-mesh points

```

```

        rmax    = 10.000000          # maximum
value of r-mesh points
        nr      = 1                  # number of
r-mesh points
        z-type   = 2                  # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin    = 0.00000           # minimum
value of z-mesh points
        zmax    = 10.00000           # maximum
value of z-mesh points
        nz      = 1                  # number of
z-mesh points
        e-type   = 3                  # e-mesh is
given by the below data
        ne      = 100                # number of
e-mesh points
        emin    = 1.0e-9
        emax    = 10.0
        part    = neutron photon
        axis    = eng                # axis of
output
        file    = spectrum.out       # file name
of output for the above axis
        epsout  = 1
        angel   = xlog
        unit    = 1                  # unit is
[1/cm^2/source]

[t-deposit]
        mesh    = r-z
        r-type   = 2                  # r-mesh is
linear given by rmin, rmax and nr
        rmin    = 0.000000           # minimum
value of r-mesh points
        rmax    = 10.000000           # maximum
value of r-mesh points

```

```

        nr          =    1          # number of
r-mesh points
        z-type      =    2          # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin        =    0.00000    # minimum
value of z-mesh points
        zmax        =    10.00000   # maximum
value of z-mesh points
        nz          =    10         # number of
z-mesh points
        axis        =    z          # axis of
output
        file        =    dose.out    # file name
of output for the above axis
        part        =    all neutron photon proton (alpha
7Li)
        angel       =    ymin(1.0e-18) ymax(1.0e-14)
        unit        =    0          # unit is
[Gy/source]
        output      =    dose
        epsout      =    1

[t-track] off
        mesh        =    r-z
        r-type      =    2          # r-mesh is
linear given by rmin, rmax and nr
        rmin        =    0.000000   # minimum
value of r-mesh points
        rmax        =    10.000000   # maximum
value of r-mesh points
        nr          =    1          # number of
r-mesh points
        z-type      =    2          # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin        =    0.00000    # minimum
value of z-mesh points

```

```

        zmax      = 10.00000          # maximum
value of z-mesh points
        nz        = 10                # number of
z-mesh points
        e-type     = 1                # e-mesh is
given by the below data
        ne         = 1                # number of
e-mesh points
                0.0 1000.0
        axis       = z                # axis of
output
        file       = dose_hydro_nitro_boron.out      #
file name of output for the above axis
        epsout     = 1
        angel      = ymin(1.0e-18) ymax(1.0e-14)
        y-txt      = Dose [Gy/source]
        unit       = 1                # unit is
[1/cm^2/source]
multiplier = all $ The following is subsection
of multiplier.
        part       = neutron
        emax       = 2.000e+01
        mat         mset1                mset2
mset3
        all (9.6681e-012 2001 1 -4) (1.7910e-013
2002 1 -4) (9.6472e-17 2003 1 -4)
        $ 9.6681e-12 = 1.602e-10*6.035E-02, where
6.035E-02 is atomic density of H in 10^24/g
        $ 1.7910e-12 = 1.602e-10*1.118E-03, where
1.118E-03 is atomic density of N in 10^24/g
        $ 9.6472e-17 = 1.602e-10*6.022E-07, where
6.022E-07 is atomic density of 10B in 10^24/g
(10ppm)
        $ 1.602e-10 is the conversion factor from MeV/g
to J/kg
[END]

```

**B. Penyinaran Fluks Neutron dan Perhitungan Dosis
BNCT pada Konsentrasi Boron pada 20 $\mu\text{g/g}$
Jaringan Kanker**

[T i t l e]

Perhitungan Dosis BNCT pada Kanker Otak dengan
konsentrasi boron 20 $\mu\text{g/g}$

[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 = 1000 # (D=10) number of
particles per one batch
maxbch = 20 # (D=10) number of
batches

[S o u r c e]

s-type = 1 # mono-energetic
axial source
proj = neutron # kind of incident
nucleus
e0 = 30 # energy of beam
[MeV/u]
r0 = 1.0000 # radius [cm]
x0 = 0.0000 # (D=0.0) center
position of x-axis [cm]
y0 = 0.0000 # (D=0.0) center
position of y-axis [cm]
z0 = 17.000 # minimum
position of z-axis [cm]
z1 = -2.300 # maximum
position of z-axis [cm]
dir = 1.0000 # z-direction
of beam [cosine]

```
[ M a t e r i a l ]
mat[1] $ GTV
      10B 3.719E-02
mat[2] $ CTV
      10B 1.859E-02
mat[3] $ PTV
      10B 3.721E-03
mat[4] $ Otak
      10B 3.720E-03
mat[5] $ Tulang-Tengkorak
      10B 3.719E-03
mat[6] $ Kulit
      10B 3.718E-03
mat[7] 10B 1.0E-05
```

```
[ Mat Name Color ]
      mat   name           color
      1     GTV           red
      2     CTV           orange
      3     PTV           yellow
      4     Otak          pink
      5     Tulang-Tengkorak gray
      6     Kulit        pastelpink
      7     Udara         white
```

```
[ S u r f a c e ]
      10 so      500.
      11 so       2.
      12 so       3.
      13 so       4.
      14 so       7.
      15 so       8.
      16 so       9.
```

```
[ C e l l ]
      100      -1           10
```

101	1	-1.0		-11
102	2	-1.0	11	-12
103	3	-1.0	12	-13
104	4	-1.0	13	-14
105	5	-1.0	14	-15
106	6	-1.0	15	-16
107	7	-1.0	16	-10

```
[ T - 3Dshow ]
    output      =      3                      # (D=3)
0:draft, 1:line, 2:col, 3:line+col
    material    =     -1                      # (D=all)
show(+) or transparent(-) material
                                7
        x0      =    0.                      # (D=0.0) x-
coordinate of the origin
        y0      =    0.                      # (D=0.0) y-
coordinate of the origin
        z0      =    0.                      # (D=0.0) z-
coordinate of the origin
        e-the   =    70.                     # (D=80.0)
eye point theta(degree) from z-axis
        e-phi   =    20.                     # (D=140.0)
eye point phi(degree) from x-axis
        e-dst   =    80.                     # (D=w-
dst*10) eye point distance from origin
        l-the   =    20.                     # (D=e-the)
light point theta from z-axis
        l-phi   =    0.                      # (D=e-phi)
light point phi from x-axis
        l-dst   =   100.                     # (D=e-dst)
light point distance from origin
        w-wdt   =    15.                     # (D=100)
width of window (cm)
        w-hgt   =    15.                     # (D=100)
hight of window (cm)
```

```

        w-dst      = 22.                # (D=200)
window distance from origin
        heaven    = z                  # (D=y)
direction to heaven
        line      = 1                  # (D=0)
0:surface+mat, 1:+region
        shadow    = 2                  # (D=0) 0:no,
1:shadow
        resol     = 1                  # (D=1)
resolution of 3dshow
        file      = 3dshow.out         # file name
of output
        title     = Perhitungan Dosis BNCT pada Kanker
Otak dengan [T-3dshow] tally
        epsout    = 1                  # (D=0)
generate eps file by ANGEL
        box       = 1                  # (D=0)
number of boxes
        box       0.    0.    0.
                100.   0.    0.
                0.   100.   0.   100.

[t-track]
        mesh      = xyz
        x-type    = 2                  # x-mesh is
linear given bx xmin, xmax and nx
        xmin      = -15.000000        # minimum
value of x-mesh points
        xmax      = 15.000000         # maximum
value of x-mesh points
        nx        = 60                 # number of
x-mesh points
        y-type    = 2                  # y-mesh is
linear given by ymin, ymax and ny
        ymin      = -15.000000        # minimum
value of y-mesh points

```

```

        ymax      = 15.000000          # maximum
value of y-mesh points
        ny        = 1                  # number of
y-mesh points
        z-type    = 2                  # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin      = -15.00000         # minimum
value of z-mesh points
        zmax      = 15.00000         # maximum
value of z-mesh points
        nz        = 60                # number of
z-mesh points
        axis      = xz                # axis of
output
        file      = track.out         # file name
of output for the above axis
        title     = Track Detection using [T-
track] tally with 20 ug/g Boron
        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]
        gshow     = 1
        epsout    = 1

[t-track]
        mesh      = r-z
        r-type    = 2                  # r-mesh is
linear given by rmin, rmax and nr
        rmin      = 0.000000         # minimum
value of r-mesh points

```

```

        rmax    = 10.000000          # maximum
value of r-mesh points
        nr      = 1                  # number of
r-mesh points
        z-type   = 2                  # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin     = 0.00000          # minimum
value of z-mesh points
        zmax     = 10.00000          # maximum
value of z-mesh points
        nz       = 1                  # number of
z-mesh points
        e-type   = 3                  # e-mesh is
given by the below data
        ne       = 100               # number of
e-mesh points
        emin     = 1.0e-9
        emax     = 10.0
        part     = neutron photon
        axis     = eng                # axis of
output
        file      = spectrum.out      # file name
of output for the above axis
        epsout    = 1
        angel     = xlog
        unit      = 1                  # unit is
[1/cm^2/source]

[t-deposit]
        mesh      = r-z
        r-type    = 2                  # r-mesh is
linear given by rmin, rmax and nr
        rmin     = 0.000000          # minimum
value of r-mesh points
        rmax     = 10.000000          # maximum
value of r-mesh points

```

```

        nr      =    1                # number of
r-mesh points
        z-type   =    2                # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin     =    0.00000         # minimum
value of z-mesh points
        zmax     =    10.00000        # maximum
value of z-mesh points
        nz      =    10               # number of
z-mesh points
        axis     =    z               # axis of
output
        file     =    dose.out        # file name
of output for the above axis
        part     =    all neutron photon proton (alpha
7Li)
        angel    =    ymin(1.0e-18) ymax(1.0e-14)
        unit     =    0               # unit is
[Gy/source]
        output   =    dose
        epsout   =    1

[t-track] off
        mesh     =    r-z
        r-type   =    2                # r-mesh is
linear given by rmin, rmax and nr
        rmin     =    0.000000        # minimum
value of r-mesh points
        rmax     =    10.000000        # maximum
value of r-mesh points
        nr      =    1                # number of
r-mesh points
        z-type   =    2                # z-mesh is
linear given by zmin, zmax and nz
        zmin     =    0.00000         # minimum
value of z-mesh points

```

```

        zmax      = 10.00000          # maximum
value of z-mesh points
        nz        = 10                # number of
z-mesh points
        e-type     = 1                # e-mesh is
given by the below data
        ne         = 1                # number of
e-mesh points
                0.0 1000.0
        axis       = z                # axis of
output
        file       = dose_hydro_nitro_boron.out      #
file name of output for the above axis
        epsout     = 1
        angel      = ymin(1.0e-18) ymax(1.0e-14)
        y-txt      = Dose [Gy/source]
        unit       = 1                # unit is
[1/cm^2/source]
multiplier = all $ The following is subsection
of multiplier.
        part       = neutron
        emax       = 2.000e+01
        mat        mset1                mset2
mset3
        all (9.6681e-012 2001 1 -4) (1.7910e-013
2002 1 -4) (9.6472e-17 2003 1 -4)
        $ 9.6681e-12 = 1.602e-10*6.035E-02, where
6.035E-02 is atomic density of H in 10^24/g
        $ 1.7910e-12 = 1.602e-10*1.118E-03, where
1.118E-03 is atomic density of N in 10^24/g
        $ 9.6472e-17 = 1.602e-10*6.022E-07, where
6.022E-07 is atomic density of 10B in 10^24/g
(10ppm)
        $ 1.602e-10 is the conversion factor from MeV/g
to J/kg
[END]

```

Lampiran 6 Perhitungan Laju Dosis Boron

A. Konsentrasi boron-10 sebesar 20 µg/g jaringan kanker

1. GTV

Diketahui :

$$r = 2 \text{ cm}$$

$$\rho = 1,20 \text{ g/cm}^3$$

$$\begin{aligned} V &= \frac{4}{3} \times \pi \times r^3 \\ &= \frac{4}{3} \times \frac{22}{7} \times 2^3 \\ &= 33,523 \text{ cm}^3 \end{aligned}$$

Jawab :

$$Massa_{jaringan} = V \times \rho$$

$$\begin{aligned} Massa_{GTV} &= V \times \rho \\ &= 33,523 \times 1,20 \\ &= 40,228 \text{ g} \\ &= 0,040228 \text{ kg} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& Massa_{boron-10} \\
&= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{jaringan}}{rasio} \\
&= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{GTV}}{rasio} \\
&= \frac{20 \times 10^{-6} \times 40,228 \text{ g}}{1} \\
&= 8,046 \times 10^{-4} \text{ g}
\end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

Diketahui :

$$\Phi_{thermal} = 1,8 \times 10^9 \text{ n/cm}^2/\text{s}$$

$$N_A = 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}$$

$$Ar_{B10} = 10,81 \text{ g/mol}$$

$$\sigma_{a,B10} = 3,8637 \times 10^{-21}$$

$$Q = 30 \text{ MeV} \cdot 1,6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV}$$

$$= 4,8 \times 10^{-12} \text{ J}$$

$$N_{i-jaringan} = \frac{\frac{m_i}{Ar_i} \cdot N_A}{m_{jaringan}}$$

$$N_{B10-GTV} = \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{GTV}}$$

$$= \frac{\frac{8,046 \times 10^{-4}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,040228 \text{ kg}}$$

$$= 1,1143 \times 10^{21} \text{ atom/kg}$$

Jawab :

$$\begin{aligned} \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-jaringan} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\ &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-GTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\ &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 1,1143 \times 10^{21} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\ &= 3,719 \times 10^{-2} \text{ Gy/s} \end{aligned}$$

2. CTV

Diketahui :

$$r = 3 \text{ cm}$$

$$\rho = 1,20 \text{ g/cm}^3$$

$$\begin{aligned} V &= \frac{4}{3} \times \pi \times r^3 \\ &= \frac{4}{3} \times \frac{22}{7} \times 3^3 \\ &= 113,143 \text{ cm}^3 \end{aligned}$$

Jawab :

$$\begin{aligned}
 Massa_{CTV} &= V \times \rho \\
 &= 113,143 \times 1,20 \\
 &= 135,772 \text{ g} \\
 &= 0,135772 \text{ kg}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 Massa_{boron-10} &= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{CTV}}{rasio} \\
 &= \frac{20 \times 10^{-6} \times 135,772 \text{ g}}{2} \\
 &= 1,357 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-CTV} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{CTV}} \\
 &= \frac{\frac{1,357 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,135772 \text{ kg}} \\
 &= 5,568 \times 10^{20} \text{ atom/kg}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-CTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 5,568 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 1,859 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

3. PTV

Diketahui :

$$r = 4 \text{ cm}$$

$$\rho = 1,03 \text{ g/cm}^3$$

$$V = \frac{4}{3} \times \pi \times r^3$$

$$= \frac{4}{3} \times \frac{22}{7} \times 4^3$$

$$= 268,190 \text{ cm}^3$$

Jawab :

$$\begin{aligned} \text{Massa}_{PTV} &= V \times \rho \\ &= 268,190 \times 1,03 \\ &= 276,236 \text{ g} \\ &= 0,276236 \text{ kg} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi}_{\text{boron-10}} \times \text{massa}_{PTV}}{\text{rasio}} \\ &= \frac{20 \times 10^{-6} \times 276,236 \text{ g}}{10} \\ &= 5,526 \times 10^{-4} \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} N_{B10-PTV} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{PTV}} \\ &= \frac{\frac{5,526 \times 10^{-4}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,276236 \text{ kg}} \\ &= 1,1146 \times 10^{20} \text{ atom/kg} \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}\dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-PTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\ &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 1,1146 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\ &= 3.721 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}\end{aligned}$$

4. Otak

$$r = 7 \text{ cm}$$

$$\rho = 1,03 \text{ g/cm}^3$$

$$\begin{aligned}V &= \frac{4}{3} \times \pi \times r^3 \\ &= \frac{4}{3} \times \frac{22}{7} \times 7^3 \\ &= 1437,3 \text{ cm}^3\end{aligned}$$

Jawab :

$$\begin{aligned}Massa_{otak} &= V \times \rho \\ &= 1437,3 \times 1,03 \\ &= 1480,419 \text{ g} \\ &= 1,480419 \text{ kg}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}Massa_{boron-10} &= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{otak}}{rasio} \\ &= \frac{20 \times 10^{-6} \times 1480,419 \text{ g}}{10} \\ &= 2,961 \times 10^{-3} \text{ g}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-otak} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{otak}} \\
 &= \frac{\frac{2,961 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{1,480419 \text{ kg}} \\
 &= 1,1144 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-otak} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 1,1144 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 3,720 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

5. Tulang Tengkorak

Diketahui :

$$r = 8 \text{ cm}$$

$$\rho = 1,85 \text{ g/cm}^3$$

$$V = \frac{4}{3} \times \pi \times r^3$$

$$= \frac{4}{3} \times \frac{22}{7} \times 8^3$$

$$= 2145,524 \text{ cm}^3$$

Jawab :

$$\begin{aligned}
 \text{Massa}_{\text{tulang tengkorak}} &= V \times \rho \\
 &= 2145,524 \times 1,85 \\
 &= 396,219 \text{ g} \\
 &= 0,396219 \text{ kg}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi}_{\text{boron-10}} \times \text{massa}_{\text{tulang tengkorak}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{20 \times 10^{-6} \times 396,219 \text{ g}}{10} \\
 &= 7,924 \times 10^{-4} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{\text{B10-tulang tengkorak}} &= \frac{\frac{m_{\text{B10}}}{Ar_{\text{B10}}} \cdot N_A}{m_{\text{tulang tengkorak}}} \\
 &= \frac{\frac{7,924 \times 10^{-4}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,396219 \text{ kg}} \\
 &= 1,1142 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}\dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-tulang\ tengkorak} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\ &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 1,1142 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\ &= 3,719 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}\end{aligned}$$

6. Kulit

Diketahui :

$$r = 9 \text{ cm}$$

$$\rho = 1,1 \text{ g/cm}^3$$

$$V = \frac{4}{3} \times \pi \times r^3$$

$$= \frac{4}{3} \times \frac{22}{7} \times 9^3$$

$$= 3054,857 \text{ cm}^3$$

Jawab :

$$Massa_{kulit} = V \times \rho$$

$$= 3054,857 \times 1,1$$

$$= 3360,343 \text{ g}$$

$$= 3,360343 \text{ kg}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi}_{\text{boron-10}} \times \text{massa}_{\text{kulit}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{20 \times 10^{-6} \times 3360,343 \text{ g}}{10} \\
 &= 6,721 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-\text{kulit}} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{\text{kulit}}} \\
 &= \frac{\frac{6,721 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{3,360343 \text{ kg}} \\
 &= 1,1139 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-\text{kulit}} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 1,1139 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 3,718 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

B. Konsentrasi boron-10 sebesar 40 µg/g jaringan kanker

1. GTV

$$\begin{aligned}
 Massa_{boron-10} &= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{GTV}}{rasio} \\
 &= \frac{40 \times 10^{-6} \times 40,228 \text{ g}}{1} \\
 &= 1,609 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-GTV} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{GTV}} \\
 &= \frac{\frac{1,609 \cdot 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,040228 \text{ kg}} \\
 &= 2,228 \times 10^{21} \text{ atom/kg}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-GTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 2,228 \times 10^{21} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 7,437 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

2. CTV

$$\begin{aligned}
 Massa_{boron-10} &= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{CTV}}{rasio} \\
 &= \frac{40 \times 10^{-6} \times 135,772 \text{ g}}{2} \\
 &= 2,715 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-CTV} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{CTV}} \\
 &= \frac{\frac{2,715 \cdot 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,135772 \text{ kg}} \\
 &= 1,114 \times 10^{21} \text{ atom/kg}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-CTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 1,114 \times 10^{21} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 3,718 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

3. PTV

$$\begin{aligned}
 Massa_{boron-10} &= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{PTV}}{rasio} \\
 &= \frac{40 \times 10^{-6} \times 276,236 \text{ g}}{10} \\
 &= 1,105 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-PTV} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{PTV}} \\
 &= \frac{\frac{1,105 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,276236 \text{ kg}} \\
 &= 2,229 \times 10^{20} \text{ atom/kg}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-PTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 2,229 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 7,441 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

4. Otak

$$\begin{aligned}
 Massa_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi}_{\text{boron-10}} \times \text{massa}_{\text{otak}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{40 \times 10^{-6} \times 1480,419 \text{ g}}{10} \\
 &= 5,922 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-\text{otak}} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{\text{otak}}} \\
 &= \frac{\frac{5,922 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{1,480419 \text{ kg}} \\
 &= 2,229 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-\text{otak}} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 2,229 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 7,440 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

5. Tulang Tengkorak

$Massa_{boron-10}$

$$= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{tulang\ tengkorak}}{rasio}$$

$$= \frac{40 \times 10^{-6} \times 396,219 \text{ g}}{10}$$

$$= 1,585 \times 10^{-4} \text{ g}$$

$$N_{B10-tulang} = \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{tulang\ tengkorak}}$$

$$= \frac{\frac{1,585 \times 10^{-4}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,396219 \text{ kg}}$$

$$= 2,2287 \times 10^{20} \text{ g}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\dot{D}_B = \frac{\Phi \cdot N_{B10-tulang\ tengkorak} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}}$$

$$= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 2,2287 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}}$$

$$= 7,439 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}$$

6. Kulit

$$\begin{aligned}
 \text{Massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi}_{\text{boron-10}} \times \text{massa}_{\text{kulit}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{40 \times 10^{-6} \times 3360,343 \text{ g}}{10} \\
 &= 13,441 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-\text{kulit}} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{\text{kulit}}} \\
 &= \frac{\frac{13,441 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{3,360343 \text{ kg}} \\
 &= 2,228 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-\text{kulit}} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 2,228 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 7,437 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

C. Konsentrasi boron-10 sebesar 60 µg/g jaringan kanker

1. GTV

$$Massa_{boron-10} = \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{GTV}}{rasio}$$

$$= \frac{60 \times 10^{-6} \times 40,228 \text{ g}}{1}$$

$$= 2,414 \times 10^{-3} \text{ g}$$

$$N_{B10-GTV} = \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{GTV}}$$

$$= \frac{\frac{2,414 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,040228 \text{ kg}}$$

$$= 3,343 \times 10^{21} \text{ atom/kg}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\dot{D}_B = \frac{\Phi \cdot N_{B10-GTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}}$$

$$= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 3,343 \times 10^{21} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}}$$

$$= 11,160 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}$$

2. CTV

$$\begin{aligned}
 Massa_{boron-10} &= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{CTV}}{rasio} \\
 &= \frac{60 \times 10^{-6} \times 135,772 \text{ g}}{2} \\
 &= 4,073 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-CTV} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{CTV}} \\
 &= \frac{\frac{4,073 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,135772 \text{ kg}} \\
 &= 1,671 \times 10^{21} \text{ atom/kg}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-CTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 1,671 \times 10^{21} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 5,578 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

3. PTV

$$\begin{aligned}
 Massa_{boron-10} &= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{PTV}}{rasio} \\
 &= \frac{60 \times 10^{-6} \times 276,236 \text{ g}}{10} \\
 &= 1,657 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-PTV} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{PTV}} \\
 &= \frac{\frac{1,657 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,276236 \text{ kg}} \\
 &= 3,343 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-PTV} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 3,343 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 11,160 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

4. Otak

$$\begin{aligned}
 \text{Massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi}_{\text{boron-10}} \times \text{massa}_{\text{otak}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{60 \times 10^{-6} \times 1480,419 \text{ g}}{10} \\
 &= 8,882 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-\text{otak}} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{\text{otak}}} \\
 &= \frac{\frac{8,882 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{1,480419 \text{ kg}} \\
 &= 3,3428 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-\text{otak}} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 3,3428 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 11,159 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

5. Tulang Tengkorak

$Massa_{boron-10}$

$$= \frac{konsentrasi_{boron-10} \times massa_{tulang\ tengkorak}}{rasio}$$

$$= \frac{60 \times 10^{-6} \times 396,219 \text{ g}}{10}$$

$$= 2,377 \times 10^{-3} \text{ g}$$

$$N_{B10-tulang} = \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{tulang\ tengkorak}}$$

$$= \frac{\frac{2,377 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{0,396219 \text{ kg}}$$

$$= 3,3425 \times 10^{20} \text{ g}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\dot{D}_B = \frac{\Phi \cdot N_{B10-tulang\ tengkorak} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}}$$

$$= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 3,3425 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}}$$

$$= 11,158 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}$$

6. Kulit

$$\begin{aligned}
 \text{Massa}_{\text{boron-10}} &= \frac{\text{konsentrasi}_{\text{boron-10}} \times \text{massa}_{\text{kulit}}}{\text{rasio}} \\
 &= \frac{60 \times 10^{-6} \times 3360,343 \text{ g}}{10} \\
 &= 20,162 \times 10^{-3} \text{ g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 N_{B10-\text{kulit}} &= \frac{\frac{m_{B10}}{Ar_{B10}} \cdot N_A}{m_{\text{kulit}}} \\
 &= \frac{\frac{20,162 \times 10^{-3}}{10,81} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{3,360343 \text{ kg}} \\
 &= 3,342 \times 10^{20} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Laju dosis boron ($\dot{D}_B$)

$$\begin{aligned}
 \dot{D}_B &= \frac{\Phi \cdot N_{B10-\text{kulit}} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q(1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= \frac{1,8 \times 10^9 \cdot 3,343 \times 10^{20} \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 4,8 \times 10^{-12}}{1 \text{ J.Kg}^{-1}/\text{Gy}} \\
 &= 11,156 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
 \end{aligned}$$

Lampiran 7 Perhitungan Waktu Iradiasi

A. Konsentrasi boron-10 sebesar 20 µg/g jaringan kanker

$$\begin{aligned}
 t &= \frac{D_{\text{minimal}}}{\dot{D}_{\text{sel kanker}}} \\
 &= \frac{30 \text{ Gy}}{3,719\text{E} - 02 \text{ Gy/s}} = \frac{30 \text{ Gy}}{0,03719 \text{ Gy/s}} \\
 &= 806,668 \text{ s}
 \end{aligned}$$

B. Konsentrasi boron-10 sebesar 40 µg/g jaringan kanker

$$\begin{aligned}
 t &= \frac{D_{\text{minimal}}}{\dot{D}_{\text{sel kanker}}} \\
 &= \frac{30 \text{ Gy}}{7,437\text{E} - 02 \text{ Gy/s}} = \frac{30 \text{ Gy}}{0,07437 \text{ Gy/s}} \\
 &= 403,388 \text{ s}
 \end{aligned}$$

C. Konsentrasi boron-10 sebesar 60 µg/g jaringan kanker

$$\begin{aligned}
 t &= \frac{D_{\text{minimal}}}{\dot{D}_{\text{sel kanker}}} \\
 &= \frac{30 \text{ Gy}}{11,160\text{E} - 02 \text{ Gy/s}} = \frac{30 \text{ Gy}}{0,11160 \text{ Gy/s}} \\
 &= 268,817 \text{ s}
 \end{aligned}$$

Lampiran 8 Perhitungan Dosis Serap

A. Konsentrasi boron-10 sebesar 20 µg/g jaringan kanker

1. GTV

$$D_{serap} = 30,00 \text{ Gy}$$

2. CTV

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{CTV} \times t \\ &= 1,859 \times 10^{-2} \text{ Gy/s} \cdot 806,668 \text{ s} \\ &= 14,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

3. PTV

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{PTV} \times t \\ &= 3,721 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 806,668 \text{ s} \\ &= 3,00 \text{ Gy} \end{aligned}$$

4. Otak

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{otak} \times t \\ &= 3,720 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 806,668 \text{ s} \\ &= 3,00 \text{ Gy} \end{aligned}$$

5. Tulang Tengkorak

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{tulang\ tengkorak} \times t \\ &= 3,719 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 806,668 \text{ s} \\ &= 3,00 \text{ Gy} \end{aligned}$$

6. Kulit

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{kulit} \times t \\ &= 3,718 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 806,668 \text{ s} \\ &= 2,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

B. Konsentrasi boron-10 sebesar 40 µg/g jaringan kanker

1. GTV

$$D_{\text{serap}} = 30,00 \text{ Gy}$$

2. CTV

$$\begin{aligned} D_{\text{serap}} &= \dot{D}_{\text{CTV}} \times t \\ &= 3,718 \times 10^{-2} \text{ Gy/s} \cdot 403,388 \text{ s} \\ &= 14,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

3. PTV

$$\begin{aligned} D_{\text{serap}} &= \dot{D}_{\text{PTV}} \times t \\ &= 7,441 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 403,388 \text{ s} \\ &= 3,00 \text{ Gy} \end{aligned}$$

4. Otak

$$\begin{aligned} D_{\text{serap}} &= \dot{D}_{\text{otak}} \times t \\ &= 7,440 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 403,388 \text{ s} \\ &= 3,00 \text{ Gy} \end{aligned}$$

5. Tulang Tengkorak

$$\begin{aligned} D_{\text{serap}} &= \dot{D}_{\text{otak}} \times t \\ &= 7,439 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 403,388 \text{ s} \\ &= 3,00 \text{ Gy} \end{aligned}$$

6. Kulit

$$\begin{aligned} D_{\text{serap}} &= \dot{D}_{\text{otak}} \times t \\ &= 7,437 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 403,388 \text{ s} \\ &= 2,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

C. Konsentrasi boron-10 sebesar 60 µg/g jaringan kanker

1. GTV

$$D_{serap} = 30,00 \text{ Gy}$$

2. CTV

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{CTV} \times t \\ &= 5,578 \times 10^{-2} \text{ Gy/s} \cdot 268,817 \text{ s} \\ &= 14,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

3. PTV

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{PTV} \times t \\ &= 11,160 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 268,817 \text{ s} \\ &= 2,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

4. Otak

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{otak} \times t \\ &= 11,159 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 268,817 \text{ s} \\ &= 2,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

5. Tulang Tengkorak

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{tulang\ tengkorak} \times t \\ &= 11,158 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 268,817 \text{ s} \\ &= 2,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

6. Kulit

$$\begin{aligned} D_{serap} &= \dot{D}_{kulit} \times t \\ &= 11,156 \times 10^{-3} \text{ Gy/s} \cdot 268,817 \text{ s} \\ &= 2,99 \text{ Gy} \end{aligned}$$

Lampiran 9 Lisensi Aplikasi PHITS dari JAEA



March 11, 2024

NOTIFICATION OF APPROVAL FOR THE USE OF JAEA COMPUTER PROGRAM(S)

I hereby notify the applicant, Muhammad Ghozali of the issuance of approval by JAEA in response to the application filed by the applicant with the APPLICATION FORM FOR THE USE OF JAEA COMPUTER PROGRAM(S) BY RESEARCHERS OTHER THAN JAEA EMPLOYEES (hereinafter referred to as FORM) on February 7, 2024 for the use of Particle and Heavy Ion Transport Code System as specified in the FORM as follows:

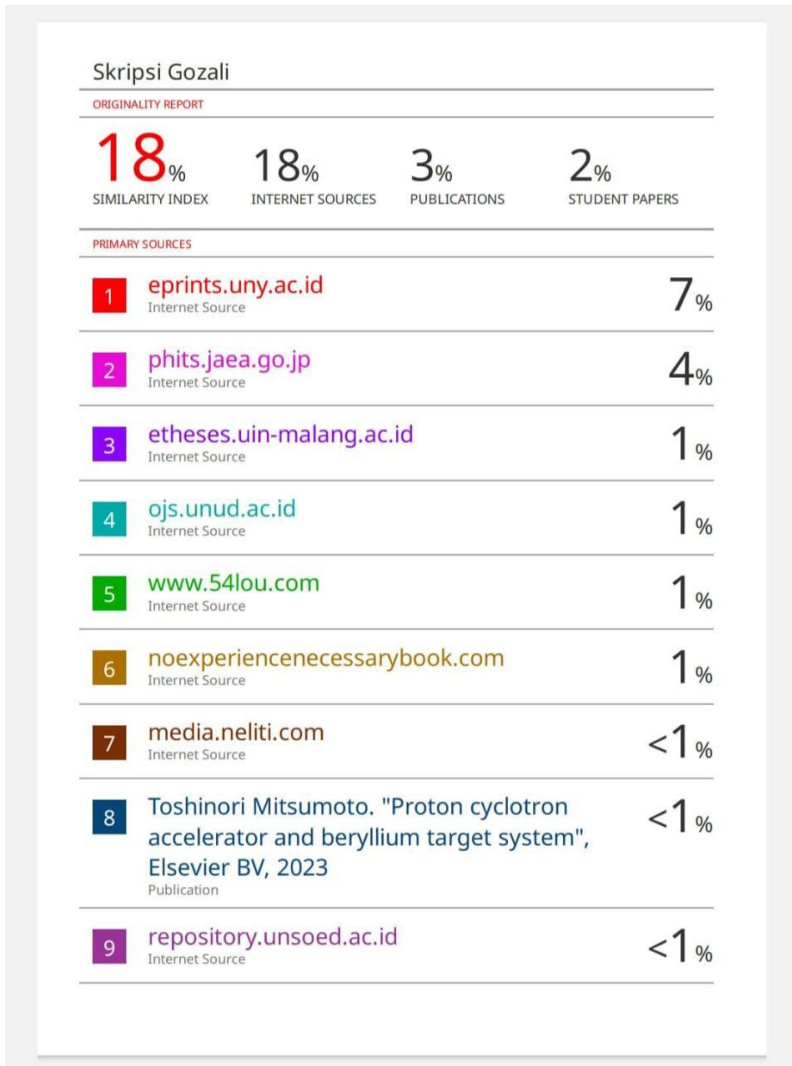
- 1) Name of the affiliation:
UIN Walisongo Semarang
- 2) Name of the applicant:
Muhammad Ghozali
- 3) Nationality of the applicant:
Indonesia
- 4) Purpose of use:
Used for introduction to the application of BNCT (boron neutron capture therapy) for brain cancer therapy and calculation of BNCT dosimetry for brain cancer based on Cyclotron.
- 5) Address of the affiliation:
Jl. Walisongo No.3-5, Tambakaji, Kec. Ngaliyan, Kota Semarang, Jawa Tengah, 50185, Indonesia
- 6) Documents to be referred:
T.Sato et al. J. Nucl. Sci. Technol. 61, 127-135 (2024)
- 7) Additional information worth special mention:
Applicant can use the code only when above conditions are satisfied. The second distribution of any content included in the code package is not allowed. The revision of the code except for param.inc and usr*.f files is not allowed unless applicant obtains the permission from JAEA.

Masahiko Machida
Director,
Center for Computational Science & e-Systems,
Japan Atomic Energy Agency

Japan Atomic Energy Agency (JAEA)
2-4 Shirakata, Tokai-mura, Ibaraki 319-1195 Japan

ID 2023-0690

Lampiran 10 Hasil Cek Plagiasi



RIWAYAT HIDUP

A. Identitas Diri

1. Nama Lengkap : Muhammad Ghozali
2. Tempat & Tgl. Lahir : Jepara, 4 Januari 1999
3. Alamat Rumah : Sinanggul, RT 40 RW 08, Kec.
Mlonggo, Kab. Jepara, Prov. Jawa
Tengah, Kode Pos 59452
4. HP : 081390123103
5. E-mail : mghozali100@gmail.com

B. Riwayat Pendidikan

1. Pendidikan Formal :
 - a. TK TA Sinanggul 03
 - b. MI Miftahul Huda Sinanggul 01
 - c. MTs Mathalibul Huda Mlonggo
 - d. MA Hasyim Asy'ari Bangsri
2. Pendidikan Non-Formal :
 - a. TPQ Miftahul Huda Sinanggul.
 - b. Madrasah Diniyah Awaliyah Miftahul Huda Sinanggul.
 - c. Seminar Nasional Energi dengan tema “Peran *Geoscientist* (Ahli Geosains) dalam Mengoptimalkan Energi untuk Kesejahteraan Masyarakat Indonesia” oleh DEMA FST dan Geophysics Study Club (GSC) UIN Walisongo Semarang tahun 2017.
 - d. Seminar Nasional Fisika dengan tema “Membudayakan Riset dan Publikasi Ilmiah untuk Kemanusiaan dan Peradaban” oleh HMJ Fisika UIN Walisongo Semarang tahun 2018.
 - e. School of Physics XI dengan tema “Geometri Riemann dan Gravitasi Einstein” oleh Departemen Fisika Universitas Gadjah Mada dan Jurusan Fisika FST UIN Walisongo Semarang tahun 2018.

- f. Seminar Nasional Online dengan tema “Aplikasi Fisika dalam Dunia Radioterapi” oleh Ikatan Mahasiswa Fisika (IMF) Universitas Mulawarman tahun 2018.
- g. Seminar Nasional Teknologi Budaya dengan tema *Global Collaboration with the Spirit of Internationalization Through Culture and Technology for Building Creative Character* oleh BEM FT Universitas Negeri Semarang tahun 2018.
- h. Seminar Nasional dengan tema “Optimalisasi Sains dan Teknologi untuk Meningkatkan Stabilitas Energi Nasional dalam Menghadapi MEA (Masyarakat Ekonomi ASEAN)” oleh HIMATEMIA FT Universitas Lampung tahun 2018.
- i. Webinar Nasional dengan tema “Teknologi Deteksi Dini Radiasi NORM/TENORM pada Industri Energi dan Sumber Daya Mineral” oleh BATAN dan FST UIN Walisongo Semarang tahun 2020.
- j. Webinar Internasional dengan tema *Challenges and Opportunities at Material Research in the Future* oleh FMIPA Universitas Hasanuddin tahun 2020.
- k. Webinar Internasional tentang Pendidikan dengan tema *New Normal: What Should College Do?* oleh UMPRI tahun 2020.
- l. Webinar Internasional dengan tema *Intervention Models of Mental Health Services Beyond the Covid-19 Pandemic* oleh UIN Sunan Kalijaga Yogyakarta tahun 2020.
- m. Webinar Internasional dengan tema *The Role of Muslim to World Peace in Multi Perspective* oleh IAIN Sultan Amai Gorontalo tahun 2020.
- n. Webinar Internasional dengan tema *Comparative Study Facing a New Normal Between Indonesia and Taiwan* oleh Universitas Islam Lamongan tahun 2020.

- o. Webinar Internasional dalam rangka Perayaan Hari Mangrove Sedunia 2020 oleh FMIPA Universitas Sriwijaya tahun 2020.
- p. Webinar Internasional dengan tema *The Role of Pharmacists & Midwives in New Normal Era* oleh UMMAT tahun 2020.
- q. Webinar Internasional dengan tema *Ethnobiological Perspective of Indonesian Chickens (from History to Genetics)* oleh Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia (LIPI) tahun 2020.
- r. Konferensi Virtual Internasional dengan tema *Post Pandemic: Reconstruction for Future Education* oleh IAIN Parepare tahun 2020.
- s. Webinar Internasional dengan tema *Protect the Environment Through Plastic Waste Management* oleh Universitas Pertamina tahun 2021.
- t. Webinar Internasional dengan tema *All About Traditional Intercontinental Medicine* oleh PPTII dan UKDC Surabaya tahun 2021.
- u. Webinar Internasional dengan tema *Management of Healthy Lifestyle in Adolescents During the Covid-19* oleh STIKES Advaita Medika tahun 2021.
- v. Webinar Internasional dengan tema *India-Indonesia Bilateral Ties: Common Challenges and Prospects* oleh UKI Jakarta tahun 2021.
- w. Webinar Nasional dengan tema “Fisika dalam Perkembangan Pendidikan Menggunakan A.I. (*Artificial Intelligence*) dan *Metaverse*” oleh Ikatan Himpunan Mahasiswa Fisika Indonesia (IHAMAFI) wilayah II tahun 2022.
- x. Webinar Internasional dengan tema *Embedded Deep Learning: Algorithms, Architectures & Circuits* oleh Universitas Gunadarma tahun 2022.

- y. Webinar Internasional dengan tema *Increasing Creativity and Innovation in Language for Competing in the Modern Era* oleh UIN Sunan Ampel Surabaya tahun 2022.
- z. Webinar Internasional dengan tema *Get Ready to Become a Creative and Innovative Entrepreneur* oleh FEB UMPP tahun 2023.

C. Prestasi

- 1. Prestasi Akademik :
 - a. Medali Perunggu pada kompetisi matematika internasional secara daring (*online*) dalam kegiatan *International Youth Math Challenge (IYMC) 2019 - Heidelberg, Germany*.
- 2. Prestasi Non-Akademik :
 - a. Juara 2 KATA Beregu Putra Bandung Karate Club (BKC) dalam kegiatan “Orientasi Olahraga, Seni, Ilmiah dan Keterampilan (ORSENIK) 2017” diselenggarakan oleh Universitas Islam Negeri Walisongo Semarang.

D. Karya ilmiah

- 1. Ghozali, Muhammad dan Heni Sumarti. (2020). Deteksi Tepi pada Citra Rontgen Penyakit COVID-19 Menggunakan Metode Sobel. *Jurnal Imejing Diagnostik (JImeD)*. vol. 6. no. hlm. 51-59. doi: <https://doi.org/10.31983/jimed.v6i2.5840>.
- 2. Ghozali, Muhammad dan Heni Sumarti. (2021). Pengobatan Klinis Tumor Otak pada Orang Dewasa. *Jurnal Phi: Jurnal Pendidikan Fisika dan Fisika Terapan*. vol 2 (1), 2021; ISSN: 2549-7162 Hal. 1-14. doi: <https://doi.org/10.22373/p-jpft.v2i1.8302>. orcid: <https://orcid.org/0000-0002-6114-4898>.

E. Pengalaman dan Organisasi

1. Pergerakan Mahasiswa Islam Indonesia (PMII) Rayon Sains dan Teknologi Komisariat UIN Walisongo Semarang (2017-2018)
2. RISALAH (Rebana Ilmu Seni Al-Qur'an dan Tilawah) Fakultas Sains dan Teknologi (2017-2018)
3. Panitia Walisongo Science Olympiad (WSO) Fakultas Sains dan Teknologi (2018)
4. Himpunan Mahasiswa Jurusan (HMJ) Fisika UIN Walisongo Semarang – Departemen Sains dan Teknologi (2018-2019)
5. Ikatan Mahasiswa Fisika (IMF) UIN Walisongo Semarang – Divisi Hubungan Masyarakat (2018-2019)
6. Walisongo English Club (WEC) UIN Walisongo Semarang – Department of Home Affair (2018-2019)
7. Remaja Islam Masjid Al-Falah (RISMAF) Kota Semarang, Jawa Tengah – Departemen Komunikasi dan Informasi (2018-2019)
8. Club Informasi Beasiswa (CIB) Chapter Jawa Tengah – Divisi Media Informasi (2019-2020)

Semarang, 14 Juni 2024



Muhammad Ghozali

NIM : 1708026010