ANALISIS DOSIS PADA UJI INVITRO DAN INVIVO *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY*

Skripsi

disusun sebagai salah satu syarat

untuk memperoleh gelar Sarjana Sains

Program Studi Fisika

oleh

Hamidatul Faqqiyyah
4211411024

JURUSAN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

2017

PERNYATAAN

Saya menyatakan bahwa skripsi yang berjudul

Analisis Dosis pada Uji Invitro dan Invivo *Boron Neutron Capture Therapy*

ini bebas plagiat, dan apabila di kemudian hari terbukti terdapat plagiat dalam skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan peraturan perundang-undangan.

Semarang, 19 Oktober 2017

Hamidatul Faqqiyyah
4211411024

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul:

Analisis Dosis pada Uji Invitro dan Invivo *Boron Neutron Capture Therapy*

disusun oleh

Nama : Hamidatul Faqqiyyah

NIM : 4211411024

telah dipertahankan di hadapan sidang Panitia Ujian Skripsi FMIPA UNNES pada tanggal 19 Oktober 2017.

Panitia Ujian

Ketua	Sekretaris
Prof. Dr. Zaenuri, S.E, M.Si,Akt. NIP. 196412231988031001	Dr. Suharto Linuwih, M.Si. NIP. 196807141996031005

Ketua Penguji

Prof. Dr. Susilo, M. S.
NIP. 195208011976031006

Anggota Penguji/ Pembimbing I	Anggota Penguji/ Pembimbing II
Sunarno, M.Si NIP. 197201121999031003	Isa Akhlis, M.Si NIP. 197001021999031002

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

MOTTO

- No matter how many mistakes you make or how slow you progress, you're still way ahead of everyone who isn't trying.

  (Tony Robbins)

- Entah akan berkarir atau menjadi ibu rumah tangga, seorang wanita wajib berpendidikan tinggi karena mereka akan menjadi seorang ibu. Ibu-ibu yang cerdas akan melahirkan anak-anak yang cerdas.

  (Dian Sastrowardoyo)

- Kurang cerdas dapat diperbaiki dengan belajar, kurang cakap dapat dihilangkan dengan pengalaman, namun tidak jujur itu sulit diperbaiki.

  (Mohammad Hatta)

PERSEMBAHAN

- Bapak dan ibu tercinta atas doa, dukungan dan kasih sayangnya
- Segenap Bapak/Ibu Dosen/Guru yang terhormat atas segala ilmu yang telah diberikan
- Seluruh keluarga dan sahabat yang selalu memberi semangat.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

PRAKATA

Segala puji bagi Allah SWT. yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya kepada penulis sehingga dapat menyelesaikan penyusunan skripsi yang berjudul "Analisis Dosis pada Uji Invitro dan Invivo *Boron Neutron Capture Therapy".* Serangkaian proses yang dimulai dari penyusunan proposal, seminar proposal, penelitian, dan penyusunan skripsi merupakan penerapan ilmu yang telah dipelajari selama menempuh perkuliahan. Dalam penyusunan skripsi ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak. Untuk itu penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Prof. Dr. Fatkhur Rohman, M.Hum., Rektor Universitas Negeri Semarang.
2. Prof. Dr. Zaenuri, S.E., M.Si.,Akt., Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam UNNES.
3. Dr. Suharto Linuwih, M.Si., Ketua Jurusan FMIPA UNNES.
4. Dr. Mahardika Prasetya Aji, M.Si., Ketua Program Studi Fisika Jurusan Fisika FMIPA UNNES.
5. Bapak Sunarno, M.Si., selaku Dosen Pembimbing I atas arahan dan bimbingannya dalam penyusunan skripsi maupun pelaksanaan penelitian.
6. Bapak Isa Akhlis, M.Si., selaku Dosen Pembimbing II atas arahan dan bimbingannya dalam penyusunan skripsi maupun pelaksanaan penelitian.
7. Prof. Dr. Susilo, M .S., selaku Ketua Penguji atas saran dan masukan dalam penyempurnaan skripsi ini.
8. Kepala dan teknisi laboratorium atas peminjaman alat penelitian.

9. Bapak, Ibu serta keluarga yang selalu memberikan doa, dukungan dan semangat.
10. Sahabat-sahabat Fisika 2011 UNNES, Klentabh Nagari, dan kawan-kawan seperjuangan di Perpustakaan serta Laboratorium Jurusan Fisika yang selalu menghadirkan tawa, semangat dan dorongan.
11. Bapak Niels Bassler, Ph.D., *The Aarhus Particle Therapy Group, Aarhus University* dan *The Institute of Nuclear Research, RAS, Moscow, Rusia* atas izin penggunaan program *SHIELD-HIT12A*-nya.
12. Keluarga Besar AKPELNI, BATAN, dan Y-BNCT atas semangat dan dukungannya selama proses penyusunan skripsi.
13. Semua pihak yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan penyusunan skripsi ini.

Penulis menyadari dalam penyusunan skripsi masih terdapat banyak kesalahan dan kekurangan. Oleh karena itu, penulis mengharapkan saran dan kritik dari pembaca. Akhirnya penulis berharap semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi pembaca dan memberikan manfaat bagi kemajuan penelitian di Indonesia. Penelitian lanjutan diharapkan dapat menyempurnakan skripsi ini.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Semarang, Oktober 2017

Penulis

Hamidatul Faqqiyyah

ABSTRAK

Faqqiyyah, H. 2017. *Analisis Dosis pada Uji Invitro dan Invivo Boron Neutron Capture Therapy.* Skripsi, Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang. Pembimbing Utama Sunarno, M.Si. dan Pembimbing Pendamping Isa Akhlis, M.Si.

Kata kunci : BNCT, *SHIELD-HIT12A*, dosis.

Tujuan penelitian ini adalah untuk menentukan dosis *in vitro* dan *in vivo Boron Neutron Capture Cancer Therapy* menggunakan program *SHIELD-HIT12A*, dikarenakan kajian mengenai program *SHIELD-HIT12A* terhitung langka dan masih pada tahap awal sehingga para peneliti mempunyai kesempatan yang cukup besar apabila ingin mengkaji dan mengembangkan lebih lanjut. Untuk dapat menentukan energi rekoil dilakukan penelitian menggunakan metode Monte Carlo. Data hasil *running* diperoleh nilai aktifitas ionisasi dan rekoil yang hilang. Hasil penelitian menunjukkan bahwa dosis *in vitro* dan *in vivo Boron Neutron Capture Cancer Therapy* (BNCT) untuk irradiasi jaringan lunak memiliki nilai sebesar $0.312 \times 10^{-2}\ Sv$ yang aman dan tidak membahayakan jaringan tubuh sehat yang berada di sekitar sel kanker sebab berada di bawah ambang 1,5 Rem atau 15 x 10^{-3} Sv sesuai ketentuan nilai atas yang diijinkan oleh Komisi Internasional tentang proteksi radiasi (*ICRP*) tahun 1966. Sedangkan target pembanding berupa air, dosis serap optimal target diperoleh pada konsentrasi 3.232×10^{-3}Gy. Dosis ekivalen karbon dalam air dengan jenis radiasi inti berat sebesar 64.64×10^{-3} Sv. Dan dosis ekivalen karbon dalam air dengan jenis radiasi neutron termal yaitu sebesar 16.16×10^{-3} Sv , dosis ini tergolong tidak aman sebab berada di atas ambang 1,5 Rem atau 15 x 10^{-3} Sv. Penggunaan *software SHIELD-HIT 12A,* dan *SimpleGeo* memudahkan kita dalam penghitungan aktivitas radiasi.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

DAFTAR ISI

Halaman

HALAMAN JUDUL i

PERNYATAAN ……..……..... ii

PENGESAHAN ……..... iii

MOTTO DAN PERSEMBAHAN ……..... iv

PRAKATA …… v

ABSTRAK ……... vii

DAFTAR ISI …….. viii

DAFTAR TABEL ……..... x

DAFTAR GAMBAR ……..... xi

DAFTAR LAMPIRAN …….....xii

BAB

1. PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang 1

1.2. Rumusan Masalah 6

1.3. Tujuan Penelitian 6

1.4. Manfaat Penelitian 6

1.5. Batasan Masalah 6

1.6. Sistematika Penulisan 8

2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Neutron Termal 9

2.2. *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT)..... 9

2.3. Distribusi Fluks Neutron 14

2.4. Interaksi Radiasi 16

2.5. *Monte Carlo N Particles* (MCNP) 17

2.6. *SHIELD-HIT12A* 20

2.6.1. Transportasi Partikel 23

2.6.2. Aspek Fisika Nuklir pada *SHIELD-HIT12A* 24

2.6.3. Aspek Fisika Atom pada *SHIELD-HIT12A* 24

2.6.4. Penghitungan Kuantitas Fisika 25

2.6.5 Fitur Lainnya 25

3. METODE PENELITIAN

3.1. Lokasi Penelitian 28

3.2. Alat dan Bahan Penelitian 28

3.3. Desain Penelitian 28

3.4. Proses Simulasi 30

3.5. Teknik Analisis Data Penelitian 32

4. HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Reaksi Rekoil Neutron 33

4.2. Interaksi Partikel Bermuatan pada BNCT 39

5. PENUTUP

5.1. Kesimpulan 44

5.2. Saran 45

DAFTAR PUSTAKA 46

LAMPIRAN 48

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

DAFTAR TABEL

Tabel Halaman

2.1 Tabel Parameter Batas BNCT di udara 13

2.2 Tabel Isotop 23

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

DAFTAR GAMBAR

Gambar Halaman

1.1 Grafik Ranking Estimasi Usia Standart (Dunia) per 100.000 orang..... 2

2.1 *Page Release SHIELD-HIT12A*..... 21

2.2 Grafik Penggunaan Kode *Monte Carlo* 22

3.1 Diagram Alir Desain Penelitian 29

3.2 Proses *Running SHIELD-HIT12A* v0.3.0 Menggunakan *Command Prompt* 31

4.1 *Coding* Data Spesifikasi Sinar yang Ditembakkan dengan Memilih Ion Carbon-12 sebagai Partikel Primer 34

4.2 *Coding* Data Spesifikasi Sinar yang Ditembakkan dengan Memilih Ion Boron-10 sebagai Partikel Primer 35

4.3 *Coding* Data Spesifikasi Geometri Target yang Ditembak 36

4.4 *Coding* Data Spesifikasi Material yang Ditembak (a) Air, dan (b) Jaringan Lunak..... 37

4.5 Pemodelan Geometri dari *Source Code example/simple* menggunakan *SimpleGeo* 37

4.6 *Coding* spesifikasi data tambahan.....38

4.7 Grafik distribusi energi ionisasi dan aktivitas rekoil yang hilang pada target air 40

4.8 Grafik distribusi energi ionisasi dan aktivitas rekoil yang hilang pada target jaringan lunak 41

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran Halaman

1. Tabel Isotop 48

2. Daftar Partikel Tersedia yang dapat Diidentifikasi JPART Diikuti

   Nama Partikelnya 50

3. Tabel Unit *Default* dalam *SHIELD-HIT12A* 51

4. *Running SHIELD-HIT12A* 52

5. Data Hasil Simulasi *SHIELD-HIT12A* 57

6. Gambar Pemodelan Kode Geometri Silinder 73

7. Penghitungan Dosis (Dosimetri) 74

8. Analisis Data 77

9. Kode Inputan Simulasi *SHIELD-HIT12A* 81

10. Tanya Jawab 83

11. *License Agreement for SHIELD-HIT12A* 85

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

BAB 1

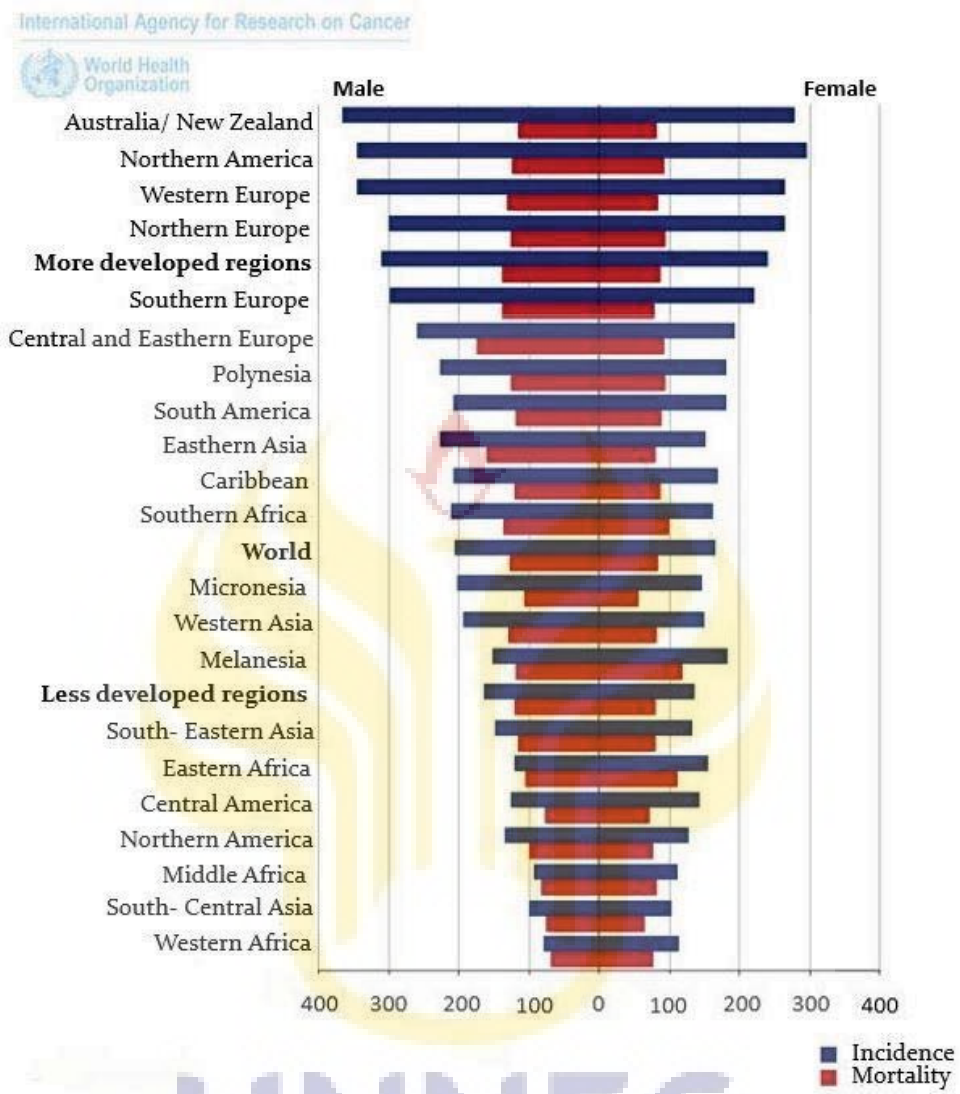
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Seiring dengan meningkatnya jumlah populasi manusia, selain masalah ekonomi, pendidikan dan teknologi, masalah kesehatan tentu membutuhkan perhatian yang lebih mendalam. Berdasarkan data WHO (2014), pada tahun 2012 di seluruh dunia telah terjadi 14,1 juta kasus kanker baru, 8,2 juta kematian akibat kanker dan 32,6 juta orang yang hidup dengan kanker (dalam waktu 5 tahun dari diagnosis). 57% (8 juta) dari kasus kanker baru, 65% (5,3 juta) dari kematian akibat kanker dan 48% (15,6 juta) dari 5 tahun kasus kanker tersebut lazimnya terjadi di daerah yang kurang berkembang.

Pada Gambar 1.1, Indonesia dikategorikan sebagai negara sedang berkembang di Asia Tenggara *(South-Eastern Asia)* yang tingkat kasus kankernya lebih rendah dibanding kan dengan Negara Australia. Setelah ditelaah lebih lanjut, tingkat kematian akibat kanker di Asia Tenggara cukup tinggi kejadiannya dibandingkan dengan Australia. Faktor yang berpengaruh pada kasus ini antara lain Australia memiliki teknologi yang lebih maju dan tingkat kesadaran masyarakatnya di bidang kesehatan jauh lebih tinggi dibandingkan dengan Asia Tenggara khususnya Indonesia.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG



Gambar 1.1. Grafik ranking estimasi usia standart (Dunia) per 100,000 orang. (www.who.int , 2014)

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Jumlah kematian global akibat kanker pada tahun 2007-2030 diproyeksikan meningkat 45% (dari 7,9 juta menjadi 11,5 juta kematian) yang dipengaruhi oleh meningkatnya populasi global dan penuaan penduduk. Kasus baru kanker pada periode yang sama diperkirakan meningkat dari 11,3 juta pada 2007 menjadi 15.500.000 pada tahun 2030. Dari semua kasus kanker, lebih dari setengahnya terjadi di negara kecil dan berkembang. Pencegahan kanker adalah

komponen penting karena sekitar 40% dari semua kematian akibat kanker dapat dicegah.

Fakta-fakta ini menyebabkan pertimbangan pemberantasan sel kanker sesegera mungkin diperlukan sebelum menyebar ke sel-sel normal di dekatnya. Ada beberapa macam pengobatan untuk menyembuhkan penyakit atau cukup memperpanjang hidup sambil meningkatkan kualitas hidup pasien. Menurut *World Health Organization* (2013), perawatan tersebut pada umumnya, dipilah ke dalam 3 jurusan: pembedahan, radioterapi, dan terapi sistemik.

Terapi yang umum digunakan dalam pengobatan kanker adalah radioterapi. Terapi ini memanfaatkan radiasi energi tinggi seperti sinar-x, sinar gamma atau elektron. Menurut Sauerwein *et al.* (2009), efek dari radiasi tersebut dapat membunuh sel kanker melalui mekanisme ionisasi pada daerah lokal sel yang terpapar radiasi. Kelemahan dari terapi ini adalah ikut terpaparnya jaringan sehat yang segaris atau sejajar dengan pemukaan sel kanker, terutama yang lebih dekat dengan sumber radiasi. Terlebih lagi ada attenuasi untuk bagian tubuh yang lebih dalam sehingga ada variasi distribusi dosis untuk tiap kedalaman yang berbeda. Meskipun berbagai macam teknik penyinaran telah dikembangkan untuk memperoleh hasil yang optimal seperti *3D Conformal Radiotherapy*, *Stereotactic Radiotherapy*, dan *High Dose Rate Brachytherapy*, pada beberapa kasus metode ini masih meninggalkan efek jangka panjang pada jaringan sehat. Salah satu bagian dari radioterapi yang potensial untuk dikembangkan adalah *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT).

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

BNCT merupakan perkembangan yang kompleks dari radioterapi sehingga untuk mengaplikasikan BNCT perlu berada di bawah pengawasan ahli *Radiation –oncology* yang bertujuan untuk mengatur lamanya irradiasi. Bidang Fisika berperan penting khususnya Fisika Medis dan Fisika Reaktor yang dibutuhkan untuk menjamin kualitas dan keamanan berkas irradiasi. Kedua bidang ini juga berperan untuk mengatur energi neutron dan parameter dosis yang diijinkan. Pengaplikasian konsep teknik Fisika digunakan untuk mendiagnosis dan perawatan penyakit pada pasien (Prastowo, 2014).

Ketertarikan pada metode BNCT ini telah mengalami peningkatan yang signifikan dalam beberapa tahun terakhir. Merujuk pada penelitian yang dilakukan Rahmani (2011), BNCT diharapkan menjadi terapi yang sangat efektif untuk mengobati beberapa jenis kanker seperti kanker otak ganas atau *glioblastoma multiforme* di mana sejauh ini belum ada keberhasilan pada pengobatan yang telah dikembangkan.

Metode BNCT memerlukan agen pembawa boron untuk diinjeksikan ke dalam tubuh. Untuk keperluan ini, senyawa boron perlu disintesis agar memiliki sifat biologis dan biokimia yang diinginkan. Efek terapetik dari BNCT tergantung pada distribusi boron pada sel dan tingkah laku partikel yang meluruh di dalam sel kanker.

Dalam metode BNCT, pertama-tama boron disuntikkan ke dalam aliran darah dan akan terkumpul dalam sel kanker. Tahap selanjutnya dari pengobatan adalah iradiasi pada sel kanker dengan neutron energi rendah (neutron termal) yang dapat meningkatkan dosis radiasi sekitar 2 atau 3 kali sehingga dosis rendah

radioterapi neutron dapat diberikan dan dapat memperkecil kemungkinan bahwa neutron akan menyebabkan kerusakan .

Peranan sumber neutron dalam mendukung BNCT sangat penting. Sumber neutron yang digunakan dalam BNCT yaitu reaktor nuklir yang dalam hal ini adalah reaktor Kartini, akselerator neutron dan *cyclotron* serta bahan radioaktif misalnya *Californium* (Cf-252).

Kajian dosis dalam BNCT juga sangat menentukan tingkat kesuksesan dalam terapi kanker. Untuk itu diperlukan kode komputer yang berbasis *Monte Carlo* seperti *MCNP, MCNPX, PHITS, PENELOPE, GEANT-4, FLUKA, EGSnrc, EGS4, BEAMnrc* dan *SHIELD-HIT12A* sebagai simulator.

SHIELD-HIT12A adalah suatu perangkat lunak *(software)* yang didesain untuk mensimulasikan secara presisi terapi berkas proton dan ion dalam suatu jaringan biologi yang biasanya digunakan pada terapi kanker sinar ion. Atau secara singkatnya adalah kode transport partikel *Monte Carlo* untuk ion berat yang dioptimalkan untuk penelitian terapi partikel. *SHIELD-HIT12A* merupakan pengembangan dari *SHIELD-HIT08* dan *SHIELD-HIT10* yang dilakukan perombakan besar-besaran pada kode sumbernya. Dengan keterbatasan manajemen dan keterbatasan sistem MCNP untuk perhitungan dosis di BNCT, maka *The Aarhus Particle Theraphy Group* mengembangkan program *SHIELD-HIT12A (Heavy Ion Therapy).* Di Indonesia sendiri, kajian mengenai program ini terhitung langka dan masih pada tahap awal sehingga para peneliti mempunyai kesempatan yang cukup besar apabila ingin mengkaji dan mengembangkan lebih lanjut.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

1.2 Rumusan Masalah

Perumusan masalah berdasarkan latar belakang dalam penelitian ini adalah bagaimana pensimulasian kode komputer *SHIELD-HIT12A* untuk penghitungan dosis *in vitro* dan *in vivo* dalam *Boron Neutron Capture Cancer Therapy*.

1.3 Tujuan

Tujuan utama penelitian ini adalah menentukan dosis *in vitro* dan *in vivo Boron Neutron Capture Cancer Therapy* menggunakan program *SHIELD-HIT12A*.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diperoleh dari penelitian ini antara lain:

1. Dapat memberikan informasi mengenai pemanfaatan program *SHIELD-HIT12A* untuk penghitungan dosis pada uji *in vitro* dan *in vivo* BNCT serta sebagai referensi pada penelitian selanjutnya.
2. Hasil penelitian dapat digunakan sebagai pembanding dengan hasil simulasi perangkat lunak lain yang sudah pernah dipakai sebelumnya.
3. Penelitian ini dapat melengkapi penelitian sebelumnya mengenai BNCT dan dapat dikembangkan lebih lanjut agar diperoleh hasil optimal sesuai rekomendasi *International Atomic Energy Agency* (IAEA).

1.5 Batasan Masalah

Pembatasan masalah yang diterapkan dalam penyusunan laporan skripsi ini yaitu:

1. Versi *download source code* dan sistem operasi komputer

Terdapat 2 versi *SHIELD-HIT12A* yakni versi demo dan versi *full*/ lengkap yang telah mengalami modifikasi dan *debug* sesuai kebutuhan *user* seperti versi i686 demo gfortran r701, versi win32/64 demo gfortran r701, versi win32/64 r597, serta versi 0.3.0 full 64 bit/ 32 bit. Versi yang digunakan pada penelitian adalah versi 0.3.0 full 64 bit dengan kode program yang digunakan adalah *examples*/*simple* yang secara lengkap dirilis pada 16 Juli 2016.

Pada dasarnya *SHIELD-HIT* dapat digunakan pada sistem operasi komputer *Linux* dan *Windows*. Penelitian ini secara khusus menggunakan laptop bersistem operasi *Windows7*.

2. Geometri dan medium zona target

Target yang akan disimulasikan berupa sebuah silinder dengan pusat dasarnya berada pada titik (0,0,0) cm. Tinggi silinder dideskripsikan oleh vektor sumbu **z** sepanjang 30 cm dan jari-jarinya sebesar 10 cm. Silinder ini dikelilingi oleh media vakum yang tidak berinteraksi dengan partikel. Silinder kedua dikelingi kembali dengan medium *black hole* di mana partikel yang menabrak medium ini tidak akan terintegrasi dan tidak memiliki jejak partikel. Material yang digunakan pada zona silinder ini adalah air dan jaringan lunak. Air merupakan material yang bernilai *default* ICRU dengan nomor 276 sedangkan jaringan lunak bernomor 262.

3. Pembahasan data

Pembahasan hanya terfokus pada distribusi energi ionisasi dan aktivitas rekoil yang hilang pada bahan. Penghitungan nilai tipe-tipe partikel seperti proton,

pion, kaon, muon, proton, deuteron, triton, He-3, dan lain-lainnya tidak dibahas meskipun data *output* memperoleh nilai hasil penghitungan partikel tersebut.

1.6 Sistematika Penulisan

Penulisan skripsi ini secara garis besar dibagi menjadi tiga bagian yaitu bagian pendahuluan skripsi, bagian isi skripsi dan bagian akhir skripsi. Bagian awal skripsi terdiri dari halaman judul, persetujuan pembimbing, pengesahan pembimbing, pengesahan kelulusan, pernyataan, motto dan persembahan, daftar isi, daftar tabel dan daftar lampiran. Bagian isi skripsi terdiri dari 5 bab yang terdiri dari Bab 1 Pendahuluan, Bab 2 Landasan Teori, Bab 3 Metode Penelitian, Bab 4 Hasil dan Pembahasan, serta Bab 5 Kesimpulan dan Saran.

Adapun rinciannya adalah sebagai berikut:

1. Bab 1 berisi tentang Latar Belakang Masalah, Rumusan Masalah, Tujuan Penelitian, Manfaat Penelitian, Batasan Masalah serta Sistematika Penulisan,
2. Bab 2 berisi tentang teori-teori dan konsep-konsep yang mendasari penelitian,
3. Bab 3 membahas aspek-aspek metodologi penelitian mencakup lokasi penelitian, alat dan bahan penelitian, desain penelitian, dan metode analisis data,
4. Bab 4 membahas tentang hasil-hasil penelitian dan pembahasannya dengan mengacu pada teori sebagaimana dikendalikan oleh Bab 2,dan
5. Bab 5 berisi simpulan dan saran berdasarkan hasil penelitian.

Pada bagian akhir skripsi terdapat daftar pustaka dan lampiran.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Neutron Termal

Neutron termal adalah sebuah neutron bebas dengan energi kinetik sekitar 0,025eV (sekitar $4{,}0\times10^{-21}$ J) atau 2,4 MJ/kg, sehingga kecepatannya 2,2 km/s yang paling memungkinkan pada suhu 290 ºK (17°C atau 62°F). Setelah terjadi tumbukan dengan inti (hamburan) dalam media (neutron moderator) pada suhu ini, neutron tiba di sekitar tingkat energi 0,025eV. Menurut Carron (2007:308), neutron termal memiliki penampang lintang yang berbeda dengan neutron cepat dan lebih efektif untuk bereaksi nuklida sehingga lebih mudah diserap dengan inti atom, menciptakan isotop berat yang tidak stabil dari unsur kimia (aktivasi neutron).

Reaksi fisi nuklir menghasilkan neutron dengan energi rata-rata 2 MeV (200 TJ/kg, yaitu 20.000 km/s), yang memenuhi syarat kriteria neutron "cepat ". Sedangkan reaksi fusi nuklir deuterium-tritium menghasilkan neutron dengan energi 14,1 MeV (1400 TJ/kg, yaitu 52.000 km/s). Byrne (2011) menjelaskan bahwa neutron cepat dapat dibuat menjadi neutron termal melalui proses yang disebut moderasi. Hal ini dilakukan dengan moderator neutron.

2.2 *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT)

Menurut W.A.G Sauerwein *et.al* (2012), *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) atau Terapi Tangkap Boron Neutron adalah bentuk biner dari terapi radiasi menggunakan kecenderungan tinggi dari nuklida non-radioaktif Boron-10

untuk menangkap neutron termal yang menghasilkan reaksi nuklir yang cepat ^{10}B (n, α) ^{7}Li. Produk dari reaksi ini memiliki karakteristik linear transfer energi tinggi (partikel α sekitar 150 keVμm $^{-1}$, ^{7}Li-inti sekitar 175 keVμm^{-1}). Panjang jalan partikel ini berada dalam kisaran 4,5 μm sampai 10 μm sehingga menghasilkan deposisi energi terbatas pada diameter sebuah sel tunggal. Secara teoritis, oleh karena itu mungkin untuk selektif menyinari sel-sel tumor tersebut yang telah mengambil jumlah yang cukup dari ^{10}B dan sekaligus cadangan sel normal. Dasar reaksi nuklir ditunjukkan lebih rinci di bawah ini:

$$[^{10}_{5}B] + [^{1}_{0}n] \rightarrow [^{11}_{5}B]^{*} \begin{cases} \rightarrow [^{4}_{2}H] + [^{7}_{3}Li] + 2.79\ MeV \quad (6{,}1\%) \\ \rightarrow [^{4}_{2}H] + [^{7}_{3}Li]^{*} + 2.31\ MeV \quad (93{,}9\%) \\ \qquad\qquad \downarrow \\ \qquad\qquad [^{7}_{3}Li] + \gamma\ (0.48\ MeV) \end{cases} \tag{2. 1}$$

Pada awal 1990-an, sumber neutron epitermal dikembangkan di Amerika Serikat dan Eropa untuk mengobati tumor yang kedudukannya lebih dalam. Fasilitas ini menciptakan kondisi untuk memulai uji klinis terkontrol dalam perspektif Brookhaven, Petten dan Cambridge (MA) pada tahun 1996. Selanjutnya diikuti oleh penciptaan fasilitas serupa di Finlandia, Swedia, Republik Ceko, Jepang dan Argentina di mana pasien diobati. Sebuah pendekatan yang jauh berbeda diterapkan di Pavia di mana kolom termal di reaktor TRIGA digunakan untuk mengobati eksplan hati dengan beberapa metastasis dari kanker colo-rectal.

Hasil penelitian Rasouli (2012) menunjukkan bahwa BNCT merupakan metode yang efektif untuk menghancurkan sel tumor otak sementara jaringan

sehat yang terkena radiasi lebih hemat. Fluks neutron epitermal yang direkomendasikan untuk terapi adalah 10^9 n/cm^{2}s, yang memiliki efektivitas paling mendalam pada tumor. Berkas yang dirancang untuk BNCT harus mencakup cocok "kualitas" dan "intensitas". Hal ini dievaluasi dengan dua set Badan Energi Atom Internasional/ *International Atomic Energy Agency (IAEA)* yang direkomendasikan nilai parameter di udara dan di khayalan.

BNCT menggabungkan prinsip-prinsip penargetan kemoterapi dan prinsip-prinsip lokalisasi anatomis dari radioterapi konvensional tetapi dengan tiga keuntungan yaitu senyawa boron tidak beracun apabila diberikan pada konsentrasi yang dibutuhkan, interval waktu antara pemberian obat dan iradiasi neutron dapat dipilih untuk memaksimalkan konsentrasi yang berbeda antara tumor dan jaringan normal, serta hanya jaringan yang terletak di sekitar tumor yang terkena neutron.

^{10}B harus dikirim ke tumor dengan jumlah yang cukup (~20μg/g tumor atau ~10^9atom/sel) secara selektif dan neutron termal harus cukup diserap oleh Boron. Karena besarnya linier energi transfer (LET) partikel mempunyai panjang lintasan Boron dalam jaringan terbatas (5-9μm), efek destruktif dari partikel-partikel berenergi tinggi ini terbatas pada sel-sel yang mengandung Boron. Dosis yang utama berasal dari empat bagian yaitu neutron termal, Boron-10, neutron cepat dan foton. Reaksi nuklirnya adalah sebagai berikut:

(1) reaksi tangkapan Nitrogen

$$^{14}_{7}N + ^{1}_{0}n \rightarrow ^{14}_{6}C + ^{1}_{1}H + 0.66\ MeV \qquad (2.\ 2)$$

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Sebagian besar neutron berasal dari neutron termal dalam reaksi nuklir. Energi yang dilepaskan disimpan secara lokal. Dosis yang disimpan disebut sebagai dosis neutron termal atau dosis proton, dilambangkan dengan D_p.

(2) reaksi tangkapan neutron oleh boron

$$[^{10}_{5}B] + [^{1}_{0}n] \rightarrow [^{11}_{5}B]^{*} \begin{cases} \rightarrow [^{4}_{2}H] + [^{7}_{3}Li] + 2.79\ MeV \quad (6{,}1\%) \\ \rightarrow [^{4}_{2}H] + [^{7}_{3}Li]^{*} + 2.31\ MeV \quad (93{,}9\%) \\ \qquad\qquad \downarrow \\ \qquad\qquad [^{7}_{3}Li] + \gamma\ (0.48\ MeV) \end{cases} \tag{2. 3}$$

Energi yang dilepaskan disimpan secara lokal kecuali untuk energi foton 0,48 MeV. Dosis Boron dilambangkan oleh D_B.

(3) reaksi *hidrogen capture gamma*

$$^{1}_{1}H + {}^{1}_{0}n \rightarrow {}^{1}_{0}D + \gamma + 2.224\ MeV \tag{2. 4}$$

Foton berasal dari reaksi tangkapan gamma oleh hidrogen, reaksi tangkapan neutron oleh boron dan berkas neutron. Energi gamma diendapkan secara bertahap oleh hamburan compton dan penyerapan *photoelectricity*. Jadi dosis foton memiliki distribusi ruang yang luas. Dosis foton ditulis dengan $D\gamma$.

(4) hamburan elastis dari neutron cepat

Lompatan proton dilepaskan ketika hamburan elastis terjadi segera setelah reaksi tangkapan neutron epitermal dan termal dengan nitrogen. Energi proton disimpan secara lokal. Tentu saja, energi neutron cepat disimpan oleh hamburan elastis, dimana 90% energinya adalah dari reaksi nuklir dengan nitrogen. Dosis yang dihasilkan oleh hamburan elastis neutron cepat ditulis D_n.

Ketika faktor bobot biologis dipilih, berat dosis total secara biologis, dalam Gy, menjadi:

$$D_{bw} = w_c D_B + w_\gamma D_\gamma + w_n D_n + w_p D_p \qquad (2.\ 5)$$

dengan D_{bw} adalah dosis komponen, w_c w_γ, w_n, dan w_p masing-masing adalah efektivitas relatif biologi Boron, foton, neutron cepat dan proton (Li Deng, 2011).

Secara luas parameter di udara yang diterima untuk menilai kualitas berkas yang dirancang dan intensitas sebelum mencapai jaringan disajikan pada tabel 1. Dalam tabel ini Φepi, Φtermal, dan J merupakan fluks neutron epitermal, fluks neutron termal, dan arus permukaan disajikan masing-masing. Selain itu, $\dot{D}_{fin}$ dan $\dot{D}$ tetap untuk laju dosis sesuai neutron cepat dan sinar gammanya.

Tabel 2.1. Parameter batas BNCT di udara

Parameter BNCT di udara	**Batas**
Φ_{epi} (n/cm^{2}s)	$>10^9$
Φ_{epi} /$\Phi_{thermal}$	>100
$\dot{D}fn/\Phi_{epi}$ (Gycm^2)	$<2x10^{-13}$
$\dot{D}_\gamma$/ Φ_{epi} (Gycm^2)	$<2x10^{-13}$
J/Φ	<0.7
kelompok energi cepat	E>10KeV
kelompok energi epitherrnal	1 eV≤E≤10 keV
kelompok energi thermal	E<1 eV

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Rahmani (2011) menyebutkan meskipun parameter dalam udara menyediakan cara yang nyaman untuk mengevaluasi kinerja berkas di pelabuhan berkas, kinerja berkas dalam khayalan adalah ukuran utama untuk menilai suatu berkas yang dirancang. Parameter di khayalan, yang mencerminkan efek terapi berkas dirancang dalam jaringan, melayani tujuan yang terakhir. Parameter ini terkait dengan studi dosis *MCNP* yang berbeda dari BNCT untuk profil tumor

otak akibat sinar iradiasi di khayalan, yang dapat disimulasikan atau dibangun. Mengenai pencitraan Boron, resolusi spasial terbaik diperoleh dengan menggunakan metode berdasarkan mikroskop elektron.

2.3 Distribusi Fluks Neutron

Dalam buku "Pengenalan Fisika Neutron", Sardjono (2015) menjelaskan bahwa secara umum, fluks neutron dapat dihitung dengan tiga cara yaitu: (1) metoda deterministik, (2) metoda probabilistik (3) metoda *Monte Carlo*. Dalam metoda *Monte Carlo*, untuk mendapatkan parameter fluks neutron skalar, digunakan estimasi panjang lintasan (*track-length estimation*). Parameter-parameter fisika yang terlibat dalam hal ini antara lain fluks neutron dan dimensi fluks.

Fluks neutron adalah ukuran intensitas radiasi neutron, yaitu jumlah neutron yang melalui luasan satu sentimeter persegi setiap detik. Dinyatakan sebagai $\emptyset = nv$, dengan n= jumlah neutron per sentimeter kubik dan v= kecepatan neutron dalam sentimeter per detik, maka fluks neutron skalar dinyatakan sebagai berikut:

$$\emptyset(r,t) = N(r,t) \qquad (2.\ 6)$$

dengan $\emptyset$ adalah fluks neutron, *r* adalah posisi atom, *t* adalah waktu, dan *N* adalah jumlah atom.

Dimensi fluks adalah cm^2s^{-1}. Karena fluks neutron di atas belum memperhatikan arah neutron (atau sudut angularnya) maka fluks neutron ini dinamakan sebagai fluks neutron skalar. Untuk mendapatkan fluks neutron angular, digunakan rapat neutron angular, sehingga:

$$\emptyset(r, E, \Omega, \mathrm{t}) = N(r, E, \Omega, \mathrm{t}) \qquad (2.\ 7)$$

dengan $\emptyset$ adalah fluks neutron, r adalah posisi atom, E adalah energi ikat inti, Ω adalah hambatan listrik, t adalah waktu, dan N adalah jumlah atom.

Metoda *Monte Carlo* secara khusus digunakan untuk mendapatkan detail peristiwa panjang lintasan neutron sebelum interaksi, jenis isotop yang berinteraksi dengan neutron, reaksi yang terjadi antara neutron dan isotop yang terpilih , arah dan energi neutron setelah interaksi, serta jumlah neutron yang terbentuk.

Neutron termal dipilih untuk sistem BNCT karena intensitas neutron tertinggi diproduksi di kolom termal. Seperti yang dikutip oleh Solleh, Kloosterman menyebutkan bahwa penampang untuk penyerapan neutron di Boron^{10} sangat tinggi untuk neutron termal, dan menurun dengan meningkatnya energi neutron yang masuk. Ini berarti bahwa neutron termal harus istimewa akan dikirimkan ke tumor untuk memiliki banyak serapan neutron sebanyak mungkin. Neutron cepat, neutron epitermal, dan gamma-ray harus terlindung. Dalam rangka untuk merancang kode, ada kebutuhan pertama untuk mengetahui intensitas fluks mereka. M.P Chin (2008) menjelaskan pengukuran intensitas neutron akan dilakukan oleh *BTI spektroskopi Survey System (MICROSPEC-2)* dan metode aktivasi foil. Pengukuran intensitas sinar gamma dapat dilakukan dengan menggunakan detektor MOSFET dan TL dosimeter (MCP-7s).

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

2.4 Interaksi Radiasi

Uji coba awal BNCT yang digunakan adalah neutron termal energi rendah, karena menggunakan reaktor fisi, sinar relatif mudah untuk dibuat dengan kontaminasi neutron cepat dan gamma-ray yang tidak diinginkannya hampir diabaikan. Neutron termal tidak memiliki energi yang cukup untuk menembus jauh ke dalam jaringan, dan profil dosis yang diserap untuk melekat, komponen sinar nonselektif karenanya memiliki *maxima* dekat permukaan. Terapi sinar ini berguna untuk superficial dan tumor yang relatif dangkal pada kedalaman kurang dari 4 cm dalam jaringan, tergantung pada selektivitas serapan boron tumor. Dalam uji klinis pada manusia paling awal di Brookhaven (1951-1961) dan di *Massachusetts Institute of Technology* (1959 - 1961), neutron termal ini digunakan untuk pengobatan kanker otak, *glioblastoma multiforme* (GBM) (Harling, 2012).

^{10}B (n, α) ^{7}Li adalah jenis tabrakan pusat BNCT, jenis lain dari tabrakan nuklir berlangsung di pasien. Selain tabrakan nuklir ini, berbagai jenis interaksi atom terjadi sebagai insiden berkas pada otak. Terlepas dari neutron dan progeni berikutnya, pencemaran gamma (dalam kasus reaktor) atau foton (dalam kasus akselerator linear), hadir dalam berkas yang menghasilkan kaskade partikel mereka sendiri. Dalam kasus BNCT, berbagai tabrakan dan interaksi jenis, fraksi pencar dan komponen dosis harus dipertimbangkan. Akuntansi rinci di atas tidak hanya memberikan pemahaman yang lebih baik dari transportasi radiasi dalam tubuh manusia selama BNCT, tetapi pengetahuan tersebut juga mempengaruhi

desain dari fasilitas, perencanaan pengobatan, pencitraan dan verifikasi untuk agen BNCT diberikan (Chin, 2008).

Dosis lainnya (gamma, nitrogen dan hidrogen) terutama hadir dalam BNCT juga dihitung. *Positron Emission Tomography (PET)* telah menjadi alat pencitraan kunci dalam praktek klinis dan penelitian biomedis untuk mengukur dan mempelajari proses-proses biokimia *in vivo*. Senyawa fisiologis aktif dengan positron *emitter* (misalnya $_{18}F$, $_{11}C$, $_{124}I$) ditandai dengan tetap mempertahankan sifat biologis mereka, dan diberikan secara intravena dalam jumlah *tracer* (10^{-9} - 10^{-12} M) (Solleh, 2011).

Perbandingan antara kedua pendekatan memberikan indikasi yang jelas bahwa PET berbasis TPS menawarkan informasi lebih lanjut di daerah perifer dari tumor, di mana pendekatan yang digunakan merupakan standar *over estimates* dosis Boron. Rencana pengobatan juga menghitung waktu iradiasi sehingga cukup untuk memberikan dosis terapi yang tepat di daerah sekitarnya inti tumor utama (Harling, 2012). Dalam *Nuclear Material Accounting Handbook* (2008) dijelaskan bahwa material yang akan digunakan dalam pembuatan sistem nuklir harus memenuhi persyaratan-persyaratan yang telah di standarisasi oleh IAEA. Hal ini untuk mengurangi resiko kebocoran radiasi nuklir.

2.5 *Monte Carlo N Particles* (MCNP)

Monte Carlo N Particles atau MCNP merupakan *software* yang digunakan untuk analisis reaksi nuklir. MCNP dapat digunakan untuk mensimulasikan suatu reaksi yang terjadi akibat adanya transport neutron, foton, maupun partikel bermuatan. MCNP dapat digunakan di berbagai bidang antara lain simulasi

kekritisan reaktor, simulasi kekritisan senjata, radiografi, desain dan analisis reaktor, desain dan analisis detektor, dan berbagai bidang nuklir lain.

Dasar dari perhitungan MCNP adalah perhitungan probabilistik (stokastik). Dengan menggunakan pendekatan probalistik ini MCNP mampu mengamati konstituen/partikel secara acak dengan syarat adanya parameter deterministik dalam setiap pengamatan. Metode *Monte Carlo* melakukan pengamatan pada setiap konstituen (sampling konstituen) dan bukan pada posisi konstituen (sampling posisi).

MCNP menggunakan ruang 3 dimensi yang menggunakan koordinat kartesian (x, y, z) untuk menyatakan posisi di dalamnya. Definisi utama dari MCNP antara lain:

1. *Cell*, merupakan ruang yang terbatas yang akan menjadi ruang bagi material yang diuji. *Cell* memiliki dua jenis yaitu volum terhingga, ruang terbatas dan volum tak terhingga, ruang terbatas.

2. *Surface*, merupakan permukaan yang menjadi batas antar ruang. Permukaan-permukaan yang membatasi *cell*. *Surface* dapat berupa plat, silinder dan bola.

3. Material, merupakan pengisi dari *cell*. Berdasarkan yang diperhitungkan dalam MCNP, material dapat berupa

   a. *Specific* yaitu material yang penting yang menentukan interaksi.

   b. *Black absorber* yaitu material yang diabaikan/dianggap tidak menentukan interaksi (Stella, 2011).

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Dalam perhitungan menggunakan MCNP pengaturan *cell* sangat diperlukan. Karena dalam 1 *cell* material harus homogen dan memiliki sifat fisik yang sama. Apabila terdapat campuran material yang nonhomogen maka harus ditempatkan pada *cell* yang berbeda. Beberapa faktor perhitungan seperti arah gerakan (sudut) interaksi, letak partikel, peluang interaksi diatur secara random karena reaksi nuklir yang terjadi di alam juga secara random. Oleh karena itu agar didapatkan hasil simulasi yang mendekati kenyataan di alam maka MCNP membuat beberapa faktor tersebut berbentuk random. Sama halnya dengan perhitungan statistik, error dalam MCNP dapat diminimalkan apabila sampel yang diambil semakin besar. Peluang interaksi (0-1) apabila terjadi peluang interaksi sama dengan 0 menunjukkan bahwa partikel tersebut memasuki daerah *black absorber*. Nilai random dalam MCNP terjadi sampai pada saat terminasi partikel (masuk ke *none important zone*), terminasi berupa interaksi yang terjadi adalah *capture*, yakni terminasi karena energi yang dimiliki partikel sangat kecil. Cara kerja dari MCNP antara lain input yang berfungsi mendefinisikan *cell*, mendefinisikan *surface*, dan mendefinisikan material. Proses output terdiri dari *source, run,* dan *tally* (Stella, 2011).

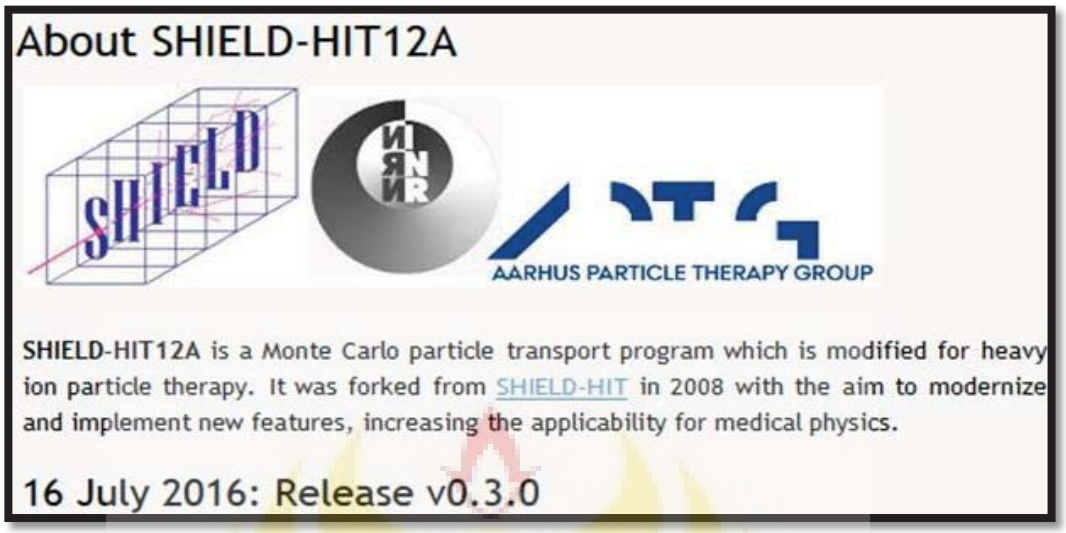
UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Proses *running* dari program MCNP menggunakan banyak logika *if* dan random dari beberapa faktor yang mempengaruhi interaksi serta dengan memperhatikan peluang lolos interaksi suatu partikel. *Software* MCNP yang digunakan saat ini adalah MCNP5 dan MCNPX.

2.6 *SHIELD-HIT12A*

SHIELD-HIT12A dapat dieksekusi dengan menerima sebuah direktori sebagai argumen, dan opsi - n memberikan iterator untuk *running* di direktori yang sama, yang berguna untuk paralelisasi. SHIELD - HIT12A adalah versi pertama dari SHIELD-HIT yang pernah dirilis di depan umum. Semua perubahan dari SHIELD - HIT10 digabung menjadi SHIELD - HIT12A yang sebagian besar merupakan perbaikan kesalahan minor. *File* yang namanya semula *for022.dat, for023.dat* dan *pasin.dat* diubah menjadi *mat.dat, beam.dat* dan *geo.dat*. Komentar dalam *geo.dat.* dan *mat.dat* sekarang diperbolehkan dalam format bebas, dan dibuat ekstensi dengan *card* baru tanpa melanggar kompatibilitas. Berkas melingkar datar dan persegi datar untuk *SHIELD-HIT12A* dimungkinkan. Transportasi ke segala arah dapat ditentukan dengan *card* BEAMDIR. Model Gaussian atau berkas divergensi opsional datar dan model berkas yang fokus diimplementasikan menggunakan *card* BEAMDIV.

Program *SHIELD-HIT12A* kini diperbarui dalam potongan melintang elastis anti proton meskipun ini masih eksperimental. Implementasi baru fungsi Vavilov terurai, dimana 5 - 6 kali lebih cepat dari versi lama GEANT3.21. Hal ini mempercepat SHIELD - HIT12A sekitar 30-40 % untuk perhitungan kedalaman dosis tipe C-12. Fungsi hamburan Moliere baru. Kode yang diambil dari GEANT3.21 dihapus denQ2gan membebaskan SHIELD - HIT12A dari masalah lisensi dan Hak Cipta.



Gambar 2.1. *Page release SHIELD-HIT12A* (shieldhit.org , 2016)

Gambar 2.1 menunjukkan bahwa *SHIELD-HIT12A* versi 0.3.0 dirilis pada 16 Juli 2016 dengan berbagai fokus rilis, salah satunya GEOMAP untuk geometri visualisasinya. *File tab.dat* dan *file tabnuc.dat* tidak diperlukan karena keduanya sulit dikodekan. Perbaikan kesalahan yang paling menonjol adalah masalah *vaccuum fluencein* yang hilang. Naskah untuk menghasilkan daya henti data *file* dari *libdEdx*. Pembuatan zona angka sekarang disediakan oleh sistem berita skor. Zona angka juga dimungkinkan dengan angka terdahulu, namun, dalam kompatibel dengan paralelisasi. Detektor baru model respon dosimeter alanin sekarang termasuk. Pelaksanaan potongan melintang neutron (di bawah 14.5 MeV) untuk Argon. Update potongan melintang neutron untuk Tungsten.

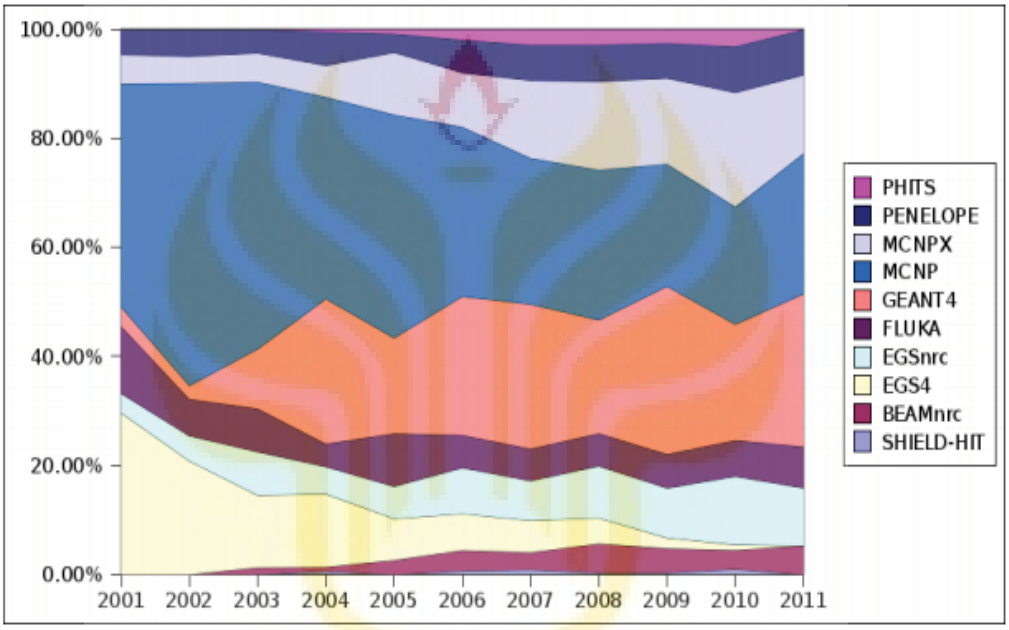
Kode *Monte Carlo* secara umum diaplikasikan pada berbagai *software* yang selanjutnya digunakan untuk menghitung jumlah:

1. Foton & Elektron, *software-software* tersebut antara lain: EGS4, EGSnrc, BEAMnrc (National Research Council of Canada), Penelope (Facultat de Fisica (ECM), Universitat de Barcelona), *MCNP* (termasuk neutron).

2. Foton & Elektron + ion, software yang dapat digunakan: FLUKA (CERN), Geant4 (CERN), PHITS (Japan Atomic Energy Agency), *MCNP*X (Los Alamos National Laboratory).

3. Ion, yaitu SHIELD (-HIT) (Institute for Nuclear Research RAS).

Penggunaan kode *Monte Carlo* secara umum dapat dilihat pada Gambar 2.2:



Gambar 2.2. Grafik penggunaan kode *Monte Carlo* (Matsumura, 2013)

Gambar 2.2 menunjukkan bahwa penggunaan SHIELD-HIT dari tahun ke tahun mengalami fase timbul tenggelam. SHIELD-HIT saat ini juga masih melakukan *debugging* program, dan tentu ini memperlihatkan bahwa prospek *programmer* untuk ikut berkontribusi aktif untuk mengembangkan serta menggunakan software SHIELDHIT masih sangat terbuka lebar.

Karakteristik khusus dari *SHIELD-HIT12A* ini antara lain:

2. 6. 1. Transportasi Partikel

Dalam bukunya yang berjudul "SHIELDHIT12A-User's Guide", Niels Bassler (2014) menjelaskan bahwa:

1. transport dari neutron, pion, kaons,dan sejumlah anti partikel pada rentang energi mencapai 1 TeV/nukleon untuk SHIELD-HIT. Untuk *SHIELD-HIT12A* terbatas hingga 2 GeV/A sedangkan untuk versi lainnya, *Cutoff* energi yang lebih rendah E_{cut} = 25 keV/ nukleon
2. tersedianya konfigurasi inisial berkas berupa *Gaussian,* persegi atau lingkaran mendatar ke segala arah. Kefokusan berkas dapat ditentukan
3. konfigurasi geometris target berupa konfigurasi acak dari bentuk geometris yang dibatasi oleh permukaan urutan kedua (kecocokan kombinasi geometri)
4. kimia acak dan komposisi isotop dari material pada zona target dapat didefinisikan berdasarkan tabel isotop yang ditunjukkan pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2. Tabel isotop

Z	Nuklida	Isotop
1	1	H-1 - Hydrogen
1	101	H-2- Deuterium
1	102	H-3 - Tritium
2	104	He – 3
2	2	He – 4

Tabel yang lengkap dimuat pada Lampiran 1. (Harmon, 1994).

5. menghafal penuh pohon kaskade *(cascade tree)* ekstranuklir selama simulasi tanpa kehilangan informasi fisika
6. formasi neutron (E_n = 14,5 MeV) sama dengan electron/positron dan *X-ray,* yang diciptakan selama simulasi dari pancaran kebawah ekstra nuklir dan π^0 rusak. Yang tertransportasi hanya neutron
7. kemungkinan untuk mengaktifkan / menonaktifkan berbagai proses fisika (energi terurai, hamburan, interaksi nuklir) bergantung keinginan pengguna.

2. 6. 2 Aspek Fisika Nuklir pada *SHIELD-HIT12A*

Simulasi elastis inti Hadron dan interaksi inti-inti dalam pendekatan eksklusif menggunakan Model Multi Tahap Dinamis/*Multi Stage Dynamical Mode* (MSDM-generator) (Carron, 2007). Potongan melintang digunakan untuk pengambilan sampel dari panjang jalur interaksi nuklir serta untuk pilihan jenis interaksi (inelastis/ elastis) (Hansen, 2012).

Transport neutron (En < 14.5 MeV) atas dasar 28 data neutron kelompok ABBN. Sebuah *file* ruang fase neutron tersebut dapat diekspor untuk digunakan dalam program lain seperti *MCNP* atau *MCNP*X. Dua dan tiga mode partikel peluruhan pion dan kaons.

2. 6. 3 Aspek Fisika Atom pada *SHIELD-HIT12A*

Ditinjau dari sisi fisika atom, kerugian ionisasi hadrons dapat diisi dan fragmen nuklir menurut persamaan Bethe-Bloch dan persamaan Lindhard Scharff terjadi pada energi rendah. Simulasi *Multiple Coulomb scattering* dengan model Moliere atau Gaussian mirip dengan yang diterapkan di GEANT. Fluktuasi ionisasi energi hilang (energi terurai) disimulasikan oleh implementasi yang cepat model Vavilov atau distributor Gaussian.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

2. 6. 4 Penghitungan Kuantitas Fisika

Suatu sistem penghitungan kuantitas fisika telah dirancang dalam SHIELDHIT 12A. Sistem ini menyediakan:

1. detektor untuk berbagai kuantitas fisik, yang dapat dibuat sensitif terhadap partikel tertentu atau kelompok partikel
2. penghitungan acak dalam *grid* penghitungan Cartesian atau silinder

3. detektor dapat sebagai penanda tangan kontrak dengan zona yang merupakan target geometri
4. kemungkinan untuk menghasilkan spektrum dan *file* ke dalam dosisnya dalam format TRiP 98 (*.spc* dan *.ddd*)
5. *Routines* untuk menggabungkan hasil dari beberapa *run* dari sistem pemrosesan paralel.

2. 6. 5 Fitur Lainnya

Selain fitur-fitur yang telah dijelaskan sebelumnya, terdapat fitur lainnya yakni SHIELDHIT 12A dapat membaca dan mengolah sumber berkas, menyaring *ripple file* serta dukungan untuk paralelisasi.

SHIELDHIT 12A dapat diinstal pada *Linux* maupun *Windows*. Pengujian telah dilakukan pada sistem Windows 7 dan Windows XP, tetapi tidak menutup kemungkinan dapat berjalan juga pada sistem windows lainnya. SHIELDHIT 12A disediakan sebagai *file* zip baik untuk 32 bit atau 64 bit. Salah satu contoh yang ditemukan di direktori dasar dijalankan, hanya dengan memasukkan: *$ shieldhit examples\ simple*. Atau mengubah ke direktori dan jalankan *SHIELDHIT* tanpa argumen.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

Pengguna *Windows* dapat membuka *shell* (*Run*- "Masukkan perintah" - cmd) dan mengubah ke direktori di mana *file* shieldhit.exe tersebut ditemukan. Untuk menjalankan contoh, cukup ketik: *$ shieldhit examples\ simple.* Atau hanya meletakkan *file shieldhit.exe* tersebut ke dalam *folder* yang ingin dijalankan, dan klik dua kali pada *shieldhit.exe.*

File SHIELD-HIT12A yang diinputkan ada 4: *mat.dat, beam.dat, geo.dat,* dan *detect.dat.* Kode transportasi ini dapat bekerja setidaknya dengan tiga *file* input, yakni: *mat.dat* berupa komposisi kimia dari bahan dalam zona sasaran, *beam.dat* berupa beberapa parameter seperti biji, proyektil, statistik, dan lain-lain, serta *geo.dat* yaitu geometri target menggunakan geometri kombinasional (CG) mirip dengan FLUKA. Sebagai opsional, pengguna dapat menyertakan *file* tambahan *detect.dat* untuk penilaian sederhana dari kuantitas fisik dalam geometri independen.

Sebagai ekstensi *file beam.dat* hingga tiga ASCII opsional untuk *file* kusut (dengan nama yang ditentukan pengguna) dapat diberikan yang menentukan: filter rippe, *file* sumber berkas, dan parameter untuk model interaksi nuklir. Jika dipilih oleh penggunanya, *SHIELD-HIT12A* juga dapat mencari *file* ASCII eksternal berisi data yang menghentikan kekuasaan.

Semua *file* input harus dikelompokkan dalam *folder* yang sama. Lokasinya dapat ditentukan dengan memberikan argumen baris perintah untuk *SHIELD-HIT12A executable*. Semua *file* output ditempatkan ke dalam direktori yang sama. Eksekusi *SHIELD-HIT12A* itu sendiri dapat dijalankan dari mana saja jika jalan ke direktori dengan *file* input yang diberikan tepat. Jika eksekusi dijalankan dari direktori yang berisi input *file*, jalan spesifikasi dapat diabaikan.

Medium target berupa *file mat.dat* mendefinisikan bahan yang digunakan dalam simulasi. *File* ini terdiri dari *card* (baris yang dimulai dengan *descript* atau diikuti dengan kemungkinan argumen) dan baris komentar. Setiap baris dimulai dengan * atau < atau baris kosong dianggap sebagai komentar, yang diabaikan

dan dapat muncul di mana saja. Urutan *card* harus mematuhi aturan-aturan tertentu. Beberapa *card* dapat dihilangkan, dan *SHIELD-HIT12A* akan menetapkan nilai-nilai *default* yang diberikan dalam daftar deskripsi.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

BAB 5

PENUTUP

5. 1 Kesimpulan

Dari hasil analisis data yang diperoleh dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

Dosis *in vitro* dan *in vivo Boron Neutron Capture Cancer Therapy* untuk irradiasi jaringan lunak memiliki nilai sebesar $0.312 \times 10^{-2}\ Sv$. *Boron Neutron Capture Cancer Therapy* menghasilkan dosis efektif yang aman dan tidak membahayakan jaringan tubuh sehat yang berada di sekitar sel kanker sebab berada di bawah ambang 1,5 Rem atau 15 x 10^{-3} Sv sesuai ketentuan nilai atas yang diijinkan oleh Komisi Internasional tentang proteksi radiasi (*ICRP*) tahun 1966.

Dosis *in vitro* dan *in vivo* mengambil target pembanding berupa air, dosis serap optimal target diperoleh pada konsentrasi 3.232×10^{-3}Gy. Dosis Ekivalen karbon dalam air dengan jenis radiasi inti berat sebesar 64.64×10^{-3} Sv. Dan dosis ekivalen karbon dalam air dengan jenis radiasi neutron termal yaitu sebesar 16.16×10^{-3} Sv . Menurut nilai atas yang diijinkan yang ditentukan oleh Komisi Internasional tentang proteksi radiasi (*ICRP*) 1966, dosis ini tergolong tidak aman sebab berada di atas ambang 1,5 Rem atau 15 x 10^{-3} Sv. Penggunaan *software SHIELD-HIT 12A* dan *SimpleGeo* memudahkan kita dalam penghitungan aktivitas radiasi.

5. 2 Saran

Pada pengembangan penelitian yang lebih lanjut, dapat disarankan beberapa hal:

1. Dosis serap pada sel tumor diharapkan dapat dihitung dengan menggunakan data faktor geometri penampang lainnya seperti bola, kerucut, bahkan penampang seluruh tubuh secara *real time.*
2. Diharapkan pembahasan mengenai nilai-nilai partikel dapat dilakukan pada penelitian selanjutnya.
3. Pemodelan geometri menggunakan *software SimpleGeo* sebaiknya dilakukan pengembangan lebih lanjut untuk mempermudah pemahaman mengenai *Boron Neutron Cancer Therapy.*
4. Sebaiknya dilakukan penelitian lanjutan dengan menggunakan metode atau *software* lain sebagai pembanding data yang telah ada.

UNNES
UNIVERSITAS NEGERI SEMARANG

DAFTAR PUSTAKA

Alatas, Z., S. Hidayati, M. Akhadi, M. Purba & D. Purwadi. 2014. *Buku Pintar Nuklir.* Jakarta: Pusat Diseminasi dan Kemitraan Badan Tenaga Nuklir Nasional.

Bassler, N. 2014. *SHIELD-HIT12A - User's Guide*. Moscow: The Institute for Nuclear Research.

Carron, N. J. 2006. *An Introduction to the Passage of Energetic Particles Through Matter*. New York: Taylor & Francis Group.

Chin, M. P. W. & N. M. Spyrou. 2008. A detailed Monte Carlo accounting of radiation transport in the brain during BNCT. *13th International Congress on Neutron Capture Therapy "A new option against cancer".* Florence: Energia Nucleare ed Energie Alternative.

Deng, L., C. Chen, T. Ye & G. Li. 2011. *The Dosimetry Calculation for Boron Neutron Capture Therapy.* Tersedia di www.intechopen.com [diakses 29-11-2015].

Hansen, D.C., A. Luhr, N. Sobolevsky, & N. Bassler.2012. Optimizing SHIELD - HIT for carbon ion treatment. *Phys Med Biol,* 57(8) : 2393–2409.

Harling, O. K. & K. J. Riley. 2012. *Neutron Capture Therapy: Principles and Applications.* 2012. New York: Springer.

IAEA. 2008. *Nuclear Material Accounting Handbook*. Vienna: International Atomic Energy Agency.

Matsumura, A., H. Kumada, M. Yoshioka, M. Yoshioka, Y. Kiyanagi, & H. Nakashima. 2013. *Current Status of Accelerator BNCT at Tsukuba and Considerations for Accelerator Based Neutron Source.* IAEA TM on Research XV Reactor Users' Networks (RRUNs): Advances in Neutron Therapy. Tsukuba: Tsukuba University.

Prastowo, A. 2014. Desain *Aperture* Berbentuk Cincin pada Kolimator Netron *Beam Port* Tembus Reaktor Kartini untuk Menunjang Uji *In Vivo Boron Netron Capture Therapy. Skripsi*. Surakarta: Universitas Sebelas Maret.

Rahmani, F. & M. Shahriari. 2011. Beam Shaping Assembly Optimization of Linac Based BNCT and in Phantom Depth Dose Distribution Analysis of Brain Model. *Annals of Nuclear Energy*, 38(2): 404-409.

Rasouli, F. S., & S. F. Masoudi. 2012. Simulation of the BNCT of Brain Tumors Using MCNP Code: Beam Designing and Dose Evaluation. *Iranian Journal of Medical Physics,* 9(3): 183-192.

Sardjono, Y. 2015. *Pengenalan Fisika Neutron. Prinsip Dasar Desain Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)* (edisi 1). Yogyakarta: Percetakan Galangpress.

Sauerwein, W. A. G. & Ray L. Moss. 2009. *Requirements for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) at a Nuclear Research Reactor.* Luxembourg: European Communities.

Sauerwein, W. A. G, A. W. R. Moss & Y. Nakagawa. 2012. *Neutron Capture Therapy: Principles and Applications.* New York: Springer.

Solleh, M. R. M. , A. A. Tajuddin, A. A. Mohamed, E. M. Eid, A. Munem, M. H. Rabir, J. A. Karim & K. Yoshiaki. 2011. Collimator and Shielding Design for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Facility at TRIGA Mark II Reactor. *Journal of Nuclear and Related Technologies,* 8(2): 44.

Stella, S. 2011. *Design of a Prompt Gamma Neutron Activation Analysis (PGNAA) System for Boron Neuton Capture Theraphy (BNCT) using Monte Carlo code.* Pavia, Italia: University of Pavia.

U.S. Department of Energy. 1993. DOE Fundamentals Handbook. *Nuclear Physics and Reactor Theory.* Washington, D.C: U.S. Department of Energy.

WHO. 2014. *Cancer.* Tersedia di http://www.who.int/cancer/en/index.html dan http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_cancer.aspx [diakses 19-02-2014].

WHO. 2013. *Treatment of Cancer.* Tersedia di http://www.who.int/cancer/treatment/en/ [diakses 23-02-2014].

Windiasari, A. Y., Widarto, & Y. Wiyatmo. 2011. Penentuan Karakteristik Distribusi Rapat Daya Teras Reaktor Kartini. *Prosiding Seminar Nasional ke-17 Teknologi dan Keselamatan PLTN Serta Fasilitas Nuklir Yogyakarta*. Yogyakarta: BATAN.

Hardyanto, W. 2005. Mengungkap Fenomena Fisika dengan DELPHI. Semarang: Universitas Negeri Semarang.

Zasneda, S. S. 2009. Perhitungan Dosis pada Boron Neutron Cancer Therapy (BNCT) dengan menggunakan Faktor Geometri Permukaan Bola untuk Kasus Glioblastoma Multiforme. *Tugas Akhir*. Bandung: Institut Teknologi Bandung.