

**ANALISIS DOSIS PADA TERAPI ION HELIUM BERENERGI TINGGI
DAN BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT)
MENGUNAKAN PROGRAM SHIELD-HIT 12A**

Oleh

Siti Fatimah Nur Hasanah

15/379096/TK/43038

Diajukan kepada Departemen Teknik Nuklir dan Teknik Fisika Fakultas Teknik
Universitas Gadjah Mada pada tanggal 5 Juli 2019
untuk memenuhi sebagian persyaratan untuk memperoleh derajat
Sarjana Program Studi Teknik Nuklir

ABSTRAK

Radioterapi foton tidak lagi bisa efektif pada kasus-kasus tertentu. Salah satunya kasus glioblastoma multiforme sehingga perlu alternatif terapi radiasi lain untuk menanganinya. Kemampuan terapi biner pada BNCT dan adanya puncak Bragg pada terapi ion helium berenergi tinggi membuat dosis pada jaringan sehat di sekitar target lebih kecil dibandingkan dengan terapi foton. Penelitian ini akan melakukan analisis dosis pada terapi ion helium berenergi tinggi dan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT).

Kedalaman dari target akan menentukan energi ion helium yang digunakan. Variasi energi dilakukan untuk menentukan energi yang sesuai pada kedalaman target yang ditentukan. Perhitungan dosis dilakukan dengan menggunakan kode transportasi partikel SHIELD-HIT12A. Analisis dosis dilakukan dengan membandingkan waktu radiasi yang diperlukan serta dosis pada jaringan sehat di sekitar target antara BNCT dan terapi ion helium berenergi tinggi.

Energi optimal terapi ion helium berenergi tinggi sebesar 100 MeV. Waktu terapi BNCT lebih lama dibanding terapi ion helium berenergi tinggi. Pada terapi ion helium berenergi tinggi didapatkan waktu iradiasi sebesar 22 – 39 menit. Sementara BNCT sebesar 2,2 – 2,6 jam. Dosis pada jaringan sehat BNCT lebih sedikit dibandingkan dengan terapi ion helium berenergi tinggi. Dosis pada jaringan sehat sebelum puncak Bragg pada terapi ion helium berenergi tinggi melebihi batas yang diizinkan sehingga perlu dilakukan fraksinasi dosis dan variasi arah penyinaran.

Kata kunci: terapi ion helium berenergi tinggi, BNCT, dosis, SHIELD-HIT12A

Pembimbing Utama : Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU

Pembimbing Pendamping : Dr. Ir. Andang Widi Harto M.T

DOSE ANALYSIS HELIUM ION THERAPY AND BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT) USING SHIELD-HIT 12A TRANSPORT CODE

by

Siti Fatimah Nur Hasanah

15/379096/TK/43038

Submitted to the Departement of Nuclear Engineering and Engineering Physics
Faculty of Engineering Universitas Gadjah Mada on *July 5th 2019*
in partial fulfillment of the requirement for the Degree of
Bachelor of Engineering in Nuclear Engineering

ABSTRACT

Photon radiotherapy can no longer be effective in certain cases. One of them is the case of glioblastoma multiforme so that it needs another alternative radiation therapy to deal with it. The ability of binary therapy in BNCT and the presence of Bragg peaks in the therapy of helium ions make the dose in healthy tissue around the target smaller than that of photon therapy. This study will conduct dose analysis on helium ion therapy and Boron Neutron Capture Therapy (BNCT).

The depth of the target will determine the energy of the helium ion used. Energy variations are carried out to determine the appropriate energy at the specified target depth. Dosage calculations are carried out using the SHIELD-HIT12A particle transport code. Dosage analysis is done by comparing the time of radiation needed and the dose on healthy tissue around the target between BNCT and helium ion therapy.

The optimal energy of helium ion therapy is 100 MeV. BNCT time is longer than helium ions therapy. In helium ion therapy the irradiation time is 22 - 39 minutes. While BNCT is 2,2 – 2,6 hours. The dose in BNCT healthy tissue is less than helium ion therapy. The dose in healthy tissue before the Bragg peak in helium ion therapy exceeds the permissible limit so it is necessary to do dose fractionation and variations in the direction of radiation.

Keywords— Dose calculation, BNCT, Helium Ion Therapy, Therapy Time, Health Tissue

Supervisor : Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU

Co-supevisor : Dr.Ir. Andang Widi Harto M.T

BAB I

PENDAHULUAN

I.1. Latar Belakang

Kanker merupakan penyebab kematian kedua di dunia dan diperkirakan menyebabkan kematian 9,6 juta orang pada tahun 2018. Berdasarkan data dari IARC (International Agency for Research on Cancer), kasus kanker pada tahun 2018 diperkirakan mencapai 18,1 juta kasus baru dengan setengahnya terjadi di Asia karena 60% populasi global berada di Asia [1].

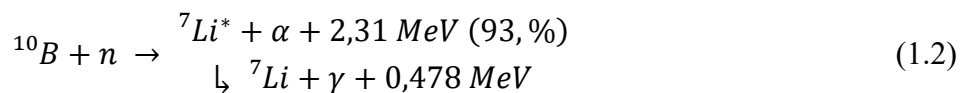
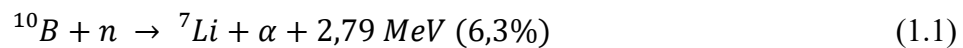
Menurut data Riskesdas 2018, prevalensi kanker di Indonesia sebesar 1,8 per 1000 penduduk. Nilai ini meningkat dibandingkan tahun 2013, prevalensi kanker sebesar 1,4 permil penduduk berdasarkan diagnosis dokter. Prevalensi kanker terbesar dimiliki oleh provinsi DIY. Pada tahun 2013, prevalensi kanker provinsi DIY sebesar 4,1 permil penduduk. Sementara pada tahun 2018, prevalensi kanker provinsi DIY sebesar 4,9 permil penduduk [2].

Maka dari itu, perlu dikembangkan berbagai pengobatan penyakit kanker, salah satunya adalah radioterapi atau terapi menggunakan radiasi energi tinggi. Saat ini, sebanyak 17,3% penderita kanker dilakukan radioterapi [2]. Radioterapi atau terapi radiasi merupakan salah satu pengobatan kanker menggunakan radiasi energi tinggi. Radiasi energi tinggi membunuh sel kanker dengan cara merusak ikatan molekul dan merubah struktur molekul sel kanker.

Secara histologi dan letak asal sel kanker, kanker dibagi menjadi enam kategori yaitu carcinoma, sarcoma, myeloma, leukemia, lymphoma dan campuran [3]. Sarcoma merupakan tipe kanker yang terletak di jaringan pengikat seperti tulang, tendon, otot dan lemak. Sarcoma biasanya menyesuaikan jaringan asal. Salah satu contoh sarcoma adalah glioma atau astrocytoma. Glioblastoma multiform merupakan kasus kanker otak yang paling umum dengan prognosis yang terburuk [4].

BNCT merupakan salah satu terapi radiasi menggunakan reaksi tangkapan neutron pada boron. Pada BNCT, ^{10}B dimasukkan dalam senyawa tertentu dimana senyawa tersebut akan dimasukkan dalam tubuh pasien kanker. Senyawa yang digunakan akan terdeposit pada sel kanker sehingga ^{10}B akan terakumulasi pada sel kanker. Setelah ^{10}B berada pada sel kanker, kemudian neutron epitermal ditembakkan ke target tumor. Neutron epitermal yang ditembakkan akan mengalami pengurangan energi selama menembus tubuh sehingga ketika diserap ^{10}B akan berupa neutron *thermal*.

Reaksi yang terjadi di BNCT, ^{10}B digunakan sebagai penangkap neutron dan akan menghasilkan α serta ^7Li seperti persamaan (1.1) dan (1.2) [5].



Partikel α dan ^7Li mempunyai massa yang jauh lebih besar dibanding sinar X maupun sinar gamma. Sehingga α dan ^7Li mempunyai LET (*Linear Energy Transfer*) yang jauh lebih besar dibanding sinar X maupun sinar gamma. LET (*Linear Energy Transfer*) yang besar menyebabkan BNCT menjadi lebih efektif dalam membunuh sel kanker. Selain itu, partikel α dan ^7Li yang dihasilkan BNCT memiliki jangkauan yang sangat pendek (5 – 9 μm). Maka dari itu, kerusakan sel yang disebabkan partikel α dan ^7Li bisa bersifat lebih lokal dibandingkan terapi sinar X maupun sinar gamma. Unsur ^{10}B dipilih sebagai unsur penangkap neutron karena memilikiampang lintang tangkapan neutron yang besar yaitu sebesar 3.840 barn.

Terapi ion merupakan terapi radiasi eksternal menggunakan ion yang dipercepat. Terapi ion merupakan salah satu terapi yang sedang dikembangkan saat ini. Terapi ion dikembangkan sebagai salah satu alternatif radioterapi karena terdapat puncak Bragg ketika ion berenergi tinggi ditembakkan. Hal tersebut dapat dimanfaatkan menjadi terapi radiasi karena setelah dosis mencapai maksimum di puncak Bragg, dosis akan menurun secara drastis pada kedalaman berikutnya, sehingga, jaringan sehat yang berada pada kedalaman di bawah sel kanker tidak akan memperoleh dosis yang besar.

Pada akhir tahun 2013, terapi ion sudah digunakan pada lebih dari 137.000 pasien di dunia.

Tabel 1.1 Jumlah Pasien Berbagai Terapi Ion hingga Desember 2013 [6].

Jenis Terapi Ion	Jumlah Pasien	Waktu
He	2054	1957 – 1992
Pions	1100	1974 – 1994
C	15736	1994 – sekarang
Proton	118195	1954 – sekarang
Lainnya	433	1975 – 1992

Terapi ion yang banyak digunakan saat ini adalah terapi proton dan terapi ion karbon [6]. Namun, saat ini tengah dilakukan penelitian secara lebih mendalam terkait terapi ion helium berenergi tinggi dan terapi ion oksigen berenergi tinggi di Rumah Sakit Universitas Heidelberg.

Helium memiliki sifat fisis di antara karbon dan proton [7]. Nilai RBE (*Relative Biological Effectiveness*) ion helium berada di atas proton dan di bawah ion karbon. Sementara nilai OER (*Oxygen Enhancement Ratio*) berada di atas ion karbon dan di bawah proton. *Relative Biological Effectiveness* merupakan nilai kerusakan yang dapat ditimbulkan dibandingkan dengan sinar X dengan energi 250keV dengan dosis serap yang sama. OER merupakan rasio dosis dibutuhkan untuk membunuh sel dengan keadaan kekurangan oksigen dibandingkan dengan sel normal. Oksigen memiliki peran penting dalam radioterapi dimana sel yang kekurangan oksigen akan lebih radioresisten dibandingkan sel normal. Sehingga ion helium memiliki keuntungan pada sel yang kekurangan oksigen dibandingkan ion karbon tetapi berada di bawah proton.

Penelitian ini bertujuan untuk menghitung besar dosis serta persebaran dosis radiasi terapi ion helium berenergi tinggi menggunakan perangkat lunak SHIELD-HIT12A serta waktu penyinaran yang diperlukan kemudian membandingkannya dengan BNCT.

I.2. Rumusan Masalah dan Batasan Penelitian

I.2.1. Perumusan Masalah

Besaran dosis radiasi yang diserap oleh sel kanker akan bergantung dari konsentrasi ^{10}B yang dimasukkan dalam tubuh pasien. Konsentrasi ^{10}B yang dimasukkan dalam tubuh pasien akan menentukan reaksi penangkapan neutron yang terjadi, Reaksi penangkapan neutron yang terjadi tergantung dari jumlah atom ^{10}B yang ada dan tampang lintang tangkapan neutron ^{10}B . Volume sel kanker yang memengaruhi konsentrasi ^{10}B yang harus digunakan. Volume sel kanker akan menentukan massa kanker. Pada terapi ion helium berenergi tinggi, helium yang dipercepat menggunakan *accelerator* akan mentransfer energi ke materi yang dilewati dan membentuk puncak Bragg.

Energi radiasi yang diserap per satuan massa merupakan dosis serap yang diterima sel kanker. Besaran dosis yang diterima sel kanker akan memengaruhi kematian sel kanker. Hasil tersebut tidak dapat diperhitungkan secara matematis, sehingga perlu dilakukan perhitungan perpindahan partikel menggunakan metode Monte Carlo.

Program SHIELD-HIT12A akan digunakan dalam perhitungan dosis yang diterima oleh sel kanker dan jaringan sehat di sekitarnya. SHIELD-HIT12 A merupakan program transport partikel dengan basis monte carlo yang digunakan untuk terapi ion. Beberapa hal yang perlu diketahui sebelum melakukan simulasi menggunakan kode SHIELD HIT12A antara lain geometri dan material kanker serta jaringan sehat. Selain itu, perlu adanya data-data mengenai berkas ion yang akan ditembakkan seperti energi awal, lebar berkas, posisi berkas dan ion yang akan ditembakkan. Tinjauan pustaka kemudian dilakukan untuk mengetahui spesifikasi pemercepat partikel yang tersedia serta perhitungan dosis BNCT pada kasus kanker GBM (*Glioblastoma Multiform*). Penelitian dilanjutkan dengan melakukan simulasi menggunakan kode SHIELD-HIT12A untuk terapi ion helium berenergi tinggi. Hasil simulasi kemudian dibandingkan dengan BNCT yang diperoleh dari referensi untuk kasus kanker GBM (*Glioblastoma Multiform*).

I.2.2. Batasan Masalah

Batasan masalah yang diterapkan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut

1. Perangkat lunak simulasi yang digunakan dalam penelitian ini adalah SHIELD-HIT12A
2. Simulasi kanker yang digunakan dalam penelitian ini adalah kanker GBM (*Glioblastoma Multiform*) dengan radius 2 cm terletak 4,27 cm di bawah permukaan kulit.
3. Energi ion helium dalam simulasi ini sebesar 60 MeV hingga 130 MeV.
4. Data BNCT yang dibandingkan adalah berdasarkan simulasi yang telah dilakukan pada penelitian sebelumnya
5. Analisis yang dilakukan terbatas pada ukuran berkas sepanjang lintasan berkas dengan besaran dosis dan persebarannya pada jaringan sehat.
6. Penembakan ion berasal dari satu arah.

I.3. Tujuan Penelitian

Penelitian ini memiliki tujuan sebagai berikut

1. Mengetahui energi optimal terapi ion helium berenergi tinggi untuk kasus simulasi GBM (*Glioblastoma Multiform*) pada kedalaman 4,27 cm di bawah kulit
2. Mengetahui dosis pada jaringan sehat di sekitar kanker. Jaringan sehat yang dipertimbangkan dalam hal ini adalah kulit.
3. Mengetahui waktu penyinaran pada terapi ion helium berenergi tinggi
4. Mengetahui perbandingan waktu penyinaran dan dosis pada jaringan sehat terapi ion helium berenergi tinggi dengan BNCT

I.4. Manfaat Penelitian

Manfaat yang dapat dicapai dalam penelitian ini adalah

1. Menambah penelitian terkait program SHIELD-HIT12A

2. Menambah penelitian yang ada sebelumnya berkaitan dengan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) dan terapi ion helium berenergi tinggi
3. Mengetahui karakteristik BNCT dan terapi ion helium berenergi tinggi
4. Mengetahui perbandingan dosis yang diterima kanker dan jaringan sehat pada BNCT dan terapi ion helium berenergi tinggi

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Glioblastoma Multiform merupakan salah satu kasus kanker otak. Kasus kanker ini merupakan kanker otak yang paling umum terjadi pada orang dewasa dengan tingkat bertahan 14 bulan setelah diagnosis [8, 9]. Glioma merupakan sebuah kata umum untuk menggambarkan tumor primer pada otak. Glioma diklasifikasikan berdasarkan asal sel [8]. Klasifikasi glioma menurut WHO didasarkan pada keganasan yang ditentukan oleh patologi sel. Grade I merupakan lesi atau tumor dengan potensi menyebar yang rendah dan dapat disembuhkan dengan operasi. Grade II hingga IV merupakan glioma yang ganas dan invasif. Glioblastoma multiform merupakan glioma yang paling agresif, invasif, tidak terdiferensiasi menjadi tipe tumor tertentu dan dikategorikan sebagai grade IV oleh WHO [8]. 90% kasus glioblastoma multiform berasal dari glioblastoma primer dari sel glial normal yang menjadi kanker. Sementara 10% sisanya berasal dari neoplasma sekunder yang berkembang dari tumor jinak yang berkembang seperti anaplastic astrocytomas [9]. Glioblastoma multiform dapat didiagnosis menggunakan MRI (*magnetic resonance imaging*). Ukuran diameter glioblastoma multiform sebesar 4 cm atau lebih besar [4].

Letak glioblastoma yang berada di otak dimana berada pada area hypoxia yang merupakan resisten untuk radioterapi konvensional atau menggunakan photon [4, 9]. Penanganan glioblastoma multiform menggunakan IMRT (*Intensity-modulated radiation therapy*). BNCT serta terapi lain turut dipertimbangkan dalam penanganan glioblastoma multiform [9]. IMRT merupakan salah satu teknik radioterapi dimana area penyinaran dibuat oleh komputer sedekat mungkin dengan bentuk PTV. Hasil terapi terbaik didapatkan jika radioterapi dilakukan setelah operasi dengan dosis 5000 – 6000 cGy [4].

BNCT dan terapi lain turut dipertimbangkan karena pada IMRT meskipun bentuk daerah penyinaran didekatkan sedekat mungkin dengan bentuk PTV oleh

komputer, organ dan jaringan sehat di sekitar PTV tetap terkena radiasi meskipun dalam dosis yang sangat rendah. Pada BNCT, organ dan jaringan sehat yang tidak mengandung ^{10}B akan memiliki dosis yang sangat kecil. Sementara itu pada terapi ion, dosis pada organ dan jaringan sehat yang terletak setelah puncak Bragg memiliki dosis yang jauh lebih kecil.

Radioterapi dengan partikel berat bermuatan dipilih sebagai pilihan dalam pengobatan kanker. Hal ini disebabkan terapi partikel sangat diperlukan untuk tumor-tumor radioresisten yang tidak mampu dilakukan radioterapi foton [10]. Saat ini, terapi partikel yang digunakan adalah proton dan ion karbon [6]. Selain kedua terapi tersebut, pada mulanya terdapat pula terapi pion dan ion helium berenergi tinggi. Terapi ion helium berenergi tinggi pernah dilakukan pada tahun 1957 hingga tahun 1994 dengan lebih dari 2000 pasien [6] di Laboratorium Nasional Lawrence Berkeley. Beberapa kasus kanker yang mendapat terapi ion helium berenergi tinggi di LBNL antara lain kanker pada esophagus, kanker pankreas, uveal melanoma [11], tumor kecil di dekat batang otak atau sumsum tulang belakang [12] dengan menggunakan nilai RBE terapi ion helium berenergi tinggi sebesar 1,3 [11, 13].

Terapi ion helium berenergi tinggi mulai digantikan oleh terapi proton berenergi tinggi dan terapi ion karbon berenergi tinggi karena adanya faktor ekonomi. Terapi ion helium berenergi tinggi mulai dikembangkan lagi karena memiliki sifat fisis yang berada di antara terapi proton berenergi tinggi dan terapi ion karbon berenergi tinggi.

Ion helium memiliki hamburan arah lateral yang lebih kecil jika dibandingkan dengan proton [14] dan ekor yang lebih pendek jika dibandingkan dengan ion karbon [7, 15, 16]. Hamburan lateral yang kecil dan potensi merusak yang kecil membuat ion helium menjadi ion yang digunakan dalam penelitian citra [15]. Hal ini disebabkan, hamburan lateral akan menyebabkan adanya artefak pada citra sementara LET tinggi akan menyebabkan kerusakan film.

Fragmentasi inti atom pada reaksi ion helium dengan materi memiliki nilai yang lebih kecil dibandingkan reaksi ion karbon [16]. Menurut penelitian Gallas,

fraksi ion hidrogen dari berkas ion helium energi 220 MeV berada di bawah 6% pada kedalaman 24,5 cm PMMA (*polymethyl methacrylate*) [17]. Ion hidrogen merupakan salah satu hasil reaksi ion helium dengan materi. Fragmentasi inti atom ion helium yang lebih kecil dibandingkan ion karbon menyebabkan kerusakan yang ditimbulkan oleh ion helium tidak sebesar ion karbon sehingga efek biologis yang ditimbulkan ion karbon akan lebih tinggi dibanding terapi ion helium berenergi tinggi [18, 19].

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Marafini (2017), fragmentasi pada ion helium menghasilkan proton, deuteron dan triton. Fluks dari semua fragmen menurun seiring dengan sudut penyinaran. Pada fragmen yang lebih ringan, semakin besar sudut penyinaran, kelimpahan relatifnya akan semakin besar. Misal pada sudut 0^0 , jumlah triton yang terdeteksi dua kali lebih besar dari jumlah proton. Jumlah komponen fragmen yang besar berkebalikan dengan besar energi [20].

Selain itu, ion helium memiliki selektifitas fisik yang lebih baik dibandingkan proton [14, 18, 21]. Proton dan helium menggambarkan distribusi dosis kedalaman yang paling baik dibandingkan ion-ion lain seperti karbon dan oksigen [19]. Maka dari itu, tumor-tumor sensitif dan dikelilingi organ radiosensitif akan lebih baik jika dilakukan terapi menggunakan proton atau ion helium [21, 12].

Program berbasis Monte Carlo dapat digunakan untuk menghitung dosis terapi partikel bermuatan seperti FLUKA, MCNPX atau MCNP 6, Geant4 dan SHIELD-HIT12A. Program perencanaan radioterapi (*treatment planning*) juga menggunakan Monte Carlo sebagai metode perhitungan seperti TRiP98 dan FRoG (*Fast Recalculation on GPU*). TRiP98 merupakan salah satu program perencanaan terapi ion dengan model fasilitas HIT (*Heidelberg Ion Therapy*) [22]. Sementara FRoG (*Fast Recalculation on GPU*) merupakan program perencanaan terapi ion dengan basis GPU (*graphic processing unit*) pada fasilitas pusat HIT [23]. Program perencanaan terapi ion akan disesuaikan dengan program berbasis Monte Carlo.

BAB III

DASAR TEORI

III.1. Radioterapi

Kanker merupakan suatu keadaan abnormalitas sel secara terus menerus membelah diri. Pada keadaan normal, sel akan tumbuh dan membelah diri ketika diperlukan. Ketika sel mengalami kerusakan atau sudah tua, sel akan mati dan sel baru akan menggantikan peran sel lama. Pada kanker, sel yang mengalami kerusakan akan terus membelah diri. Sel akan terus membentuk sel baru ketika tidak diperlukan [24]. Pada umumnya, kanker akan membentuk suatu kumpulan massa atau tumor. Contoh kanker yang tidak membentuk tumor adalah leukemia. Sebanyak 17,3% penderita kanker dilakukan radioterapi [2]. Radioterapi eksternal biasanya menggunakan lebih dari satu berkas radiasi untuk mendapatkan dosis yang homogeny pada target dan dosis serendah mungkin pada jaringan sehat [25]. Menurut rekomendasi ICRU dosis pada target berada pada +7% hingga -5% dari dosis yang diberikan seharusnya.

Maka dari itu, perencanaan radioterapi menggunakan berbagai volume target. GTV (*Gross Tumour Volume*) merupakan volume tumor berbagai modalitas pencitraan seperti CT, MRI, USG, modalitas diagnosis dan pemeriksaan klinis. CTV (*Clinical Tumour Volume*) merupakan area langsung di sekitar GTV yang memiliki kemungkinan untuk mengandung tumor dan area yang dianggap berisiko dan memerlukan penyinaran. CTV merupakan volume anatomi klinis yang biasanya ditentukan oleh onkologi radiasi. CTV biasanya memiliki margin tetap di sekitar GTV sebesar 1 cm. ITV (*Internal Tumor Volume*) terdiri dari CTV yang ditambahkan dengan margin internal yang didesain untuk mengakomodasi perubahan ukuran dan posisi CTV. PTV (*Planning Tumor Volume*) merupakan konsep geometri yang mampu mengakomodasi ketidakpastian posisi penyinaran, toleransi mesin dan variasi selama penyinaran. OAR (*Organ at Risk*) merupakan organ yang memiliki sensitivitas tinggi terhadap radiasi, sehingga dalam perencanaan radioterapi, dosis yang diterima organ tersebut harus dibandingkan

dengan toleransi yang diperbolehkan. Bahkan jika dosis yang dihasilkan melebihi dosis toleransi, maka diperlukan perencanaan ulang [25].

III.2. Interaksi Neutron dengan Materi

Neutron merupakan partikel tanpa muatan dengan massa $1,675 \times 10^{-27}$ kg. Partikel tanpa muatan tidak akan bereaksi dengan elektron orbital sehingga akan langsung menuju ke inti atom yang dapat menyebabkan berbagai reaksi. Neutron dibagi menjadi tiga berdasarkan energinya yaitu neutron termal, neutron epitermal dan neutron cepat. Neutron termal merupakan neutron dengan energi di bawah 0,5 eV [26]. Neutron termal didefinisikan pula sebagai neutron yang memiliki distribusi energi kinetik yang sama dengan materi di sekitarnya. Pada neutron dengan temperature 293K kemungkinan besar memiliki energi sebesar 0,025 eV, sehingga sering disebut sebagai neutron “thermal” [27]. Rentang energi neutron epitermal memiliki banyak versi. Salah satunya adalah di atas 0,5 eV dan di bawah 10 keV [26]. Sementara neutron cepat merupakan neutron dengan energi di atas rentang neutron epitermal.

III.2.1. Hamburan

Neutron dapat menabrak inti atom dan menghasilkan hamburan elastic maupun hamburan inelastik. Pada hamburan inelastik, sebagian energi kinetik dipindahkan ke nucleus target sehingga mengeksitasi nucleus. Energi eksitasi dipancarkan sebagai sinar gamma/foton.

Hamburan elastis terjadi ketika neutron menabrak nucleus dan terpental secara elastis [26]. Hamburan ini terjadi pada sebagian besar interaksi neutron cepat dengan penyerap nomor atom rendah [27]. Hamburan elastis memiliki hubungan dengan massa atom. Energi neutron dapat berkurang secara drastis jika nomor atom yang ditabrak kecil. Maka dari itu, untuk menurunkan energi neutron digunakan atom dengan nomor atom kecil [26]. Pada BNCT, terjadi reaksi hamburan neutron yang dapat dirumuskan pada persamaan (3.1) sebagai berikut.



III.2.2. Tangkapan Neutron

Neutron dapat diserap oleh material penyerap yang akan menghasilkan isotop dengan unsur yang sama dengan inti material penyerap tetapi memiliki nomor massa yang lebih besar [26]. Kemungkinan terjadinya reaksi ini dinyatakan dalamampang lintang. Reaksi tangkapan neutron termal oleh ^{10}B merupakan reaksi yang terjadi pada BNCT seperti pada persamaan (1.1) dan (1.2). Selain tangkapan boron, reaksi yang terjadi pada BNCT adalah reaksi tangkapan hidrogen dan reaksi tangkapan neutron oleh nitrogen yang dapat dirumuskan pada persamaan (3.2) dan (3.3).



III.3. Terapi Partikel

Terapi partikel bermuatan mencakup terapi proton dan terapi ion berat. Secara definisi, ion berat yang dimaksud adalah partikel bermuatan tersebut memiliki massa rehat yang lebih besar dibanding massa rehat elektron. Akan tetapi, secara biologi radiasi partikel berat dimaksudkan sebagai partikel yang memiliki massa lebih besar dari partikel alpha [26].

III.4. Interaksi Ion dengan Materi

Partikel bermuatan akan kehilangan energi ketika berinteraksi dengan elektron atom. Partikel berat bermuatan mengalami berbagai interaksi mulai dari fragmentasi pada energi tinggi hingga hamburan Rutherford serta hamburan inelastic bergantung pada material yang ditembus [26].

Partikel bermuatan dikelilingi oleh medan Coulomb sehingga ketika partikel bermuatan menembus suatu materi, medan Coulomb tersebut akan berinteraksi dengan elektron orbital dan inti atom material yang ditembus. Reaksi dengan elektron orbital akan menghilangkan energi lewat tumbukan, sementara reaksi dengan inti materi akan mengakibatkan hilangnya energi lewat radiasi. Partikel bermuatan mengalami reaksi yang sangat banyak sebelum kehabisan energi kinetik [28].

III.4.1. *Electromagnetic Loss*

Salah satu cara ion berat mengalami pengurangan energi adalah reaksi ionisasi elektron orbital atom. Parameter penting dalam reaksi ini adalah daya henti atau biasa disebut sebagai *stopping power*. Nilai daya henti dari reaksi ini dapat dinyatakan dalam persamaan Bethe-Bloch (3.1) [29].

$$S = \frac{4\pi^2 N_A e^4}{m c^2} \frac{Z_p^2}{\beta^2} \rho \frac{Z_T}{A_T} \left[\ln \left(\frac{2 m c^2 \beta^2 \gamma^2}{I} \right) - \beta^2 - \frac{C(\beta)}{Z_T} + Z_p L_1(\beta) + Z_p^2 L_2(\beta) + L_3(\beta) \right] \quad (3.1)$$

e merupakan muatan elektronik, N_A merupakan bilangan Avogadro, m merupakan massa elektron. Sementara Z_p dan β merupakan muatan dan besar kecepatan berkas. Z_T , A_T dan ρ merupakan nomor atom, nomor massa dan densitas material target. I merupakan besar energi eksitasi rerata. C merupakan koreksi kulit atom, L_1 merupakan koreksi Barkas, L_2 merupakan koreksi Bloch dan koreksi densitas Mott L_3 [29].

III.4.2. *Hamburan Lateral*

Hamburan lateral pada berkas merupakan pengaruh dari adanya hamburan elastik Coulomb dengan inti atom target dan partikel sekunder hasil fragmentasi. Pada target yang tebal, penyebaran dosis pada arah lateral didominasi oleh *Multiple Coulomb Scattering* (MCS) yang didefinisikan dalam teori Moliere [29].

III.4.3. *Fragmentasi Inti*

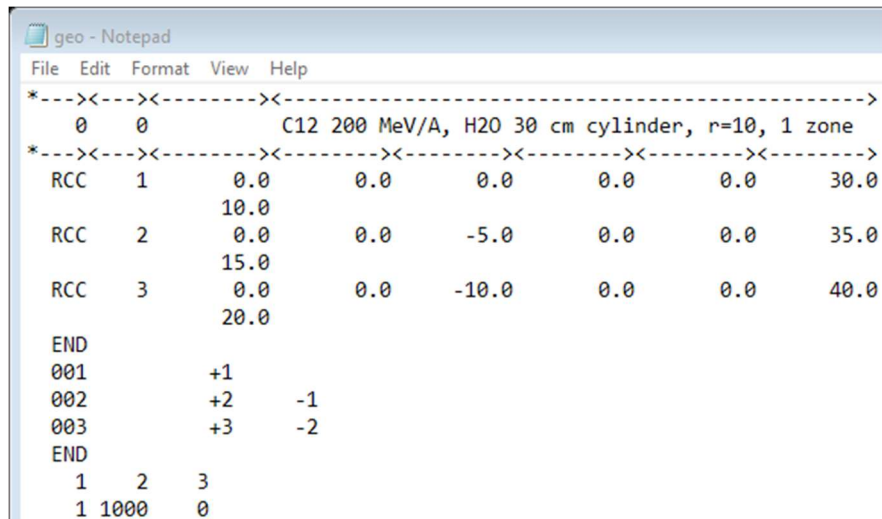
Reaksi dengan inti atom dimana sejumlah besar energi ditransfer sehingga menyebabkan ion pecah dan tidak ada pecahan dengan energi tinggi [26]. Pecahan yang terjadi bergantung dari ion yang bereaksi dan material yang ditembus.

III.5. *Metode Monte Carlo SHIELD-HIT12A*

Metode Monte Carlo merupakan suatu metode yang digunakan ketika suatu persamaan tidak lagi dapat dirumuskan dalam persamaan yang pasti. Dalam metode Monte Carlo, sejumlah sampel perhitungan yang sangat banyak dilakukan sehingga diperoleh hasil yang mendekati akurat. SHIELD-HIT12A menggunakan Monte Carlo sebagai metode perhitungan.

SHIELD-HIT12A merupakan pengembangan program SHIELD yang kemudian dikembangkan dalam bidang medis. SHIELD-HIT12A memiliki empat buah masukan yaitu geo.dat, mat.dat, beam.dat dan detect.dat. Masukan geo.dat berisi geometri yang akan digunakan dalam permodelan. Geometri di SHIELD HIT12A memiliki konsep yang sama dengan FLUKA. Terdapat beberapa bentuk geometri dasar dalam SHIELD-HIT12A seperti pada Tabel 3.1. Permodelan geometri dapat menggabungkan beberapa geometri dengan menggunakan zone dimana menggunakan persamaan Boolean.

Contoh penulisan dari geo.dat dapat dilihat pada Gambar 3.1.



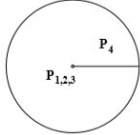
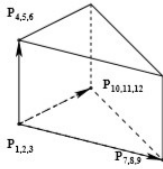
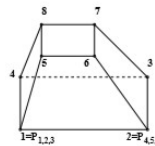
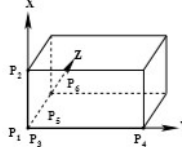
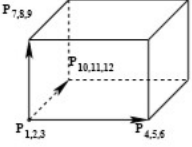
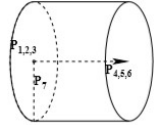
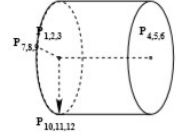
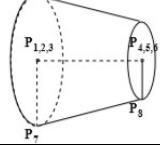
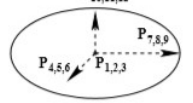
```

geo - Notepad
File Edit Format View Help
*----->
0 0 C12 200 MeV/A, H2O 30 cm cylinder, r=10, 1 zone
*----->
RCC 1 0.0 0.0 0.0 0.0 0.0 30.0
10.0
RCC 2 0.0 0.0 -5.0 0.0 0.0 35.0
15.0
RCC 3 0.0 0.0 -10.0 0.0 0.0 40.0
20.0
END
001 +1
002 +2 -1
003 +3 -2
END
1 2 3
1 1000 0
  
```

Gambar 3.1. Contoh penulisan geo.dat

Pada Gambar 3.1, terdapat tiga bagian utama yang diteandai dengan END pada akhir bagian. Bagian awal merupakan geometri yang digunakan seperti pada Tabel 3.1. Contoh tersebut merupakan tiga bentuk silinder dengan ukuran yang berbeda-beda. Tiap bentuk memiliki nomor bentuk yang tertulis setelah geometri yang dipilih. Geometri 1 merupakan silinder dengan pusat alas 0, 0, 0 dan pusat tutup 0, 0, 30 dengan jari-jari 10 cm. Geometri 2 merupakan silinder dengan pusat alas 0, 0, -5 dan pusat tutup 0, 0, 30 dengan jari-jari 15 cm. Silinder 3 merupakan silinder dengan pusat alas 0, 0, -10 dan pusat tutup 0, 0, 30 dengan jari-jari 20 cm.

Tabel 3.1. Geometri Dasar dalam SHIELD-HIT12A [30]

No	Geometri	Kode dalam SHIELD-HIT12A
1		SPH : titik pusat (P1,P2,P3), radius (P4)
2		WED : titik asal (P1,P2,P3) dari tiga vector (P4,P5,P6), (P7,P8,P9) dan (P10,P11,P12)
3		ARB : titik 1(P1,P2,P3), titik 2,(P4,P5,P6) Titik 8(P22,P23,P24)
4		RPP : nilai minimal dan maksimal sumbu X (P1,P2), nilai minimal dan maksimal sumbu Y (P3,P4) dan nilai minimal dan maksimal sumbu Z (P5,P6)
5		BOX : kotak yang berasal dari 3 vektor. Titik mulai vector (P1,P2,P3) hingga (P4,P5,P6), (P7,P8,P9) dan (P10,P11,P12)
6		RCC : pusat alas (P1,P2,P3), pusat tutup (P4,P5,P6), jari-jari (P7)
7		REC : pusat alas (P1,P2,P3), pusat tutup (P4,P5,P6), sumbu minor (P7,P8,P9) dan sumbu mayor (P10,P11,P12)
8		TRC : pusat alas (P1,P2,P3), pusat tutup (P4,P5,P6), jari-jari alas (P7), jari-jari tutup (P8)
9		ELL : Elipsoid dengan titik pusat (p1,p2,p3) tiga vector orthogonal (P4,P5,P6), (P7,P8,P9) dan (P10,P11,P12)

Gabungan dari beberapa bentuk dapat membentuk suatu ZONE yang tertulis pada bagian tengah. Nomor ZONE ditulis dengan tiga digit angka. Zone 001 atau zone 1 merupakan geometri nomor 1. Zone 002 atau zone 2 merupakan geometri nomor 2 dikurangi geometri nomor 1. Zone 003 atau zone 3 merupakan geometri nomor 3 dikurangi geometri nomor 2. Pengurangan geometri ditandai dengan tanda negatif (-) sebelum nomor geometri.

Bagian terakhir merupakan penentuan material dari tiap geometri. Perhitungan SHIELD-HIT12A selalu memerlukan zone berupa *vacuum* dan *blackhole* supaya tidak terjadi perhitungan tanpa henti. Material *vacuum* ditandai dengan nomor materi 1000 dan material *blackhole* ditandai dengan material 0.

Pada contoh Gambar 3.1 geometri yang dimodelkan merupakan silinder dengan nomor material 1. Material penyusun pada zone 1 dapat dituliskan dalam masukan mat.dat.

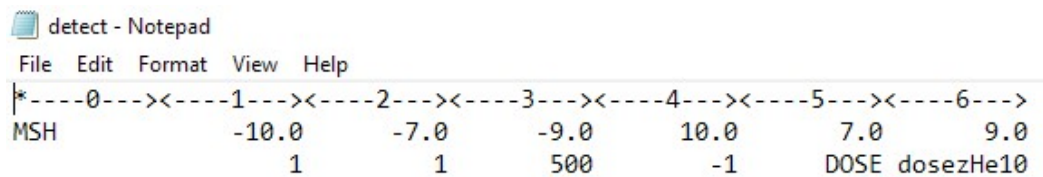
Masukan mat.dat berisi tentang material dari geometri yang dimodelkan. Ada dua cara dalam membuat material SHIELD-HIT12A. Setiap material dimulai dengan kartu MEDIUM. Suatu medium dapat terbuat dari unsur tunggal maupun senyawa. Ketika suatu medium terdapat beberapa unsur tunggal dapat digunakan pilihan NUCLID. Pada NUCLID, material yang dapat dipanggil adalah unsur maupun isotop. Ada dua argument yang harus diisi ketika memanggil NUCLID. Argumen pertama digunakan untuk menentukan unsur yang akan dipanggil. Sementara argument kedua merupakan fraksi massa unsur dalam suatu medium atau fraksi stoikiometri relatif unsur tersebut. Medium yang merupakan senyawa dapat dipanggil dengan NUCLID maupun ICRU. Pada ICRU, material-material kompleks yang berada dalam ICRU seperti otak, jaringan lunak, otot dan sebagainya dapat langsung digunakan.

Masukan beam.dat berisi tentang konfigurasi berkas seperti energi berkas, posisi berkas, ukuran lapangan penyinaran dan jenis partikel yang ditembakkan. Partikel yang ditembakkan terdapat di fungsi JPART0. Partikel yang dapat disimulasikan dalam SHIELD-HIT12A terdapat pada Tabel 3.2.

Tabel 3.2. Daftar Identitas Partikel pada SHIELD-HIT12A [30]

JPART	Partikel	JPART	Partikel
-1	Semua partikel	13	Elektron
1	Neutron	14	Positron
2	Proton	15	Muon μ^-
3	Pion π^-	16	Muon μ^+
4	Pion π^+	17	e^- -Neutrino ν_e
5	Pion π^0	18	e^- -Anti-neutrino $\bar{\nu}_e$
6	Anti-neutron	19	μ^- -Neutrino ν_μ
7	Anti-proton	20	μ^- -Anti-neutrino $\bar{\nu}_\mu$
8	Kaon κ^-	21	Deuteron
9	Kaon κ^+	22	Triton
10	Kaon κ^0	23	He-3
11	Kaon $\kappa^{\sim}$	24	He-4
12	Sinar gamma	25	Ion Berat

Masukan detect.dat berisi tentang pilihan parameter yang dihitung dan konfigurasi perhitungan. Perhitungan dalam SHIELD-HIT12A dapat dilakukan dengan membagi setiap sumbu menjadi partisi-partisi sehingga akan terbentuk kotak-kotak kecil yang disebut bin. Banyak partisi dapat ditentukan oleh pengguna SHIELD-HIT12A. Perhitungan dengan cara membagi setiap sumbu ke partisi-partisi dapat dilakukan dengan menggunakan MSH. Contoh penulisan pada detect.dat dapat dilihat pada Gambar 3.2.



```

detect - Notepad
File Edit Format View Help
*-----0----->-----1----->-----2----->-----3----->-----4----->-----5----->-----6----->
MSH                -10.0      -7.0      -9.0      10.0      7.0      9.0
                   1          1          500      -1      DOSE dosezHe10
  
```

Gambar 3.2. Contoh masukan detect.dat