

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN MCNPX DENGAN SUMBER NEUTRON DARI KOLOM TERMAL REAKTOR KARTINI**

**SKRIPSI**

**Diajukan kepada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Yogyakarta untuk Memenuhi sebagian Persyaratan Guna Memperoleh Gelar Sarjana Sains.**



**Oleh**

**SITI ROSIDAH  
10306141029**

**PROGRAM STUDI FISIKA  
JURUSAN PENDIDIKAN FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS NEGERI YOGYAKARTA**

**2017**

## SURAT PERNYATAAN

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Siti Rosidah  
NIM : 10306141029  
Program Studi : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Judul Skripsi : Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT)  
pada Kanker Kulit Melanoma Menggunakan MCNPX  
dengan Sumber Neutron dari Kolom Termal Reaktor Kartini

Menyatakan bahwa skripsi ini merupakan hasil karya sendiri dan sepanjang pengetahuan saya tidak terdapat karya atau pendapat yang ditulis atau diterbitkan orang lain kecuali sebagai kutipan dengan mengikuti pedoman tata tulis karya ilmiah yang telah lazim. Adapun semua kutipan di dalam skripsi ini telah saya sertakan nama penulis/pembuatnya dan telah saya cantumkan ke dalam daftar pustaka. Apabila pernyataan saya ini tidak benar, sepenuhnya menjadi tanggung jawab saya.

Yogyakarta, 21 Mei 2017






Siti Rosidah

NIM 10306141029

## PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul “Analisis Dosis *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) pada Kanker Kulit Melanoma Menggunakan MCNPX dengan Sumber Neutron dari Kolom Termal Reaktor Kartini” yang disusun oleh Siti Rosidah, NIM (10306141029) ini telah dipertahankan di depan Dewan Penguji pada tanggal 12 Juli 2017 dan dinyatakan LULUS.

### Susunan Dewan Penguji

Nama	Jabatan	Tanda Tangan	Tanggal
1. Prof.Ir.Y.Sardjono,A.P.U.	Ketua Penguji	1. 	26-7-2017
2. Dr. Yosaphat Sumardi	Sekretaris Penguji	2. 	26-7-2017
3. Nur Kadarisman, M.Si.	Panguji Utama	3. 	25-7-2017

Yogyakarta, 4 Agustus 2017

Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Universitas Negeri Yogyakarta

Dekan



Hartono, M.Si.

NIP 19620329 198702 1 002

**SKRIPSI**

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)  
PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN MCNPX  
DENGAN SUMBER NEUTRON DARI KOLOM TERMAL REAKTOR  
KARTINI**

Oleh:

Siti Rosidah

NIM 10306141029

Telah disetujui dan disahkan

Pusat Sains dan Teknologi Akselerator (PSTA BATAN) Yogyakarta

Pada Tanggal : 26 Juli 2017

Kepala Bidang Fisika Partikel

Pembimbing di PSTA BATAN



Ir. Puradwi Ismu Wahyono, DEA

NIP. 19610025 198810 1 001



Prof. Ir. Y. Sardjono, A.P.U.

NIP. 19590610 198103 1 002

Menyetujui

Kepala PSTA BATAN



Dr. Susilo Widodo

NIP. 19580414 198003 1 005

## MOTO DAN PERSEMBAHAN

*Maka nikmat Tuhan kamu yang manakah yang kamu dustakan. (Q.S. Ar Rahmaan)*

*Tuhanmu tiada meninggalkan kamu dan tiada (pula) benci padamu.  
(Q.S. Ad Dhuhaa : 3)*

*Karena sesungguhnya sesudah kesulitan itu ada kemudahan, sesungguhnya sesudah  
kesulitan itu ada kemudahan. (Q.S. Ash Sharh : 5-6)*

*Sebaik-baik dari kamu adalah dia yang paling bermanfaat bagi orang lain.*

Karya ini aku persembahkan untuk :

Bapak dan Ibuku tercinta (Ahmad Amirudin dan Supriyati), keluargaku tersayang Mbah Sikem, Mbah Narisah, Mba Lahah, Mas Samsi, Mba Ismi, Mas Sapan serta keponakanku yang selalu aku rindukan Amanulloh dan Faiq. Terima kasih untuk semua doa, dukungan, dan kesabaran yang tidak pernah terputus. Semoga ALLOH SWT kembali mengumpulkan kita di surga-Nya. Aamiiiiin Ya Rabbal'alamiin

Keluarga guruku tersayang, Bu Irhami dan Pak Teguh, Sasa dan Zahra. Karena dengan dukungan dan motivasi kalianlah aku bisa melanjutkan kuliah dan menyelesaikannya. Kalianlah inspirasiku. Hanya ALLOH SWT yang dapat membalas semua kebaikan kalian.

Mba Indriana, ukhti imyut tersayang, yang selalu mengingatkan, memberikan motivasi dan mendengarkan keluh kesahku; Semua Keluarga Kos Shofiyah/Rimsha/G12A : Mba Sije, Mba Ana, Mba Ipeh, Diah, Sakdiah, Rofi; Teman-teman penelitian : Ahdika, Norma, Sintia, Ida; Semua Teman-teman Fisika 2010 : Buyung, Hesti, Raharjo, Nahwan, Indri, Estu, Papang, Joko, Ali, Arief, Tri; Ingge, Gandung, Putra; Seluruh Anggota KAMANDAKA : Mba Septi, Mas Abid, Mas Fahmi, Mas Rois, Mas Pawit, Azam, Indah, Erul, Wildan, Yogi, Lukman, Dedy, Ami, Laely; Terima kasih untuk semua bantuan, kenangan, pengalaman dan pelajaran yang kita jalani bersama. UHIBBUKUM FIILAAH. Aku mencintai kalian karena Allah. Sukses untuk kita semua! Aamiiiiin Ya Rabbal'alamiin.

**ANALISIS DOSIS *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT)  
PADA KANKER KULIT MELANOMA MENGGUNAKAN MCNPX  
DENGAN SUMBER NEUTRON DARI KOLOM TERMAL REAKTOR  
KARTINI**

Oleh  
Siti Rosidah  
10306141029

**Abstrak**

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui distribusi fluks neutron pada organ yang diiradiasi dan memperkirakan besarnya laju dosis total yang diterima serta waktu iradiasi yang dibutuhkan pada terapi kanker kanker kulit melanoma menggunakan BNCT dengan MCNPX. Perkiraan laju dosis yang diterima oleh tubuh dibutuhkan agar didapatkan informasi efek dosis radiasi dan waktu iradiasi dibutuhkan untuk memastikan dosis yang diterima oleh jaringan kanker kulit melanoma cukup untuk membunuhnya.

Penelitian ini menggunakan simulasi dengan program MCNPX dengan cara mendefinisikan geometri dan komponen penyusun kulit sebagai objek yang diteliti serta sumber radiasi yang digunakan. Keluaran yang didapatkan dari simulasi MCNPX adalah fluks neutron dan dosis hamburan neutron yang keluar dari kolimator. Nilai fluks neutron digunakan untuk menghitung dosis yang berasal dari interaksi neutron dengan material di jaringan.

Berdasarkan hasil penelitian ini diketahui bahwa laju dosis pada jaringan kanker untuk dosis boron 10  $\mu\text{g/g}$  kanker adalah 0,019241 Gy/detik dengan waktu iradiasi 25,98 menit, 15  $\mu\text{g/g}$  kanker adalah 0,021854 Gy/detik dengan waktu iradiasi 22,87 menit, 20  $\mu\text{g/g}$  kanker adalah 0,022902 Gy/detik dengan waktu iradiasi 21,83 menit, 25  $\mu\text{g/g}$  kanker adalah 0,0271275 Gy/detik dengan waktu iradiasi 18,43 menit, 30  $\mu\text{g/g}$  kanker adalah 0,0297658 Gy/detik dengan waktu iradiasi 16,79 menit, dan 35  $\mu\text{g/g}$  kanker adalah 0,0343472 Gy/detik dengan waktu iradiasi 14,55 menit. Waktu iradiasi untuk jaringan kanker semakin singkat saat penggunaan konsentrasi boron pada jaringan kanker kulit semakin tinggi.

Kata-kata kunci : BNCT, kanker kulit melanoma, MCNPX

**DOSE ANALYZE OF BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT)  
AT SKIN CANCER MELANOMA USING MCNPX  
WITH NEUTRON SOURCE FROM THERMAL  
COLUMN OF KARTINI REACTOR**

**By**

Siti Rosidah  
10306141029

***Abstract***

*This research aims to discover the distribution of neutron flux on the irradiation organ and determine the amount of radiation dose rate that can be accepted and the irradiation time that is required from Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) cancer therapy at skin cancer melanoma using MCNPX.*

*This research used simulation with MCNPX program by defining the geometry and the skin component as the objects of the research, and describing the radiation source that were used. The output obtained from MCNPX simulation were the flux neutron and the neutron dose scattering that came out from the collimator. The value of flux neutron was used to calculate the dose which comes from the interaction between the neutron and the material in the cancer tissue.*

*Based on the results of the research, the dose rate at cancer tissue for boron of 10  $\mu\text{g/g}$  cancer is about 0,019241 Gy/second and requires 25,98 minutes of irradiation time, 15  $\mu\text{g/g}$  cancer is 0,021854 Gy/second and requires 22,87 minutes, 20  $\mu\text{g/g}$  cancer is 0,022902 Gy/second and requires 21,83 minutes, 25  $\mu\text{g/g}$  cancer is 0,0271275 Gy/second and requires 18,43 minutes, 30  $\mu\text{g/g}$  cancer is 0,0297658 Gy/second and requires 16,79 minutes, and 35  $\mu\text{g/g}$  cancer is 0,0343472 Gy/second and requires 14,55 minutes . The irradiation time needed for cancer tissue is shorter when boron concentration at the cancer tissue is higher.*

*Keywords: BNCT, Skin Cancer Melanoma, MCNPX*

## KATA PENGANTAR

Assalam'alaikum warahmatullahi wabarakaatuh

Alhamdulillah, syukur penulis panjatkan kehadirat Tuhan Yang Maha Esa, yang telah melimpahkan berkah nikmat yang tak terhingga, kekuatan, serta kesehatan, sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan Tugas Akhir yang berjudul “**Analisis Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Kulit Melanoma Menggunakan MCNPX dengan Sumber Neutron dari Kolom Termal Reaktor Kartini**”. Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi sebagian persyaratan guna memperoleh gelar sarjana sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Yogyakarta.

Dalam penulisan Tugas Akhir ini, penulis banyak mendapatkan bantuan, bimbingan baik dukungan moral, spiritual, maupun material serta dorongan dari berbagai pihak. Untuk itu dengan segala kerendahan dan ketulusan hati, penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Kepala PSTA BATAN, Dr. Susilo Widodo yang telah memberikan izin melaksanakan penelitian di PSTA BATAN dan membantu mengesahkan skripsi ini.
2. Bapak Prof. Dr. Sutrisna Wibawa, M.Pd., selaku Rektor Universitas Negeri Yogyakarta yang telah memberikan izin untuk penyusunan skripsi ini.
3. Bapak Dr. Hartono, selaku Dekan FMIPA Universitas Negeri Yogyakarta yang telah membantu mengesahkan skripsi ini.
4. Bapak Prof. Ir. Y. Sardjono, A.P.U. dan Dr. Yosaphat Sumardi, selaku Dosen Pembimbing I dan II, yang dengan penuh kesabaran telah membimbing, memberikan arahan dan motivasi sehingga penelitian dan penulisan skripsi ini dapat diselesaikan dengan baik.

5. Seluruh jajaran Dosen Jurusan Pendidikan Fisika Universitas Negeri Yogyakarta atas bantuan yang diberikan untuk kelancaran penulisan skripsi ini.
6. Kedua orang tuaku dan keluargaku tercinta yang tidak henti-hentinya mendoakan, memberikan dorongan, motivasi, dan fasilitas sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi ini dengan lancar.
7. Keluarga Bapak Harjono, selaku orang tua sahabatku Norma yang telah mengizinkan menginap sehari-hari untuk menyelesaikan penulisan skripsi ini.
8. Sahabatku Mba Indri, Norma, Sinta, Ida, Ahdika, Hesti, Buyung, Mba Dwi, dan Mas Ilma atas bantuan yang diberikan untuk menyelesaikan penulisan skripsi ini.
9. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu, terima kasih atas segala bantuannya, semoga Allah SWT memberikan ganti pahala.

Meski penulis telah berusaha semaksimal mungkin, penulis menyadari bahwa dalam skripsi ini masih terdapat banyak kekurangan. Meski demikian, penulis berharap semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi perkembangan Fisika di Indonesia, serta bermanfaat untuk penelitian selanjutnya.

Wassalam'alaikum warahmatullahi wabarakatuh

Yogyakarta, 21 Mei 2017

Penulis

## DAFTAR ISI

Halaman

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERSETUJUAN.....	ii
HALAMAN PERNYATAAN.....	iii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iv
MOTTO DAN PERSEMBAHAN.....	vi
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT.....	viii
KATA PENGANTAR.....	ix
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR TABEL.....	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xiv
DAFTAR LAMPIRAN.....	xv
<b>PENDAHULUAN</b>	
A. Latar Belakang.....	1
B. Identifikasi Masalah.....	4
C. Pembatasan Masalah.....	5
D. Rumusan Masalah.....	5
E. Tujuan.....	6
F. Manfaat.....	6
<b>BAB II KAJIAN PUSTAKA</b>	
A. Dekripsi teori.....	7
1. Kanker Kulit Melanoma.....	7
2. <i>Boron Neutron Capture Therapy</i> (BNCT).....	12
a. Sumber Neutron.....	14
b. Senyawa Boron-10.....	17
c. Komponen Dosis pada BNCT.....	19
1) Dosis Gamma ( $D_\gamma$ ).....	19
2) Dosis Hamburan Neutron ( $D_n$ ).....	19
3) Dosis Proton ( $D_p$ ).....	19
4) Dosis Boron ( $D_B$ ).....	19
3. Reaktor Kartini.....	19
4. Dosimetri Radiasi.....	24
5. Interaksi Radiasi Dengan Materi.....	28
6. <i>Monte Carlo N-Particle Transport Code</i> (MCNP).....	32
B. Penelitian yang Relevan.....	34
C. Kerangka Berpikir.....	36
<b>BAB III METODE PENELITIAN</b>	
A. Waktu dan Tempat Penelitian.....	37
B. Variable Penelitian.....	37

C. Alat Penelitian .....	37
D. Alur Penelitian.....	41
1. Kode Input MCNPX.....	42
2. <i>Running</i> MCNPX .....	46
3. Hasil <i>Output</i> MCNPX .....	47
E. Metode Perhitungan Dosis Radiasi pada BNCT .....	48
1. Perhitungan Jumlah Atom dalam Jaringan .....	48
2. Perhitungan Laju Dosis .....	49
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>53</b>
<b>BAB V PENUTUP</b>	
A. Kesimpulan.....	67
B. Saran.....	67
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>68</b>
<b>LAMPIRAN – LAMPIRAN .....</b>	<b>72</b>
A. Lampiran 1 .....	72
B. Lampiran 2 .....	78
C. Lampiran 3 .....	80
D. Lampiran 4 .....	83

## DAFTAR TABEL

Halaman

Tabel 1. Perbandingan Tampang Lintang Tangkapan Neutron Termal Beberapa Unsur .....	14
Tabel 2. Kriteria Sumber Neutron.....	15
Tabel 3. Ringkasan Data Reaktor Kartini .....	22
Tabel 4. Faktor Bobot Radiasi .....	27
Tabel 5. Faktor Bobot Organ .....	27
Tabel 6. Jenis <i>Tally</i> pada MCNPX.....	34
Tabel 7. Material Penyusun Kolimator .....	37
Tabel 8. Material Penyusun Jaringan Kanker .....	38
Tabel 9. Material Penyusun Jaringan Kulit.....	38
Tabel 10. Material Penyusun Jaringan Otot.....	39
Tabel 11. Material Penyusun Jaringan Tulang.....	39
Tabel 12. Jenis Input <i>Cell Cards</i> .....	43
Tabel 13. Beberapa Jenis Input <i>Surface Cards</i> .....	44
Tabel 14. Nilai Faktor Bobot Radiasi .....	50
Tabel 15. Hasil Keluran Kolimator Fauziah dan Kolimator Penelitian .....	55
Tabel 16. Fluks Nutron untuk Setiap Jaringan dengan Konsentrasi Boron 10 µg/g Kanker .....	57
Tabel 17. Fluks Nutron untuk Setiap Jaringan dengan Konsentrasi Boron 15 µg/g Kanker .....	57
Tabel 18. Fluks Nutron untuk Setiap Jaringan dengan Konsentrasi Boron 20 µg/g Kanker .....	58
Tabel 19. Fluks Nutron untuk Setiap Jaringan dengan Konsentrasi Boron 25 µg/g Kanker .....	58
Tabel 20. Fluks Nutron untuk Setiap Jaringan dengan Konsentrasi Boron 30 µg/g Kanker .....	59
Tabel 21. Fluks Nutron untuk Setiap Jaringan dengan Konsentrasi Boron 35 µg/g Kanker .....	59
Tabel 22. Laju Dosis dan Waktu Iridiasi pada Kanker .....	63
Tabel 23. Nilai Dosis Serap pada Jaringan Kulit untuk setiap variasi konsentrasi Boron .....	63
Tabel 24. Efek Deterministik pada Kulit .....	64
Tabel 25. Perkiraan Efek Deterministik yang Terjadi Pada Jaringan Kulit.....	65

## DAFTAR GAMBAR

Halaman

Gambar 1. Struktur Kulit Manusia.....	8
Gambar 2. Struktur Kulit yang Terdapat Kanker.....	9
Gambar 3. Permukaan Kulit yang Terdapat kanker Melanoma.....	10
Gambar 4. Reaksi Nuklir Boron-10 dan Neutron Termal dalam jaringan Tubuh .....	13
Gambar 5. Desain Konseptual Kolimator pada Kolom Termal Reaktor Kartini	17
Gambar 6. Struktur Molekul BSH dan BPA.....	18
Gambar 7. Jejak Acak dari Interaksi Neutron dengan Materi.....	28
Gambar 8. Diagram Alur Penelitian.....	41
Gambar 9. Tampilan Awal Proses <i>Running</i> MCNPX.....	46
Gambar 10. Contoh File Output MCNPx .....	46
Gambar 11. Desain Kolimator Beserta Letak Organ yang Diradiasi Dilihat dari Sudut Pandang Samping .....	52
Gambar 12. Desain Organ yang Diradiasi Dilihat dari Sudut Pandang Atas.....	56
Gambar 13. Distribusi Fluks Neutron dalam Organ Lengan .....	60
Gambar 14. Kurva Distribusi Fluks Neutron Termal dan Epidermal .....	61

## DAFTAR LAMPIRAN

Halaman

Lampiran 1. Contoh kode <i>input</i> MCNPX .....	72
Lampiran 2. Contoh perhitungan massa boron pada tiap jaringan.....	78
Lampiran 3. Contoh perhitungan laju dosis .....	80
Lampiran 4. Tabel fraksi dosis gamma .....	83

# BAB I

## PENDAHULUAN

### A. Latar Belakang

Salah satu penyakit yang menjadi perhatian dunia saat ini adalah kanker. Kanker bersifat mematikan dan dapat menyerang siapa saja, baik laki-laki, perempuan, anak-anak maupun dewasa. Kanker merupakan penyakit yang dicirikan dengan pertumbuhan sel yang tidak terkontrol dan penyebaran sel abnormal. Apabila pertumbuhan dan penyebaran sel abnormal ini tidak dihentikan, maka dapat menyebabkan kematian. Kanker disebabkan oleh faktor eksternal, seperti: merokok, terinfeksi oleh virus atau bakteri, serta gaya hidup yang tidak sehat; dan faktor internal, seperti: mewarisi gen yang termutasi, hormon, serta kondisi imun tubuh (*American Cancer Society*, 2015). Kanker termasuk dalam penyakit tidak menular atau *Non Communicable Diseases* (NCD). NCD merupakan penyebab kematian tertinggi di sebagian besar negara di Amerika, Mediterania Timur, Eropa, Asia Tenggara, dan Pasifik Barat. Sekitar seperempat dari jumlah kematian akibat NCD di dunia terjadi pada usia 50 tahun ke atas. Kasus kanker terbanyak adalah kanker paru-paru, kanker payudara, dan kanker kolorektal. Sementara kematian terbanyak disebabkan oleh kanker paru, kanker lambung, dan kanker hati. Pada laki-laki, kasus kanker yang paling banyak adalah kanker prostat (untuk negara maju) dan kanker paru-paru (untuk negara berkembang), sementara pada wanita adalah kanker payudara (*World Health Organisation*, 2014).

Kanker kulit merupakan kanker yang disebabkan oleh pertumbuhan sel-sel kulit yang tidak terkontrol. Sel-sel penyusun kulit adalah sel skuamosa, sel basal, dan sel melanosit. Pertumbuhan abnormal pada sel skuamosa menyebabkan terjadinya karsinoma sel skuamosa, sementara pertumbuhan abnormal pada sel basal menyebabkan terjadinya karsinoma sel basal. Karsinoma sel skuamosa dan sel basal termasuk ke dalam golongan kanker kulit non melanoma, sementara pertumbuhan abnormal pada sel melanosit menyebabkan terjadinya kanker kulit melanoma. Jumlah kasus kanker kulit non melanoma lebih banyak ditemukan daripada kanker kulit melanoma. Penyebab utama kanker kulit adalah terkena

paparan sinar ultraviolet (UV). Sinar UV dapat berasal dari matahari, *tanning bed*, atau *sun lamp*. Sinar UV-lah yang merusak DNA sel penyusun kulit (*American Cancer Society*, 2016).

Kasus kanker dan kematian akibat kanker cenderung meningkat dari tahun ke tahun. Sebagai contoh, berikut ini merupakan data kasus kanker kulit dan kematian akibat kanker kulit di negara Amerika Serikat. Tahun 2013 ditemukan sebanyak 159.460 pasien menderita kanker kulit dengan rincian 76.690 pasien kanker kulit melanoma dan 82.770 pasien kanker kulit non melanoma (kanker kulit basal dan kanker kulit skuamosa). Kematian yang disebabkan oleh kanker kulit melanoma sebanyak 9.480 kematian dan non melanoma sebanyak 12.650 kematian (*American Cancer Society*, 2013). Tahun 2014 ditemukan sebanyak 157.320 pasien menderita kanker kulit dengan rincian 76.100 pasien kanker kulit melanoma dan 81.220 pasien kanker kulit non melanoma. Kematian yang disebabkan oleh kanker kulit melanoma sebanyak 9.710 kematian dan non melanoma sebanyak 12.980 kematian (*American Cancer Society*, 2014). Data tahun 2015 ditemukan sebanyak 154.970 pasien menderita kanker kulit dengan rincian 73.870 pasien kanker melanoma dan 81.100 pasien kanker kulit non melanoma. Kematian yang disebabkan oleh kanker kulit melanoma sebanyak 9.940 kematian dan non melanoma sebanyak 13.340 kematian (*American Cancer Society*, 2015). Bahkan diperkirakan tahun 2016 akan ditemukan 159.890 pasien kanker kulit (dengan rincian sebanyak 76.380 pasien kanker kulit melanoma dan 83.510 pasien kanker kulit non melanoma), sementara kematian yang disebabkan oleh kanker kulit melanoma sebanyak 10.130 kematian dan non melanoma sebanyak 13.650 kematian (*American Cancer Society*, 2016).

Di Indonesia, NCD diperkirakan mencapai 71% dari total kematian 1.551.000 jiwa dan kanker menjadi NCD terbanyak kedua (mencapai 13% atau sebanyak 201.630 kematian) setelah penyakit jantung (37% atau sebanyak 573.870 kematian) (*World Health Organisation*, 2014). Kasus kanker yang banyak terjadi adalah kanker leher rahim, kanker payudara, kanker hati, kanker paru-paru, kanker kulit, kanker nasofaring, kanker kolorektal, leukemia, kista ganas, dan kanker kelenjar getah bening (Yayasan Kanker Indonesia, 2011).

Selama masa penjajahan, kanker kulit banyak ditemukan pada rakyat/petani khususnya pada tungkai (ekstremitas bawah), karena banyak trauma dan tidak memakai sepatu. Namun setelah itu, kanker kulit tidak hanya ditemukan pada tungkai, tapi juga pada wajah, lengan (ekstremitas atas) dan punggung (Azamris, 2011).

Peningkatan jumlah pasien kanker yang terjadi pada data di atas, tentu harus diimbangi dengan peningkatan jumlah dan kualitas metode terapi kanker agar jumlah kematian akibat kanker dapat dikurangi. Metode terapi kanker yang sudah ada saat ini yaitu metode pembedahan atau operasi, kemoterapi, dan radioterapi. Metode pembedahan adalah terapi kanker dengan cara pengambilan jaringan kanker. Metode ini biasanya digunakan pada terapi kanker tahap awal untuk mengecek apakah jaringan abnormal yang diambil merupakan kanker atau tumor. Kelemahan dari metode ini adalah pendarahan dan lambatnya pemulihan sehingga mengganggu aktivitas pasien serta meninggalkan bekas luka. Kemoterapi adalah terapi kanker yang menggunakan obat-obatan untuk membunuh sel kanker. Obat-obatan yang digunakan dalam metode kemoterapi dapat dikonsumsi langsung melalui mulut maupun lewat infus. Obat-obatan tersebut berfungsi membunuh sel kanker yang sedang membelah dengan cepat. Efek yang merugikan dari kemoterapi adalah sel sehat yang sedang membelah juga ikut terkena efek dari obat-obatan yang digunakan. Hal tersebut dikarenakan obat yang digunakan mengalir melalui pembuluh darah, sehingga ikut menyerang sel tubuh lain yang membelah dengan cepat seperti folikel rambut, serta sumsum tulang yang memproduksi sel darah baru. Efek kemoterapi yang biasanya terjadi pada pasien yaitu menurunnya nafsu makan, mual dan muntah, diare, serta kerontokan rambut. Radioterapi adalah terapi kanker yang menggunakan partikel atau gelombang berenergi tinggi seperti sinar-X untuk membunuh sel kanker (*American Cancer Society*, 2015). Metode tersebut memanfaatkan sifat ionisasi yang dihasilkan oleh sumber pada daerah yang terkena paparan radiasi. Sumber radiasi bisa berasal dari luar tubuh (eksternal) maupun dari dalam tubuh (internal) dengan cara implan atau ditanamkan sumber radioaktif.

Seiring dengan perkembangan teknologi, ditemukanlah metode radioterapi yang aman untuk terapi kanker, yaitu *Boron Neutron Capture Therapy* atau BNCT. BNCT diperkenalkan oleh G.L. Locher, seorang biofisikawan dari institusi Franklin di Pennsylvania. BNCT merupakan radioterapi biner yang menggunakan nuklida non radioaktif, yakni boron yang mempunyai kecenderungan tinggi menangkap neutron berenergi rendah (neutron termal). Reaksi inti antara boron dan neutron berenergi rendah akan menghasilkan partikel alfa dan rekoil litium-7 yang memiliki *Linear Energy Transfer* atau LET tinggi. Jangkauan partikel alfa dan rekoil litium-7 dalam air atau jaringan tubuh adalah 8  $\mu\text{m}$  dan 5  $\mu\text{m}$ , sementara diameter sel tubuh yaitu  $(18 \pm 2)$   $\mu\text{m}$ . Hal tersebut mengakibatkan produk dari reaksi ini menghasilkan energi terdepositasi yang terbatas pada diameter sel tunggal (Sauerwein, 2012; IAEA, 2001). Selain itu, BNCT dikatakan aman karena adanya senyawa pembawa boron yang mampu terkonsentrasi pada sel kanker kulit melanoma (Fernanda *et al*, 2012). Senyawa pembawa boron yang digunakan yaitu *Sodium Borocaptate* atau BSH dan *Boronophenylalanine* atau BPA. Kedua senyawa tersebut memiliki perbedaan pada tempat terakumulasinya saat dimasukkan ke dalam tubuh. BSH akan terakumulasi pada membran sel, sementara BPA akan terakumulasi pada inti sel sehingga BPA lebih banyak digunakan dan terus dikembangkan (Wittig *et al*, 2012).

Hal yang harus diperhatikan dalam penelitian BNCT adalah pengaturan dosis radiasi yang diterima oleh tubuh dan kualitas sinar radiasi neutron yang digunakan. Pengaturan dosis radiasi ini harus menjamin keamanan dan keefektifan terapi, yakni efek samping dari pengobatan sekecil mungkin; dosis yang diterima maksimal; dan waktu iradiasi singkat (Huang, 2009). Penelitian ini dilakukan untuk mencari nilai dosis BNCT pada kanker kulit melanoma dengan menggunakan simulasi MCNPX dengan sumber neutron dari kolom termal Reaktor Kartini.

## **B. Identifikasi Masalah**

Berdasarkan uraian yang telah dikemukakan pada latar belakang di atas, maka dapat diidentifikasi beberapa permasalahan sebagai berikut.

1. Kanker kulit merupakan salah satu jenis kanker yang banyak diderita warga Indonesia. Hal ini karena Indonesia terletak di daerah tropis yang banyak terkena paparan sinar matahari.
2. Metode terapi kanker yang ada masih belum cukup untuk mengatasi permasalahan kanker yang terjadi. Hal ini ditandai dengan banyaknya kasus kematian akibat kanker.
3. Boron merupakan salah satu nuklida non-radioaktif yang dapat digunakan untuk terapi kanker dengan metode BNCT, tetapi masih belum digunakan dengan maksimal.

## **C. Pembatasan Masalah**

Penelitian ini dibatasi pada permasalahan-permasalahan sebagai berikut.

1. Jenis kanker kulit yang dipilih adalah kanker kulit melanoma, yang berada pada permukaan kulit.
2. Efek kerusakan sel yang berasal dari reaksi hidrolisis air dan radikal bebas tidak diperhitungkan.
3. Sumber neutron yang digunakan adalah sumber neutron hasil keluaran desain kolimator dari Desain Konseptual Kolimator Neutron di Kolom Termal Reaktor Riset Kartini untuk *Boron Neutron Capture Therapy* (Fauziah, 2013).
4. Perbandingan konsentrasi  $^{10}\text{B}$  pada sel kanker dan sel sehat adalah 10:1, sehingga terapi ini bersifat selektif karena peluang neutron bereaksi dengan boron yang terkonsentrasi lebih besar pada sel kanker (Wahyuningsih, 2014).
5. Konsentrasi boron yang digunakan yaitu (10 – 35)  $\mu\text{g/g}$  kanker
6. Penelitian ini hanya menghitung dosis BNCT dan waktu yang diperlukan untuk melakukan iradiasi pada organ yang terdapat kanker kulit melanoma dengan perhitungan manual dari hasil *running* MCNPX.

#### **D. Rumusan Masalah**

Berdasarkan uraian yang telah dikemukakan pada latar belakang, identifikasi masalah, dan pembatasan masalah, maka dapat dirumuskan beberapa permasalahan sebagai berikut.

1. Bagaimana distribusi fluks neutron termal dan neutron epitermal dalam organ yang diiradiasi?
2. Berapa konsentrasi boron yang efektif untuk terapi kanker kulit melanoma?
3. Berapa lama waktu optimal/efisien yang dibutuhkan untuk terapi kanker kulit melanoma?

#### **E. Tujuan**

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mengetahui distribusi fluks neutron termal dan epitermal dalam organ yang diiradiasi.
2. Mengetahui konsentrasi boron yang efektif untuk terapi kanker kulit melanoma menggunakan BNCT.
3. Mengetahui lama waktu optimal/efisien yang dibutuhkan untuk terapi kanker kulit melanoma menggunakan BNCT.

#### **F. Manfaat**

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Dapat digunakan sebagai referensi untuk keperluan eksperimen uji in vivo dan in vitro BNCT menggunakan Reaktor Kartini.
2. Melengkapi penelitian yang sudah ada sebelumnya tentang terapi kanker menggunakan BNCT.
3. Melanjutkan proyek besar dalam pemanfaatan dan penggunaan teknologi BNCT untuk terapi kanker di Indonesia.

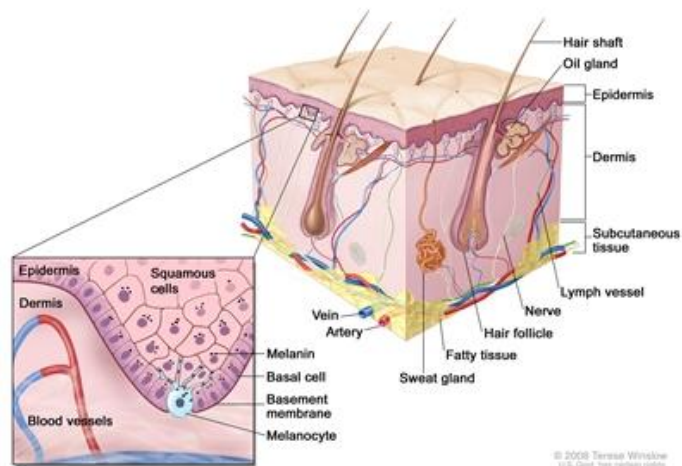
## **BAB II**

### **KAJIAN PUSTAKA**

#### **A. DESKRIPSI TEORI**

##### **1. KANKER KULIT MELANOMA**

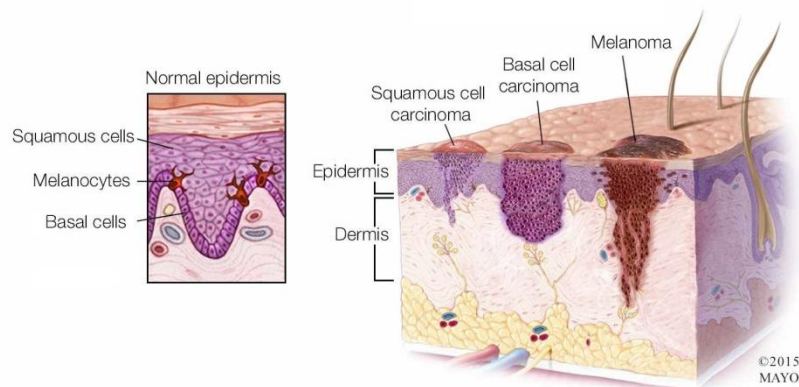
Kulit merupakan organ tubuh paling luas, yang memiliki beberapa fungsi yaitu menutupi organ dalam tubuh, melindungi serangan kuman, mencegah hilangnya cairan dalam tubuh, membantu mengontrol suhu tubuh, serta membantu pembuatan vitamin D. Kulit memiliki tiga lapisan yaitu epidermis, dermis dan subkutis. Lapisan epidermis merupakan lapisan terluar yang berfungsi melindungi lapisan kulit yang lebih dalam serta organ-organ tubuh dari lingkungan luar. Lapisan ini terdiri dari tiga tipe sel, yaitu sel skuamosa, sel basal, dan sel melanosit. Sel skuamosa terletak pada bagian terluar dari epidermis, berbentuk pipih serta terus-menerus meluruh digantikan yang baru. Sel basal terletak pada bagian yang lebih dalam dari epidermis, berbentuk kotak, serta terus membelah membentuk sel baru untuk menggantikan sel skuamosa yang hilang dari permukaan kulit. Sel ini bergerak ke atas pada bagian epidermis, kemudian memadat atau menjadi lebih datar dan akhirnya berubah menjadi sel skuamosa. Sel melanosit terletak diantara sel basal. Sel ini memiliki peran memproduksi pigmen warna kulit yaitu melanin. Melanin memberi warna sawo matang atau coklat pada kulit dan melindungi lapisan kulit yang lebih dalam dari paparan sinar matahari. Lapisan kulit kedua yaitu dermis. Dermis merupakan lapisan tengah dari kulit yang lebih tebal dari epidermis. Lapisan ini terdiri atas folikel rambut, kelenjar keringat, pembuluh limfa, dan saraf yang ditopang oleh protein yang disebut kolagen. Kolagen inilah yang memberi sifat elastis pada kulit. Lapisan kulit ketiga yaitu subkutis. Subkutis merupakan lapisan terdalam dari kulit. Lapisan ini terdiri atas jaringan kolagen dan lemak, yang berfungsi untuk menyimpan panas tubuh dan mengurangi efek benturan sehingga melindungi organ dalam dari cedera (*American Cancer Society, 2016*). Gambar 1 menunjukkan struktur anatomi kulit manusia.



Gambar 1. Struktur Kulit Manusia (*National Cancer Institute, 2010*)

Kanker kulit melanoma merupakan kanker kulit yang disebabkan oleh pertumbuhan sel melanosit yang tidak terkontrol akibat kerusakan DNA. Melanoma adalah kanker kulit yang jarang ditemukan, namun lebih mematikan dibandingkan dengan jenis kanker kulit lain. Hal itu karena melanoma memiliki kemampuan metastasis ke organ lain yang lebih besar sehingga sebagian besar menyebabkan kematian pada kasus kanker kulit. Sebagian besar melanoma akan tetap memproduksi melanin, sehingga kanker kulit melanoma biasanya berwarna coklat atau hitam. Akan tetapi, ada juga yang tidak memproduksi melanin sehingga kanker kulit melanoma berwarna coklat, pink, atau putih (*American Cancer Society, 2016*).

Gambar 2 merupakan gambar perbandingan antara lapisan epidermis yang normal dan yang terdapat kanker kulit. Terlihat ada penambahan jumlah sel skuamosa, sel basal, dan sel melanosit yang signifikan. Pertambahan jumlah sel skuamosa menyebabkan karsinoma sel skuamosa, pertambahan jumlah sel basal menyebabkan karsinoma sel basal, dan pertambahan jumlah sel melanosit menyebabkan kanker melanoma.



Gambar 2. Struktur Kulit yang terdapat Kanker (Mayo, 2015)

Kanker kulit melanoma saat ini disembuhkan dengan eksisi bedah jika terdeteksi dini. Namun, melanoma yang bermetastis masih sulit disembuhkan. Adanya deteksi dini pada melanoma akan sangat membantu. Melanoma dapat dideteksi dengan beberapa pemeriksaan, salah satunya dengan metode ABCDE sebagai berikut.

**A-*asymmetry***, dilihat dari bentuk luka yang tidak simetris.

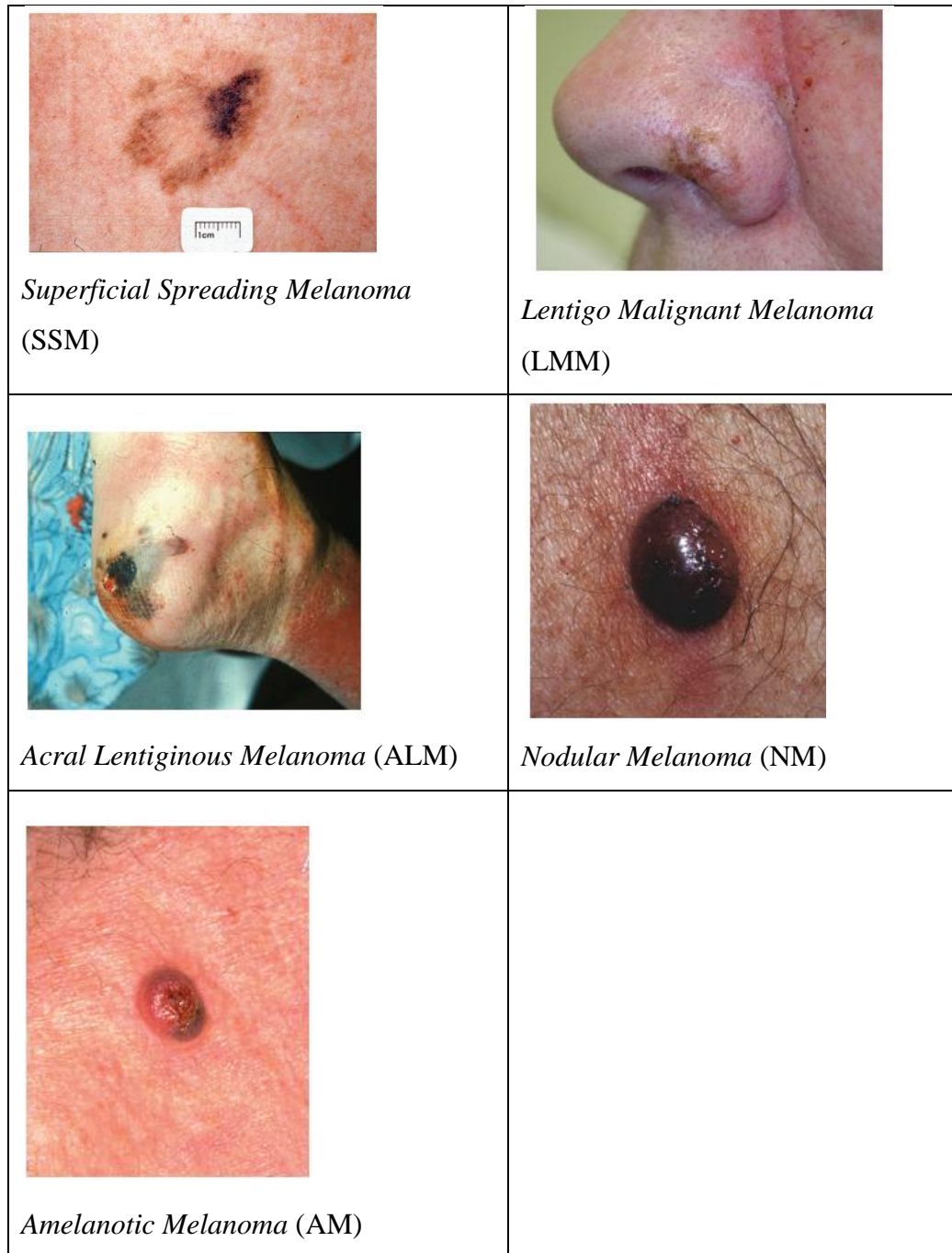
**B-*border irregularity***, dilihat tepi batas luka yang tidak teratur.

**C-*colour variation non black***, dilihat warna luka. Melanoma tidak mutlak berwarna hitam, ada juga yang berwarna coklat, pink, atau putih.

**D-*diameter***, diameter melanoma biasanya lebih dari 6 mm.

**E-*evolution and/or elevation***, dilihat apakah terjadi perubahan dan/atau pengangkatan pada luka (*Australian Cancer Council, 2008*).

Adanya beberapa indikator yang masih membingungkan pada cara mendeteksi melanoma metode ABCDE sering kali menyebabkan adanya kesalahan diagnosa sehingga masih diperlukan pemeriksaan lain, yakni pemeriksaan menggunakan dermoskopi. Dermoskopi merupakan mikroskop permukaan kulit yang digunakan pada bagian yang dicurigai sebagai jaringan kanker. Gambar 3 menunjukkan permukaan kulit yang terdapat kanker kulit melanoma hasil pemeriksaan klinis.



Gambar 3. Permukaan Kulit yang terdapat Kanker Melanoma (*Australian Cancer Council, 2008*).

Secara umum melanoma dibagi menjadi lima tipe, seperti ditunjukkan dalam gambar 3, yaitu *Superficial Spreading Melanoma* (SSM), *Lentigo*

*Malignant Melanoma (LMM), Acral Lentiginous Melanoma (ALM), Nodular Melanoma (NM), dan Amelanotic Melanoma (AM).* SSM merupakan melanoma yang paling sering ditemukan pada usia separuh baya dan dewasa, mempunyai fase pertumbuhan radial lebih lama daripada fase vertikal, serta ditandai dengan munculnya plak pada permukaan kulit yang berwarna coklat atau hitam dan batas tepinya tidak teratur. LMM merupakan melanoma yang memiliki pertumbuhan preinvasif yang lambat, muncul pada luka, biasanya ditemukan di bagian wajah atau leher orang tua akibat paparan sinar matahari, serta ditandai dengan luka yang datar; berwarna coklat; dan seperti bintik-bintik. Apabila luka menjadi benjolan dengan pigmentasi pada area tertentu, hal ini mengindikasikan adanya invasif vertikal. ALM secara umum mempunyai ciri-ciri yang sama dengan dua tipe melanoma sebelumnya. Tipe ini banyak ditemui pada orang berkulit putih dan biasanya ditemukan pada telapak tangan dan telapak kaki. NM berbeda dengan tipe melanoma yang lain. Tipe ini mempunyai pertumbuhan invasif vertikal lebih cepat dan tidak mempunyai fase mendatar. NM secara fisik mempunyai bentuk yang simetris, batas tepi yang teratur, mempunyai satu warna, dan dapat dideteksi ketika mencapai diameter beberapa milimeter. AM merupakan jenis melanoma yang tidak punya pigmen warna sehingga bisa menyebabkan kesalahan diagnosa (*Australian Cancer Council, 2008*).

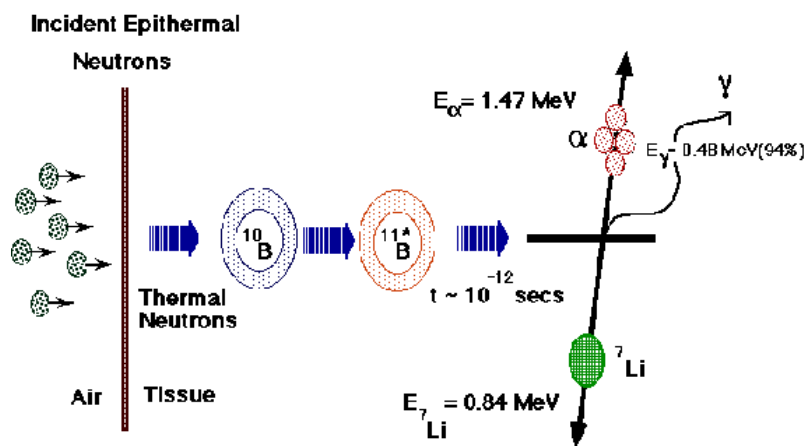
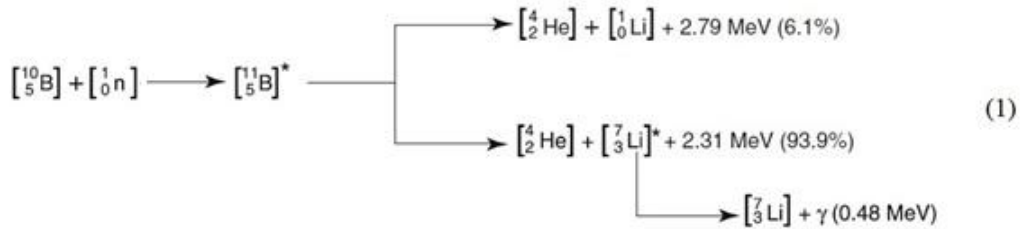
Melanoma dapat terjadi pada seluruh area kulit. Pada laki-laki biasanya ditemukan di dada atau punggung sementara pada wanita biasanya ditemukan di kaki. Akan tetapi, melanoma juga dapat ditemukan pada wajah, leher, telapak tangan, telapak kaki, atau di bawah kuku. Melanoma lebih banyak ditemukan pada orang yang mempunyai warna kulit cerah dan jarang ditemukan pada orang berkulit gelap. Beberapa hal berikut ini merupakan penyebab seseorang dapat terkena melanoma (*American Cancer Society, 2016*).

- a. Terkena paparan sinar ultraviolet (UV)  
Terkena paparan sinar UV merupakan faktor penting penyebab melanoma. Sinar UV dapat berasal dari matahari, *tanning bed*, atau *sun lamp*. Sinar UV-lah yang merusak DNA sel penyusun kulit. Apabila DNA yang rusak adalah DNA yang mengontrol pertumbuhan sel melanosit, maka mengakibatkan terjadinya melanoma.
- b. Memiliki banyak tahi lalat (*moles atau nevus*)  
Tahi lalat merupakan tumor kulit jinak yang terpigmentasi. Sebagian besar tahi lalat tidak menyebabkan masalah, tetapi pada orang yang mempunyai banyak tahi lalat peluang terkena melanoma menjadi lebih besar.
- c. Memiliki kulit putih  
Orang yang memiliki kulit putih, berambut *blond*, bermata biru atau coklat mempunyai peluang lebih besar terkena melanoma karena kulitnya lebih mudah terbakar.
- d. Mempunyai keluarga yang terkena melanoma  
Apabila ada riwayat dalam keluarga yang terkena melanoma, maka peluang terkena melanoma juga semakin besar. Sekitar 10% dari penderita melanoma terdapat anggota keluarga lain yang terkena melanoma. Peningkatan resiko ini bisa disebabkan oleh kebiasaan keluarga berjemur, atau adanya mutasi gen yang diwariskan.
- e. Sudah lanjut usia  
Melanoma biasanya ditemukan pada orang yang berusia 50 tahun ke atas, tetapi juga dapat ditemukan pada orang yang lebih muda, khususnya pada wanita. Orang yang memiliki riwayat keluarga yang menderita melanoma dapat terkena melanoma pada usia muda.

## 2. **BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY (BNCT)**

BNCT merupakan radioterapi biner pada kanker yang menggunakan kecenderungan nuklida non radioaktif, boron-10 menangkap neutron termal (energi  $< 0,1$  eV) dan menghasilkan reaksi nuklir  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ . Setelah boron-10 menangkap neutron termal, dia akan berubah menjadi boron-11 yang akan

meluruh dengan cepat ( $t \sim 10^{-12}$  sekon) menjadi boron-10 dengan produk reaksi berupa partikel alfa, rekoil litium-7, dan gamma (seperti pada persamaan 1) (Sauerwein, 2012).



Gambar 4. Reaksi Nuklir Boron-10 dan Neutron Termal dalam Jaringan Tubuh (MIT, 2008)

Produk reaksi di atas memiliki *Linear Energy Transfer* (LET) tinggi, yakni untuk partikel alfa  $150 \text{ keV}\mu\text{m}^{-1}$  dan rekoil  ${}^7\text{Li}$   $175 \text{ keV}\mu\text{m}^{-1}$  (Sauerwein, 2012). Gabungan jangkauan produk reaksi ini dalam jaringan adalah  $12 - 13 \mu\text{m}$  dan memiliki energi kinetik rata-rata  $2,33 \text{ MeV}$  (*International Atomic Energy Agency* atau IAEA, 2001).

BNCT menggabungkan prinsip kemoterapi dan radioterapi. Prinsip kemoterapi karena adanya senyawa pembawa boron-10, *Sodium Borocaptate* (BSH) atau *Boronophenylalanine* (BPA) yang dimasukkan ke tubuh pasien terlebih dahulu dan prinsip radioterapi karena pasien kemudian

diiradiasi dengan sumber neutron. Akan tetapi BNCT mempunyai keunggulan lain, yaitu senyawa boron pada konsentrasi tertentu tidak bersifat racun, interval waktu antara pemberian senyawa boron dan iradiasi neutron dapat ditentukan untuk memaksimalkan perbandingan konsentrasi boron dalam jaringan kanker dan jaringan sehat, serta hanya jaringan yang terletak di sekitar jaringan kanker yang terkena efek iradiasi neutron dan boron-10. Hal lain yang menjadi pertimbangan alasan pemilihan boron-10 adalah karena boron-10 memiliki tampang lintang serapan neutron termal yang lebih besar jika dibandingkan unsur lain pada penyusun tubuh. Berikut ini merupakan tabel perbandingan nilai tampang lintang tangkapan neutron termal pada boron-10 dan unsur lain penyusun tubuh.

Tabel 1. Perbandingan Tampang Lintang Tangkapan Neutron Termal Beberapa Unsur (Soppera *et al*, 2012; Sauerwein, 2012)

Unsur	Persen Massa (%)	Tampang Lintang (barns)
Hidrogen	10,5	32,945
Oksigen	63,5	4,4814
Nitrogen	2,5	13,481
Karbon	22,6	5,576
Kalsium	1,43	0,41
Boron-10	-	3835

Pada BNCT, ada tiga faktor penting yang harus diperhatikan agar terapi kanker dengan metode ini dapat berhasil. Faktor tersebut adalah sumber neutron yang digunakan dalam iradiasi, senyawa boron yang diberikan pada pasien, dan dosis radiasi yang diakibatkan.

#### a. Sumber Neutron

Pada BNCT, neutron dibagi menjadi tiga jenis berdasarkan energinya, yaitu neutron termal, neutron epitermal, dan neutron cepat. Neutron termal memiliki energi  $< 0,1$  eV; neutron epitermal memiliki energi antara  $0,1$  eV –  $10$  keV; dan neutron cepat memiliki energi  $> 10$  keV. Neutron yang digunakan pada terapi kanker dengan metode BNCT

adalah neutron termal dan epitermal. Neutron termal mampu menembus jaringan tubuh pada kedalaman 2 – 3 cm, sehingga cocok digunakan pada kanker kulit. Sementara neutron epitermal mampu menembus jaringan tubuh pada kedalaman 8 – 10 cm, sehingga cocok digunakan pada kanker yang letaknya lebih dalam (IAEA, 2001).

Neutron termal yang digunakan pada BNCT dapat bersumber dari reaktor, akselerator, *compact neutron generator*, atau californium-252 (Sauerwein, 2012). Hal yang perlu diperhatikan dalam penggunaan neutron termal yang berasal dari reaktor adalah adanya radiasi neutron cepat dan radiasi foton sehingga diperlukan kolimator yang mampu mereduksi radiasi yang tidak diharapkan. Oleh karena itu, *International Atomic Energy Agency* (IAEA) menetapkan standar keluaran neutron dari kolimator untuk memastikan kualitas dari desain kolimator yang sudah dibuat. Khusus pada penelitian ini, neutron termal yang digunakan berasal dari hasil reaksi fisi pada Reaktor Kartini yang telah melewati kolimator yang didesain secara konseptual. Tabel 2 menunjukkan perbandingan kriteria standar keluaran kolimator yang ditetapkan oleh IAEA dan hasil desain konseptual kolimator pada kolom termal Reaktor Kartini.

Tabel 2. Kriteria Sumber Neutron (IAEA, 2001; Fauziah, 2013)

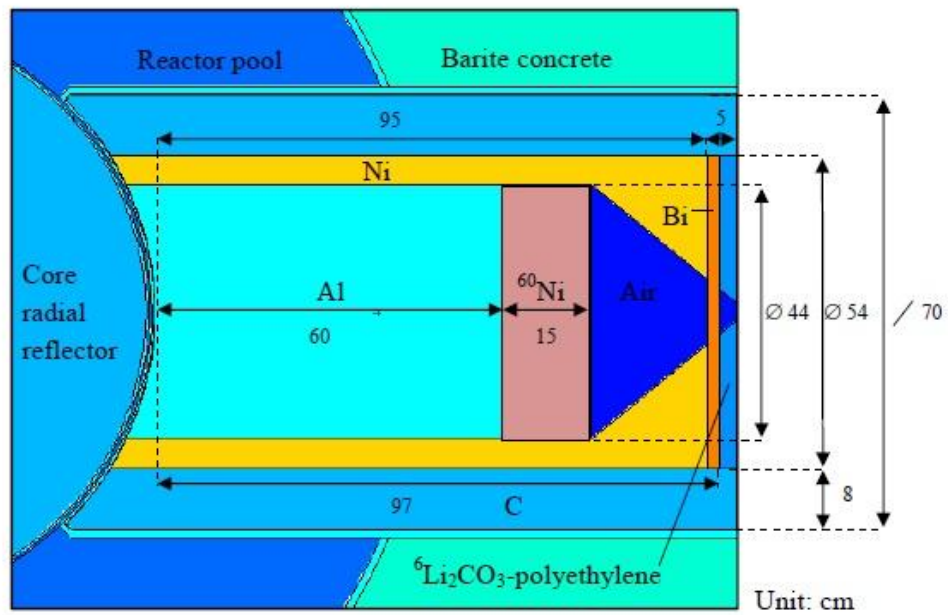
<b>Parameter</b>	<b>Notasi (satuan)</b>	<b>Rekomendasi IAEA</b>	<b>Keluaran Kolimator</b>
Fluks neutron epitermal	$\Phi_{\text{epi}} (n \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1})$	$> 1,0 \times 10^9$	$1,65 \times 10^9$
Laju dosis neutron cepat / fluks neutron epitermal	$\dot{D}_f / \Phi_{\text{epi}} (Gy \text{ cm}^2 \text{ n}^{-1})$	$< 2,0 \times 10^{-13}$	$1,59 \times 10^{-13}$
Laju dosis gamma / fluks neutron epitermal	$\dot{D}_\gamma / \Phi_{\text{epi}} (Gy \text{ cm}^2 \text{ n}^{-1})$	$< 2,0 \times 10^{-13}$	$1,16 \times 10^{-13}$
Rasio antara fluks neutron termal dan epitermal	$\Phi_{\text{th}} / \Phi_{\text{epi}}$	$< 0,05$	0,007
Rasio antara arus			

Parameter	Notasi (satuan)	Rekomendasi IAEA	Keluaran Kolimator
neutron dan fluks neutron	$I/\phi_{epi}$	< 0,7	0,72

Pada penelitian ini, sumber neutron yang digunakan merupakan neutron yang dihasilkan oleh Reaktor Kartini yang sudah melewati proses kolimasi secara simulasi. Reaktor Kartini merupakan reaktor penelitian yang berada di Pusat Penelitian Bahan Murni dan Instrumentasi (PPBMI) – BATAN Yogyakarta. Reaktor ini menggunakan atom fisil  $U^{235}$  dan neutron yang menyebabkan reaksi pembelahan adalah neutron termal. Desain Reaktor Kartini berdasarkan pada sistem reaktor kolam, yaitu reaktor dengan elemen-elemen bahan bakar dan teras berada pada dasar tangki yang berisi air. Desain tersebut dipilih karena mempunyai kelebihan yaitu sederhana, mudah dalam perawatan dan fleksibel untuk tujuan penelitian. Fasilitas iradiasi dan eksperimen yang terdapat pada Reaktor Kartini yaitu penyaluran berkas neutron; kolom termal; saluran tengah (*central timble*); fasilitas iradiasi F-1, F-2, dan F-3 yang terdapat pada reflektor; fasilitas *bulk shielding*; perangkat subkritik; dan sistem pneumatik (PSTA BATAN, 2013).

Sumber neutron yang digunakan pada penelitian ini merupakan neutron dari Reaktor Karini yang sudah melewati kolimator yang didesain secara konseptual. Berikut ini merupakan desain konseptual kolimator pada kolom termal Reaktor Kartini yang terbuat dari beberapa bahan (Fauziah, 2013), seperti ditunjukkan dalam gambar 5 dengan ukuran sebagai berikut.

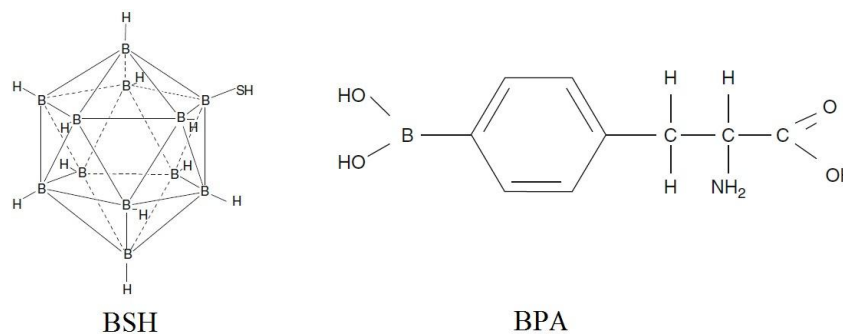
- 1) Ni, dengan ketebalan 5 cm sebagai dinding kolimator,
- 2) Al, dengan ketebalan 60 cm sebagai moderator,
- 3)  $^{60}\text{Ni}$ , dengan ketebalan 15 cm sebagai filter,
- 4) Bi, dengan ketebalan 2 cm sebagai perisai sinar gamma,
- 5) Dan  $^6\text{Li}_2\text{CO}_3$ -polietilen, dengan ketebalan 3 cm sebagai penahan radiasi neutron.



Gambar 5. Desain Konseptual Kolimator pada Kolom Termal Reaktor Kartini (Fauziah, 2013).

### b. Senyawa Boron-10

Ada dua senyawa boron yang digunakan dalam BNCT, yaitu BSH (*Sodium borocaptate*,  $\text{Na}_2^{10}\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$ ) dan BPA (*Boronophenylalanine*,  $\text{C}_9\text{H}_{12}^{10}\text{BNO}_4$ ). Kedua senyawa tersebut memiliki perbedaan pada tempat terakumulasinya. BSH akan terakumulasi pada membran sel dan BPA akan terakumulasi pada inti sel. Berikut ini merupakan struktur molekul BSH dan BPA.



Gambar 6. Struktur Molekul BSH dan BPA (Sauerwein *et al*, 2012)

Informasi tentang distribusi boron dalam jaringan kanker dan jaringan normal sangat penting. Hal ini karena iradiasi neutron pada BNCT hanya dapat dilakukan ketika jumlah boron pada jaringan kanker lebih banyak jika dibandingkan dengan jumlah pada jaringan normal/sehat. Senyawa boron yang sudah digunakan dalam pengujian klinis adalah BPA. Konsentrasi BPA dalam sel kanker melanoma terbukti lebih tinggi, yakni sekitar 1,6 kali lebih tinggi dibandingkan pada sel melanosit normal. Selain itu, konsentrasi boron-10 pada sel kanker meningkat pada menit ke 90 dan maksimal pada menit ke 150 setelah diinjeksi pada tubuh (Flores *et al*, 2012).

Jumlah senyawa boron yang dimasukkan ke dalam tubuh pasien akan berpengaruh pada waktu iradiasi yang dibutuhkan. Semakin banyak senyawa boron yang dimasukkan ke dalam tubuh pasien, maka semakin singkat waktu iradiasi yang dibutuhkan, begitu pula sebaliknya. Semakin sedikit senyawa boron yang dimasukkan ke dalam tubuh pasien, maka semakin lama waktu iradiasi yang dibutuhkan. Akan tetapi ada hal lain yang harus diperhatikan, yaitu sifat toksik dari senyawa boron. Senyawa boron memiliki sifat toksik di dalam tubuh pada konsentrasi tertentu. Berdasarkan uji klinis yang telah dilakukan, boron tidak bersifat toksik pada konsentrasi 3000 – 6000 mg pada anak – anak dan 15.000 – 20.000 mg pada dewasa. Senyawa boron yang disuntikkan ke dalam tubuh pasien adalah kurang dari 900 mg/kg berat badan pasien, dengan konsentrasi boron-10 di jaringan kanker sebanyak 10 – 35  $\mu\text{g}$  boron/g jaringan kanker (Berlianti, 2013).

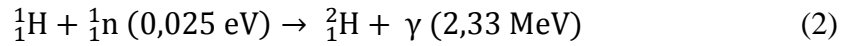
### c. **Komponen Dosis pada BNCT**

Pada BNCT, ada empat komponen dosis berikut yang harus diperhatikan.

#### 1) Dosis Gamma ( $D_\gamma$ )

Dosis gamma pada komponen dosis BNCT berasal dari reaksi antara hidrogen-1 pada jaringan tubuh dengan neutron termal. Reaksi tersebut menghasilkan partikel gamma dan hidrogen-2. Hidrogen-2 yang

dihasilkan merupakan atom yang tereksitasi, sehingga tidak memiliki waktu paro. Gamma yang dihasilkan memiliki energi 2,33 MeV. Berikut ini merupakan persamaan reaksi antara hidrogen-1 dan neutron termal (IAEA, 2001; Sauerwein, 2012).

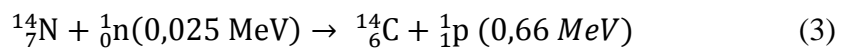


2) Dosis Hamburan Neutron ( $D_n$ )

Neutron yang dihasilkan oleh reaktor tidak hanya neutron termal, tapi juga neutron cepat. Interaksi antara neutron dengan materi dapat menghasilkan rekoil dan radiasi foton. Interaksi yang akan terjadi adalah reaksi hamburan neutron. Hal tersebut ditandai dengan adanya nilai koefisien tampang lintang hamburan unsur pada jaringan tubuh (IAEA, 2001; Sauerwein, 2012).

3) Dosis Proton ( $D_p$ )

Dosis proton pada komponen dosis BNCT berasal dari hasil reaksi antara neutron termal dan unsur nitrogen dalam tubuh. Reaksi tersebut akan menghasilkan rekoil karbon dan proton yang memiliki energi 0,66 MeV (IAEA, 2001; Sauerwein, 2012). Berikut ini merupakan persamaan reaksi antara neutron termal dan nitrogen.



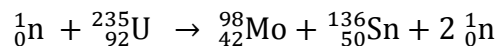
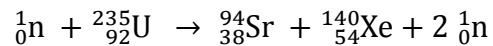
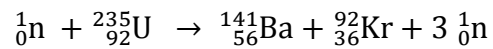
4) Dosis Boron ( $D_B$ )

Dosis boron berasal dari hasil interaksi antara neutron termal dengan senyawa boron yang diinjeksikan pada jaringan kanker. Reaksi antara boron dengan neutron termal dapat dilihat pada persamaan 1. Reaksi antara neutron termal dan boron-10 pada jaringan memiliki peluang tertinggi karena boron mempunyai tampang lintang tangkapan neutron termal yang tinggi jika dibandingkan dengan unsur lain, yaitu 3835 barn.

### 3. REAKTOR KARTINI

Reaktor Kartini (Reaktor TRIGA MARK-II), yang berada di Pusat Penelitian Bahan Murni dan Instrumentasi (PPBMI)-BATAN Yogyakarta, merupakan salah satu dari tiga reaktor nuklir yang berada di Indonesia. Dua reaktor yang lain, Reaktor Training Research dan Isotopes Production General Atomic (TRIGA) 2000 dioperasikan di Bandung dan Reaktor Serba Guna-G.A. Siwabessy dioperasikan di Serpong. Reaktor Kartini merupakan satu-satunya reaktor yang dapat digunakan untuk fasilitas BNCT di Indonesia.

Reaktor adalah suatu tempat di mana reaksi inti berantai dapat terjadi secara terus-menerus dan terkendali. Reaksi inti berantai yang dimaksud di sini adalah reaksi pembelahan atom fisil yang disebabkan oleh tangkapan neutron ( ${}_0^1n$ ). Atom fisil yang digunakan pada Reaktor Kartini adalah  $U^{235}$  sedangkan neutron yang menyebabkan reaksi pembelahan adalah neutron termal. Persamaan reaksi pembelahan dalam hal ini adalah (PSTA BATAN, 2013):



Reaktor Kartini tersusun atas beberapa bagian yaitu:

- a. Tangki Reaktor
- b. Teras Reaktor
- c. System Sampling
- d. Sistem Instrumentasi

Fasilitas irradiasi dan eksperimen yang terdapat pada Reaktor Kartini antara lain (PSTA BATAN, 2013):

- a. Penyaluran Berkas Neutron

Fasilitas ini dipergunakan untuk keperluan irradiasi sampel dengan ukuran yang agak besar (berdiameter 15, 2) serta untuk menyediakan berkas neutron untuk berbagai keperluan eksperimen.

Penyalur berkas neutron ini terdiri dari:

- 1) Dua penyalur berkas neutron radial
- 2) Satu penyalur berkas neutron radial tembus
- 3) Penyalur berkas neutron singgung

b. Kolom Termal

Dipergunakan untuk keperluan irradiasi dengan neutron termal. Kolom ini terdiri dari grafit berukuran 1,2 m x 1,2 m dan panjangnya 1,6 m yang dilapis dengan boron dan aluminium. Kolom ini memanjang dari sisi luar reflektor ke permukaan sebelah dalam pintu penutup.

c. Saluran Tengah (*Central Timble*)

Saluran tengah ini didesain untuk keperluan irradiasi atau eksperimen dengan fluks maksimum. Saluran ini berupa tabung berdiameter 3,48 cm dan panjang 6 m yang miring dari atas sampai ke penyangga teras melalui pusat teras.

d. Fasilitas Iradiasi: F1, F-2 dan F-3 yang terdapat di atas reflektor.

e. Fasilitas *Bulk Shielding*

*Bulk Shielding* berupa bak air berukuran panjang 265 cm lebar 240 cm dan tinggi 380 cm, yang dihubungkan dengan kolom termalisasi. Kolom termalisasi mirip dengan kolom termal, hanya ukurannya lebih kecil. Fasilitas ini digunakan untuk eksperimen perisai, dan juga untuk menyimpan sementara bahan bakar bekas.

f. Perangkat Subkritik

Perangkat subkritik merupakan reaktor kecil, di mana reaksi inti berantai hanya berlangsung selama ada sumber neutron tetap dari luar reaktor tersebut. Untuk mendapatkan sumber neutron tetap tersebut, reaktor subkritik dikopelkan dengan Reaktor Kartini, melalui penyalur berkas neutron radial. Bahan bakar yang digunakan dalam perangkat ini adalah uranium alam (kadar  $U^{235} = 7\%$ ) dengan sebagai moderator digunakan air. Fasilitas ini berfungsi untuk keperluan studi parameter-parameter statis reaktor dari sistem konfigurasi uranium-air.

g. Sistem Transfer Pneumatik

Sistem ini berfungsi untuk memasukkan dan mengeluarkan sampel dari dalam teras secara cepat. Sampel ditempatkan di dalam wadah (*rabbit*) dengan diameter  $\pm 2,5$  cm, bergerak di dalam pipa. Gerakan *rabbit* didasarkan adanya perbedaan tekanan di dalam pipa, melalui blower. Udara dari sistem pneunematik dikeluarkan melalui filter.

Tabel 3. Ringkasan Data Reaktor Kartini (PSTA BATAN, 2013)

<b>Reaktor</b>	
Tipe	: Kolam
Bahan bakar	: U Zr H, 20% U-235
Moderator dan pendingin	: Air Murni
Daya	: 50 Kwatt
Fluks termal rata-rata	: $1,2 \times 10^{13}$ n/cm <sup>2</sup> det
Fluks cepat rata-rata	: $2,5 \times 10^{12}$ n/cm <sup>2</sup> det
<b>Elemen Bakar</b>	
Tipe	: Standar TIRIGA 102 DAN 104
Panjang Total	: 72,5 cm
Diameter Luar	: 3,7 cm
Panjang Aktif	: 35,6 cm
Diamter LuarAktif	: 3,56 cm
Komposisi bahan Bakar	: U Zr H
Berat U235 tiap elemen	: 37 g
Kandungan U235	: 20 %
Kelongsong	: Aluminium atau stinless steeltipe 304
Tebal Kelongsong	: 0,7 mm
<b>Teras</b>	
Bentuk	: Silinder diameter 45 cm
Tinggi	: 72 cm

Massa kritis	: 2484 gram (U235)
Massa beban penuh	: 2675 gram (U235)
Jumlah bahan bakar	: 75 buah
Jumlah batang terkendali	: 3 buah
Kecepatan naik batang kendali	: 51 cm/menit
Reaktivitas lebih	: 2,7 \$
Perisai	: beton barit dan air
<b>Batang kendali</b>	
<b>1. Batang Pengaman</b>	Diameter luar : 2,5 cm Panjang total : 51 cm Bahan penyerap : serbuk boron karbida (B4C) Nilai reaktivitas : 2,535 \$
<b>2. Batang Kompensasi</b>	Diameter luar : 2,5 cm Panjang total : 51 cm Bahan penyerap : serbuk boron karbida (B4C) Nilai reaktivitas : 2,6307 \$
<b>3. Batang Pengatur</b>	Diameter luar : 2,5 cm Panjang total : 51 cm Bahan penyerap : serbuk boron karbida (B4C) Nilai reaktivitas : 1,882 \$
<b>Fasilitas Eksprimen</b>	
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Tabung berkas neutron <ol style="list-style-type: none"> <li>a. Tabung berkas radial tembus 1 buah</li> <li>b. Tabung berkas radial 2 buah</li> <li>c. Tabung berkas tangensial 1 buah</li> </ol> </li> <li>2. Saluran tengah 1 buah</li> </ol>	

3. Fasilitas irradiasi di teras 3 buah
4. Fasilitas transfer pneumatik 1 buah

Reaktor Kartini sebagai sumber radiasi neutron yang digunakan untuk iradiasi pasien kanker kulit melanoma tidak hanya menghasilkan neutron termal dan epitermal saja tetapi juga menghasilkan neutron cepat. Dalam neutron cepat, ada berkas radiasi lain yang tidak diinginkan karena karakternya, seperti proton dengan LET tinggi dan radikal bebas (IAEA, 2001; Sauwerwein, 2012). Hal tersebut mengakibatkan dibutuhkan adanya faktor bobot atau faktor kualitas radiasi, sehingga dosis total yang akan diterima oleh organ tubuh adalah :

$$D_T = w_\gamma D_\gamma + w_n D_n + w_p D_p + w_B D_B \quad (5)$$

dengan  $D_T$ ,  $D_\gamma$ ,  $D_n$ ,  $D_p$ , dan  $D_B$  merupakan dosis yang diterima oleh organ; sementara  $w_\gamma$ ,  $w_n$ ,  $w_p$ , dan  $w_B$  merupakan faktor kualitas radiasi atau faktor bobot (IAEA, 2001; Sauwerwein, 2012).

#### 4. DOSIMETRI RADIASI

Radiasi tidak dapat dilihat, dirasa atau diketahui oleh tubuh. Paparan radiasi yang berlebih dapat menimbulkan efek yang merugikan. Pemanfaatan berbagai sumber radiasi harus dilakukan secara cermat dan memperhatikan prosedur standar proteksi dan keselamatan radiasi untuk menghindari terjadinya paparan radiasi yang tidak diinginkan. Prosedur proteksi bertujuan untuk mencegah terjadinya efek deterministik pada individu dengan dengan mempertahankan dosis di bawah ambang dan untuk memperkecil resiko terjadinya efek stokastik pada populasi di masa kini dan masa mendatang (BAPETEN, 2005).

Dosimetri radiasi adalah ilmu yang mempelajari tentang besaran dan satuan radiasi. Besaran radiasi antara lain paparan, dosis serap, dan dosis ekuivalen. Paparan (*exposure*) adalah kemampuan radiasi sinar-X atau gamma untuk menimbulkan ionisasi di udara dalam volume tertentu. Satu satuan paparan didefinisikan sebagai jumlah radiasi sinar-X atau

gamma di udara dan menghasilkan ion-ion yang membawa muatan sebesar 1 coulomb muatan, dengan tanda apapun, per kilogram udara. Besaran paparan disimbolkan dengan huruf X (Attix, 1986)

$$1 \text{ satuan } X = \frac{1 \text{ C}}{\text{kg udara}}$$

Secara matematis, paparan dapat ditulis sebagai :

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (6)$$

dengan X adalah paparan radiasi, dQ adalah jumlah mutan pasangan ion yang terbentuk dalam suatu elemen udara bermassa dm. Satuan paparan pada sistem satuan internasional adalah coulomb/kilogram (C/kg). Sementara pada sistem CGS digunakan satuan Roentgen (R) (BAPETEN, 2015).

Berbicara tentang radiasi tidak terbatas hanya pada interaksi sinar-X atau gamma di udara saja akan tetapi juga pada materi lain. Hal tersebut mengakibatkan dibutuhkan besaran lain yang mampu mendefinisikan efek radiasi pada materi atau bahan lainnya. Berdasarkan hal tersebut muncullah besaran dosis serap untuk menghitung interaksi radiasi dengan bahan lain. Dosis serap adalah energi rata-rata yang diberikan oleh radiasi pengion sebesar dE kepada bahan yang dilaluinya dengan massa dm. Secara matematis dapat ditulis (Attix, 1986):

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (7)$$

D adalah dosis serap, dengan satuan Gray (1 Gy = 1 J/kg) atau 1 Gy = 100 rad atau 1 X = 34 Gy. Besaran dosis serap ini berlaku untuk semua jenis radiasi dan semua jenis bahan yang dikenainya, namun bila menyangkut akibat paparan terhadap makhluk hidup, maka informasi yang diperoleh tidak cukup (BAPETEN, 2015).

Jika dosis serap dihubungkan dengan waktu maka akan menghasilkan besaran lain, yaitu laju dosis serap. Laju dosis serap mempunyai satuan Joule/kg jam atau gray/jam. Berikut ini merupakan persamaan laju dosis serap (Attix, 1986).

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (8)$$

$$\dot{D} = \frac{d}{dt} \left( \frac{dE}{dm} \right) \quad (9)$$

Interaksi radiasi dengan materi diawali dengan terjadinya interaksi fisik yaitu terjadinya proses eksitasi dan/ atau ionisasi, yang terjadi dalam waktu  $10^{-15}$  detik setelah paparan radiasi. Dalam bidang keselamatan manusia, efek radiasi yang ditimbulkan oleh bermacam-macam radiasi terhadap organ tubuh manusia tidak sama walaupun dosis serapnya sama. Hal ini disebabkan efek biologi tergantung pada macam dan kualitas radiasi, sehingga diperlukan besaran lain yaitu dosis ekuivalen dan diberi simbol  $H$  (BAPETEN, 2015).

$$H = D Q N \quad (10)$$

dengan  $D$  adalah dosis serap (Gy),  $Q$  adalah faktor kualitas dan  $N$  adalah faktor modifikasi, misalnya pengaruh laju dosis, distribusi zat radioaktif dalam tubuh. Untuk keperluan proteksi radiasi nilai faktor  $N$  selalu dianggap  $N=1$ . Dosis ekuivalen memiliki satuan Sievert (Sv).

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J.kg}^{-1} = 100 \text{ rem}$$

Besaran yang merupakan kuantisasi radiasi untuk menimbulkan kerusakan pada jaringan/organ dinamakan faktor bobot radiasi ( $W_r$ ) atau faktor kualitas. Faktor bobot merupakan sebuah nilai yang diaplikasikan untuk membedakan pengaruh berbagai jenis radiasi terhadap suatu organ tubuh manusia. Hubungan antara dosis ekuivalen dan faktor bobot dapat dilihat pada persamaan berikut:

$$H = \sum(D \times W_r) \quad (11)$$

Nilai faktor bobot biasanya disebut juga nilai *Relative Biological Effectiveness* (RBE) yang merupakan rasio dari dosis referensi (sinar X tegangan 250 kV) terhadap energi radiasi yang diberikan. Faktor bobot ditunjukkan pada Tabel 4.

Tabel 4. Faktor Bobot Radiasi (BAPETEN, 2015)

<b>Tipe radiasi</b>	<b>Faktor bobot radiasi</b>
Sinar X dan gamma, semua energi	1
Elektron dan positron, semua energi	1
Neutron dengan energi: <10 keV	5
10 keV – 100 keV	10
>100 keV – 2 MeV	20
2 MeV – 20 MeV	10
>20 MeV	5
Proton, selain proton rekoil, dengan energi >2 MeV	2 – 5
Partikel alfa, fragmen isi, dan partikel berat	20

Selain itu, masing-masing jaringan tubuh manusia mempunyai kepekaan yang berbeda satu sama lain. Oleh karenanya, dosis masing-masing organ di bobot dengan faktor bobot organ ( $W_t$ ) yang menunjukkan tingkat kepekaan organ terhadap dosis radiasi. Dosis ekuivalen yang telah dibobot dengan faktor bobot organ disebut dosis efektif ( $E_\tau$ ) yang memiliki satuan sievert (Sv).

$$E_\tau = \sum(W_T H) \quad (12)$$

$$E_\tau = \sum(W_T W_r D) \quad (13)$$

Nilai faktor bobot organ dapat dilihat di Tabel 4.

Tabel 5. Faktor Bobot Organ (BAPETEN, 2015)

<b>Organ atau Jaringan Tubuh</b>	<b>Faktor bobot Organ</b>
Gonad	0,20
Dada	0,15
Sum-sum tulang	0,12
Colon	0,12
Lambung	0,12
Paru-paru	0,12
Ginjal	0,05
Payudara	0,05

<b>Organ atau Jaringan Tubuh</b>	<b>Faktor bobot Organ</b>
Liver	0,05
Oesophagus	0,05
Kelenjar gondok (tiroid)	0,05
Kulit	0,01
Permukaan tulang	0,01
Organ atau jaringan tubuh lainnya	0,05

## 5. INTERAKSI RADIASI DENGAN MATERI

Radiasi yang diterima oleh tubuh manusia dapat berasal dari sumber eksternal maupun internal. Sumber eksternal adalah sumber radiasi yang berada di luar tubuh manusia. Sedang sumber internal adalah sumber radiasi yang berada di dalam tubuh manusia. Radiasi eksternal dapat berasal dari sinar kosmis dari alam semesta, atau dari sumber radiasi buatan, seperti: pesawat sinar-X, akselerator, dan reaktor nuklir. Sementara sumber radiasi internal berupa unsur-unsur radioaktif yang masuk dan terikat oleh organ tertentu di dalam tubuh. Terikatnya unsur radioaktif oleh organ tubuh disebabkan unsur radioaktif tersebut memiliki sifat kimia yang sama dengan unsurnya yang stabil. Karena sifat kimianya sama, maka organ tubuh tidak mampu membedakan antara unsur radioaktif dan unsur stabil. Beberapa unsur radioaktif alam yang dapat berperan sebagai sumber radiasi internal, antara lain:  $^3\text{H}$  (tritium),  $^7\text{Be}$  (berilium),  $^{14}\text{C}$  (karbon),  $^{238}\text{U}$  (uranium), dan  $^{40}\text{K}$  (kalium) (Wiyatmo, 2009; Akhadi, 2000; Wiryosimin, 1995).

Sumber radioaktif di atas memancarkan radiasi nuklir yang meliputi radiasi partikel bermuatan, radiasi elektron dan positron, radiasi elektromagnetik, dan radiasi neutron. Radiasi elektromagnetik termasuk radiasi pengion apabila energinya cukup tinggi, misalnya sinar-X atau sinar gamma. Setiap radiasi elektromagnetik mempunyai partikel pembawa paket energi yang disebut foton. Foton yang termasuk radiasi pengion dikelompokkan menurut asal mula terbentuknya menjadi tiga kelompok. Pertama, sinar gamma, yakni foton yang dipancarkan dari inti

atom yang mengalami perubahan spontan, atau foton yang terjadi ketika dua partikel, proton, dan positron bergabung. Kedua, bremsstrahlung atau sinar-X nirfarik yang terbentuk akibat dipercepatnya elektron ketika melintasi bahan. Ketiga, sinar-X karakteristik yang dipancarkan ketika terjadi transisi elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi ke tingkat energi yang lebih rendah. Berkas foton-foton tersebut apabila melintasi bahan pengurangan jumlah energinya yang bersifat eksponen. Hal ini terjadi karena foton apabila berinteraksi bahan maka akan memindahkan seluruh energinya, sehingga foton hilang dari berkas. Sebaliknya foton yang tidak sempat mengalami interaksi tetap dalam berkas dan keluar menembus lapisan bahan dengan energi yang tidak berubah (Wiyatmo, 2009; Akhadi, 2000; Wiryosimin, 1995).

Sinar gamma merupakan radiasi pengion meskipun ionisasi yang dihasilkan sebagian besar melalui proses ionisasi sekunder. Artinya sinar gamma hanya menghasilkan beberapa pasang ion primer saja yang terbentuk saat berinteraksi dengan materi. Ion-ion primer itu selanjutnya melakukan proses ionisasi sekunder sehingga diperoleh pasangan ion yang lebih banyak dibandingkan yang terbentuk pada proses ionisasi primer. Karena tidak bermuatan, sinar gamma tidak kehilangan energinya melalui interaksi coulomb dengan elektron suatu atom atau partikel bermuatan. Sinar ini hanya akan kehilangan energinya saat berinteraksi dengan materi melalui tiga jenis interaksi yaitu efek fotolistrik, hamburan compton, dan produksi pasangan. Efek fotolistrik menyebabkan energi foton terserap seluruhnya oleh elektron orbital yang terikat kuat oleh suatu atom. Energi foton yang ditransfer, digunakan oleh elektron untuk melepaskan diri dari orbitnya dan sisanya digunakan untuk bergerak sebagai energi kinetik. Peristiwa ini terutama terjadi pada rentang energi foton antara 0,01 MeV hingga 0,5 MeV dan umumnya terjadi pada materi dengan Z yang besar, seperti tembaga ( $Z=29$ ) (Wiryosimin, 1995).

Interaksi gelombang elektromagnetik dengan materi yang mengakibatkan hamburan compton terjadi apabila foton berinteraksi

dengan elektron bebas atau elektron yang tidak terikat kuat oleh inti, yaitu elektron terluar atom. Energi foton yang berinteraksi tidak diserap seluruhnya oleh elektron sehingga dihasilkan foton hamburan dengan energi lebih rendah dari foton mula-mula dan terhambur dengan sudut tertentu, sedangkan elektron akan terlepas dari orbitnya dan bergerak dengan energi tertentu. Kemungkinan terjadinya hamburan Compton berkurang bila  $Z$  bertambah. Sementara itu, produksi pasangan terjadi karena adanya interaksi antara foton dengan medan listrik dalam inti atom berat. Jika interaksi terjadi, maka foton akan lenyap dan berubah menjadi pasangan elektron-positron. Karena massa diam elektron ekuivalen dengan energi 0,511 MeV, maka produksi pasangan hanya akan terjadi jika energi foton lebih dari atau sama dengan 1,02 MeV. Keduanya akan kehilangan energi melalui ionisasi atom bahan dan positron-elektron akan bergabung kembali (anihilasi) menghasilkan foton (Fauziah, 2013)

Pada interaksi partikel bermuatan dengan bahan, apabila sebuah partikel bermuatan yang melewati atom netral, akan memiliki interaksi utama dengan elektron atom melalui gaya Coulomb. Partikel bermuatan, karena selalu dikelilingi oleh medan listrik Coulomb, hampir selalu mengalami interaksi dengan satu atau lebih elektron, atau dengan inti atom yang dilintasinya. Hampir pada setiap interaksi, partikel bermuatan kehilangan sebagian kecil energi kinetiknya secara berangsur-angsur. Partikel bermuatan yang bergerak dalam bahan akan berinteraksi dengan tiga cara, yaitu tumbukan dengan atom secara keseluruhan, tumbukan dengan elektron, dan tumbukan dengan inti dengan memancarkan foton (Wirjosimin, 1995).

Pada interaksi elektron dengan bahan/materi, jika sebuah elektron bergerak dalam suatu medium maka akan kehilangan energi kinetik disebabkan oleh dua hal, yakni ionisasi, apabila energi elektron rendah; dan radiasi/bremsstrahlung, apabila energi elektron tinggi. Proses ionisasi terjadi seperti halnya pada partikel berat bermuatan, yaitu tumbukan inelastik antara elektron datang dengan elektron atom medium.

Kehilangan energi elektron karena radiasi hanya terjadi jika energi elektron datang tinggi ( $\frac{E_e}{m_e c^2} > 1$ ). Hal itu terjadi karena elektron dipercepat sehingga memancarkan radiasi gelombang elektromagnetik (Wiyatmo, 2009).

Pada interaksi positron dengan materi, kehilangan energi positron saat melewati materi, sebagaimana elektron terjadi melalui ionisasi dan bremstrahlung. Sebagai tambahan, positron dapat menganihilasi elektron melalui proses kebalikan dari bentukan pasangan. Kebolehjadian anihilasi terbesar terjadi untuk positron-positron dengan energi sangat rendah. Jika positron melakukan proses anihilasi dengan sebuah elektron bebas, maka hukum kekekalan momentum linier bahwa setidaknya harus terpancar dua sinar gamma yang masing-masing memiliki energi  $m_0 c^2 = 0,511$  MeV. Radiasi ini dikenal sebagai radiasi anihilasi (Wiyatmo, 2009).

Pada interaksi neutron dengan materi, karena neutron tidak bermuatan dan mempunyai jangkauan sangat panjang, maka reaksi utama yang dianggap penting adalah hamburan elastik dan penangkapan neutron yang diikuti dengan pemancaran foton atau partikel lain. Seperti pada percobaan pengurangan berkas foton, ternyata neutron juga mengalami pengurangan secara eksponen. Kemampuan bahan penyerap mengurangi jumlah neutron datang digunakan penampang interaksi mikro ( $\sigma$ ). Hasil kali  $\sigma N$  (dengan  $N$  adalah jumlah atom per  $m^3$  bahan penyerap) disebut penampang interaksi makro ( $\Sigma$ ). Pengurangan berkas neutron dari berkas primer diperkirakan menggunakan persamaan (Wiryoimin, 1995):

$$I_{(x)} = I_{(0)} e^{-\sigma N x} \quad (14)$$

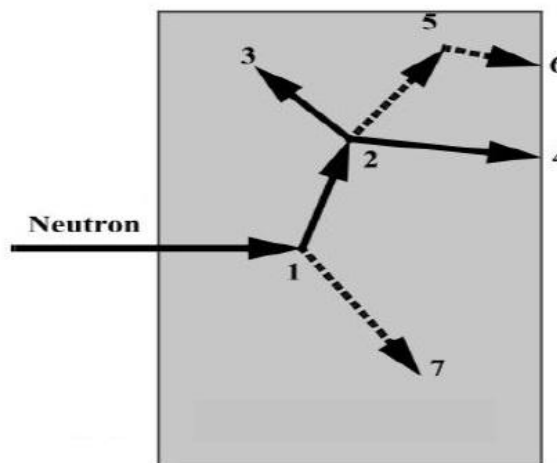
Saat neutron menumbuk sebuah inti, ada dua kemungkinan kejadian, yaitu terhambur (*scattered*) atau terserap (*absorbed*). Hubungan antara penampang lintang total ( $\sigma_t$ ), terhambur ( $\sigma_s$ ), dan terserap ( $\sigma_a$ ) dapat dilihat pada persamaan berikut:

$$\sigma_t = \sigma_s + \sigma_a \quad (15)$$

## 6. MONTE CARLO N-PARTICLE TRANSPORT CODE (MCNP)

*Monte Carlo N-Particle* (MCNP) merupakan sebuah *software* analisa transpor partikel dan transfer radiasi menggunakan metode stokastik yang disebut Monte Carlo. Software ini dikembangkan oleh *Los Alamos National Laboratory*. Beberapa fenomena transport yang dapat disimulasikan meliputi neutron, foton, elektron, dan gabungannya. Rentang energi neutron yang mampu dihitung MCNP adalah antara  $10^{-11}$  MeV hingga 20 MeV untuk semua isotop dan lebih dari 150 MeV untuk beberapa isotop. Sementara rentang energi foton yang mampu dihitung adalah antara 1 keV hingga 1 GeV. Software MCNP terus dikembangkan sejak pertama diciptakan tahun 1940. Versi terbaru yang diciptakan yaitu Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX). Versi ini juga terus dikembangkan dari mulai diciptakan tahun 1994 hingga sekarang. MCNPX 2.6.0 adalah *computer code* terakhir yang dirilis oleh *Radiation Safety Information Computational Center* (RRSIC).

MCNPX mendapatkan hasil perhitungannya dengan cara simulasi setiap partikel dan merekam beberapa aspek (*tally*) dari setiap partikel yang disimulasikan. Pengambilan sampel statistik pada MCNPX didasarkan pada pemilihan nomor secara acak. Pada sampel transport partikel, peluang distribusi secara acak menggunakan data transport partikel untuk menentukan setiap tahap dari interaksi partikel.



Gambar 7. Jejak Acak dari Interaksi Neutron dengan Materi (Booth, 2003)

Gambar 7 menunjukkan jejak dari interaksi neutron pada material yang berbentuk lempengan yang mengalami reaksi fisi. Kejadian pertama ditentukan secara acak untuk menentukan dimana interaksi terjadi. Pada tahap ini, tumbukan neutron terjadi pada nomor 1. Neutron terhambur seperti gambar di atas yang arah hamburannya dipilih secara acak sesuai dengan distribusi hamburan fisinya. Dalam peristiwa ini dihasilkan foton yang disimpan sementara waktu yang nantinya akan dianalisis. Pada nomor 2 terjadi reaksi fisi sehingga neutron yang datang akan terpecah menjadi dua neutron baru yang arahnya berbeda antara satu dengan yang lain. Salah satu neutron dan foton akan disimpan, yang selanjutnya akan dianalisis. Neutron pertama ditangkap pada nomor 3 dan berakhir disini. Neutron lainnya keluar dari lempengan pada nomor 4 setelah disampling secara acak, sedangkan foton dari hasil fisi mengalami interaksi kejadian pada nomor 5 dan keluar dari lempengan pada nomor kejadian 6. Sisa foton yang tergenerasi pada insiden pertama terserap pada kejadian nomor 7. Partikel yang dianalisa oleh MCNPX adalah partikel yang terbentuk terakhir (Booth, 2003).

MCNPX menggunakan energi nuklir kontinu dan data nuklida. Sumber utama dari data nuklir adalah data evaluasi dari sistem ENDF (*Evaluated Nuclear Data File*), ACTI (*Advanced Computational Technology Initiative*), EPDL (*Evaluated Data Photon Library*), ACTL (*The Activation Library*) kumpulan dari Livermore, dan evaluasi dari *Nuclear Physics* (T-16) Group 6, 7, 8 Los Alamos. MCNPX memiliki kemampuan yang memperbolehkan pengguna untuk menentukan spesifikasi dari kondisi sumber tanpa harus membuat modifikasi pada keseluruhan kode. Pengguna MCNPX dapat membuat file input untuk diolah berdasarkan perhitungan yang diinginkan. File input ini terdiri dari spesifikasi geometri, deskripsi material, lokasi dari sumber neutron, dan tipe *tally* yang diinginkan. *Tally* menunjukkan informasi yang ingin dikumpulkan oleh pengguna. *Tally* MCNPX dinormalisasikan per partikel awal, kecuali pada beberapa kasus khusus yang memiliki sumber kritis. Berikut ini merupakan *tally* yang disediakan MCNPX (Booth, 2003; Muslih, 2014).

Tabel 6. Jenis *Tally* pada MCNPX (Booth, 2003; Muslih, 2014)

<i>Tally</i>	Mode Partikel	Deskripsi	Satuan
F1	:N, :P, :E	Arus yang melewati <i>surface</i>	Partikel
F2	:N, :P, :E	Fluks rerata yang melewati <i>surface</i>	Partikel/cm <sup>2</sup>
F4	:N, :P, :E	Fluks rerata yang melewati <i>cell</i>	Partikel/cm <sup>2</sup>
F6	:N, :P, :N,P	Energi deposisi rerata yang melewati <i>cell</i>	MeV/g
F8	:N, :P, :E, :P,E	Distribusi pulsa energi pada detektor	Pulsa

## B. PENELITIAN YANG RELEVAN

Beberapa hasil penelitian terdahulu yang ada kaitannya dengan penelitian ini adalah:

1. Nina Fauziah (2013) dalam penelitiannya yang berjudul “*Desain Konseptual Kolimator Neutron di Kolom Termal Reaktor Riset Kartini untuk Boron Neutron Capture Therapy*”. Penelitian ini menghasilkan desain kolimator untuk BNCT pada kolom termal Reaktor Kartini dengan simulasi MCNP5 dengan mendefinisikan geometri Reaktor Kartini untuk mencari fluks neutron epitermal yang dihasilkan setelah melewati kolimator. Berdasarkan hasil penelitian ini, dengan menggunakan 5 cm nikel murni sebagai dinding kolimator, 60 cm aluminium sebagai moderator, 15 cm <sup>60</sup>Ni sebagai filter, 2 cm bismut sebagai perisai sinar gamma, 3 cm <sup>6</sup>Li<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>-polietilen sebagai penahan radiasi neutron dengan variasi bukaan sebesar 1 – 5 cm dihasilkan fluks neutron epitermal maksimum sebesar  $7,65 \times 10^8 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ , rasio neutron termal dan epitermal sebesar 0,008. Dan pada saat bagian kolimator yang tersisa tetap berisi grafit, maka fluks neutron epitermal menjadi  $1,68 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ .
2. Dwi Berlianti Siwi (2013) dalam penelitiannya yang berjudul “*Analisis Dosis Organ Kritis pada Terapi Glioblastoma dengan Boron Neutron Capture Therapy Menggunakan Simulasi MCNP5*”. Penelitian ini menggunakan dasar simulasi dengan menggunakan program MCNP5. Dengan mendefinisikan geometri dan komponen penyusun otak sebagai

objek yang diteliti dan sumber radiasi yang digunakan, MCNP mampu mensimulasikan interaksi neutron yang terjadi di otak. Keluaran yang didapatkan dari simulasi MCNP adalah fluks neutron, dosis hamburan neutron dan dosis foton yang keluar dari kolimator. Fluks neutron keluaran MCNP inilah yang kemudian digunakan untuk menghitung dosis yang berasal dari interaksi neutron dengan material di jaringan.

Berdasar hasil perhitungan pada penelitian ini, konsentrasi boron di dalam tumor yang paling baik adalah 25-35 $\mu$ /g tumor dengan menggunakan arah penyinaran superior dan anteroposterior. Arah penyinaran lateral untuk kasus ini tidak dapat digunakan karena jarak sumber dengan jaringan tumor terlalu jauh. Dengan arah penyinaran dan konsentrasi yang sesuai tersebut, dosis yang diterima kulit kurang dari 3Gy. Jarak sumber radiasi dengan tumor harus dibuat seminimal mungkin. Hal ini dikarenakan fluks neutron optimal pada kedalaman 2,4 cm. Waktu iradiasi yang dibutuhkan adalah 3,5517 jam (10 $\mu$ g boron/g tumor); 3,1690 jam (15  $\mu$ g boron/g tumor); 2,8625 jam (20  $\mu$ g boron/g tumor); 2,60992 jam (25  $\mu$ g boron/g tumor); 2,40328 jam (30  $\mu$ g boron/g tumor); 2,403288 jam (35  $\mu$ g boron/g tumor).

3. Irhas (2014) dalam penelitiannya yang berjudul "*Dosimetri Boron Neutron Capture Therapy Pada Kanker Hati (Hepatocellular Carcinoma) Menggunakan MCNP-code dengan Sumber Neutron Kolom Termal Reaktor Kartini*". Dalam penelitian tersebut, digunakan tujuh variasi konsentrasi boron (20; 25; 30; 35; 40; 45; 47)  $\mu$ g/g. Variasi konsentrasi boron menghasilkan laju dosis masing-masing sebesar (0,059; 0,072; 0,084; 0,098; 0,108; 0,12; 0,0125) Gy/detik. Waktu iradiasi yang dibutuhkan untuk masing-masing konsentrasi adalah 14 menit 1 detik; 11 menit 36 detik; 9 menit 53 detik; 8 menit 30 detik; 7 menit 41 detik; 6 menit 54 detik; 6 menit 38 detik. Waktu iradiasi untuk jaringan kanker semakin singkat saat penggunaan konsentrasi boron jaringan semakin tinggi.

4. Ahdika Setiyadi (2015) dalam penelitiannya yang berjudul “Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada kanker kulit (melanoma Maligna) menggunakan MVNPX-code dengan sumber neutron dari beamport tembus Reaktor Kartini”. Dalam penelitian tersebut digunakan tiga variasi boron untuk mendapatkan nilai laju dosis total radiasi yang diterima dan waktu iradiasi pada jaringan kanker. Berdasarkan hasil penelitian ini diketahui bahwa laju dosis pada jaringan kanker untuk dosis boron 25  $\mu\text{g/g}$  tumor adalah 0,00546 Gy/detik dengan waktu iradiasi 91,57 menit, 30  $\mu\text{g/g}$  tumor adalah 0,00638 Gy/detik dengan waktu iradiasi 78,37 menit dan 35  $\mu\text{g/g}$  tumor adalah 0,00739 Gy/detik dengan waktu iradiasi 67,63 menit. Waktu iradiasi untuk jaringan kanker semakin singkat saat penggunaan konsentrasi boron pada jaringan semakin tinggi.

### **C. KERANGKA BERPIKIR**

Berdasarkan uraian dari BAB I sampai penelitian yang relevan, akan dilakukan penelitian simulasi menggunakan MCNPX pada kanker kulit melanoma dengan sumber neutron dari desain kolimator pada kolom termal Reaktor Kartini untuk mencari nilai dosis BNCT dan waktu iradiasi yang diperlukan untuk membunuh jaringan kanker tersebut. Penelitian ini menggunakan variabel bebas berupa konsentrasi boron yang dimasukkan dalam jaringan kanker.

## **BAB III**

### **METODE PENELITIAN**

#### **A. Waktu dan Tempat Penelitian**

Penelitian ini dilakukan pada bulan September 2014 sampai bulan Juni 2017 bertempat di Pusat Sains dan Teknologi Akselerator Badan Tenaga Nuklir Nasional (PSTA BATAN) Yogyakarta. Penelitian yang dilakukan berupa pembuatan kode *input* untuk MCNPX yang berisi data spesifikasi geometri dan material kanker kulit melanoma.

#### **B. Variabel Penelitian**

1. Variabel Bebas

Variabel bebas pada penelitian ini adalah konsentrasi boron yang dimasukkan ke dalam jaringan kanker kulit melanoma dengan variasi sebagai berikut: 10  $\mu\text{g/g}$  kanker; 15  $\mu\text{g/g}$  kanker; 20  $\mu\text{g/g}$  kanker; 25  $\mu\text{g/g}$  kanker; 30  $\mu\text{g/g}$  kanker, 35  $\mu\text{g/g}$  kanker.

2. Variabel Terikat

Variabel terikat pada penelitian ini adalah nilai fluks neutron dan laju dosis gamma pada jaringan kulit, otot, tulang dan kanker kulit melanoma.

3. Variabel Kontrol

Variabel kontrol pada penelitian ini adalah nilai fluks neutron dan laju dosis gamma dari sumber keluaran kolom termal Reaktor Kartini.

#### **C. Alat Penelitian**

Penelitian ini dilakukan dengan simulasi fasilitas iradiasi untuk terapi kanker menggunakan BNCT. Alat dan bahan pada penelitian ini diuraikan sebagai berikut:

1. Perangkat keras berupa sebuah laptop dengan spesifikasi Processor Intel Atom CPU N2800 1,86 GHz; RAM 2 GB dan sistem operasi Windows 7 Starter 32 bit.

2. Perangkat lunak

Perangkat lunak yang digunakan pada penelitian ini meliputi:

- a. Program simulasi *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) yang digunakan untuk mensimulasikan fenomena interaksi neutron terhadap geometri.
  - b. *Visual Editor* (Vised) digunakan untuk mensimulasikan geometri kanker kulit melanoma; jaringan kulit; otot; dan tulang; data unsur penyusun jaringan, serta sumber radiasi yang digunakan dalam simulasi.
  - c. Terminal *Command Prompt* (cmd) digunakan untuk menjalankan program MCNPX.
  - d. Program Microsoft Office Excel digunakan untuk membantu proses analisis data.
3. Data material dan bentuk geometri kanker kulit melanoma, jaringan kulit, otot dan tulang adalah sebagai berikut:
- a. Bentuk geometri kanker kulit berupa balok dengan ukuran 0,6 cm × 0,4 cm × 0,3 cm.
  - b. Bentuk geometri jaringan kulit, otot, dan tulang berupa tabung dengan ukuran jari-jari 4,35 cm; 4,1 cm dan 1,2 cm dengan tinggi 7 cm.
  - c. Data material penyusun kanker kulit, jaringan kulit, otot dan tulang dapat dilihat pada Tabel 7,

Tabel 7. Material Penyusun Kolimator (Fauziah,2013)

Unsur		Kode di MCNPX	Fraksi Massa
Aluminium		13027	1,000
Bismut		83209	1,000
Udara	C	6000	0,000124
	N	7014	0,755268
	O	8016	0,231781
	Ar	18000	0,012827
Li <sub>2</sub> CO <sub>3</sub> -poly	Li	3006	0,083

Unsur		Kode di MCNPX	Fraksi Massa
	C	6000	0,512
	O	8016	0,33
	H	1001	0,072
Nikel-60	Ni	28060.62c	0,995
	Ni	28058.62c	0,005
Nikel murni	Ni	28000	1.000

Tabel 8. Material Penyusun Jaringan Kanker (Berlianti, 2013)

Unsur	Kode di MCNPX	Fraksi Atom	Fraksi Massa
H	1001	0,6133943	0,09899901
C	6012	0,1401636	0,26899731
N	7014	0,0201146	0,04499950
O	8016	0,2226844	0,56899431
P	15031	0,0036371	0,01799980

Tabel 9. Material Penyusun Jaringan Kulit (McConn *et al*, 2011)

Unsur	Kode di MCNPX	Fraksi Atom	Fraksi Massa
H	1001	0,619966	0,100588
C	6012	0,118059	0,228250
N	7014	0,020589	0,046420
O	8016	0,240350	0,619002
Na	11023	0,000019	0,000070
Mg	12000	0,000015	0,000060
P	15031	0,000066	0,000330
S	16000	0,000308	0,001590
Cl	17000	0,000468	0,002670
K	19000	0,000135	0,000850
Ca	20000	0,000023	0,000150

<b>Unsur</b>	<b>Kode di MCNPX</b>	<b>Fraaksi Atom</b>	<b>Fraaksi Massa</b>
Fe	26000	0,000001	0,000010
Zn	30000	0,000001	0,000010

Tabel 10. Material Penyusun Jaringan Otot (McConn *et al*, 2011)

<b>Unsur</b>	<b>Kode di MCNPX</b>	<b>Fraaksi Atom</b>	<b>Fraaksi Massa</b>
H	1001	0,630932	0,100637
C	6012	0,056732	0,107830
N	7014	0,012488	0,027680
O	8016	0,298107	0,754773
Na	11023	0,000206	0,000750
Mg	12000	0,000049	0,000190
P	15031	0,000367	0,001800
S	16000	0,000475	0,002410
Cl	17000	0,000141	0,000790
K	19000	0,000488	0,003020
Ca	20000	0,000005	0,000030
Fe	26000	0,000005	0,000040
Zn	30000	0,000005	0,000050

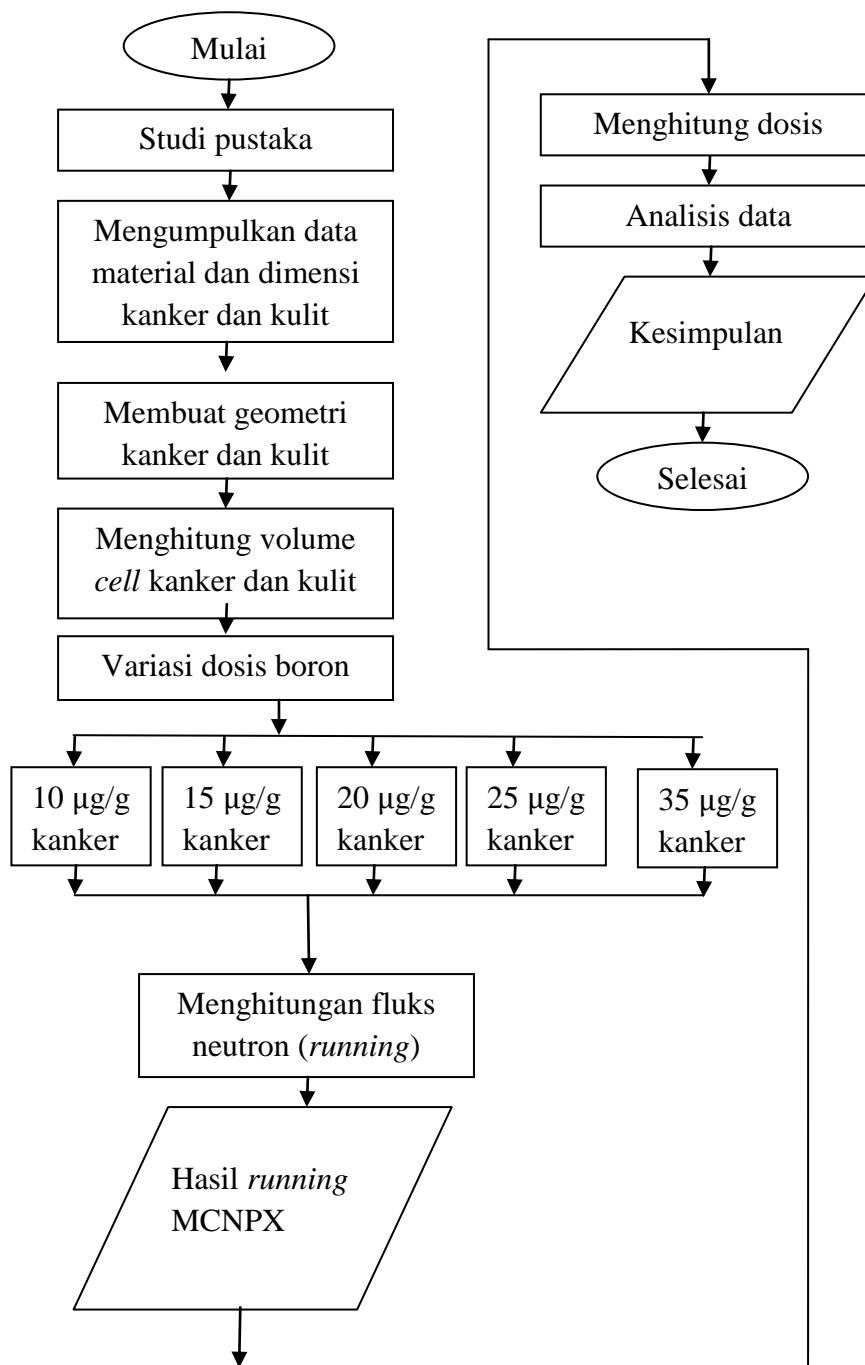
Tabel 11. Material Penyusun Jaringan Tulang (McConn *et al*, 2011)

<b>Unsur</b>	<b>Kode di MCNPX</b>	<b>Fraaksi Atom</b>	<b>Fraaksi Massa</b>
H	1001	0,475389	0,047234
C	6012	0,121904	0,144330
N	7014	0,030412	0,041990
O	8016	0,282848	0,446096
Mg	12000	0,000918	0,002200
P	15031	0,034380	0,104970
S	16000	0,000997	0,003150
Ca	20000	0,053137	0,209930

Unsur	Kode di MCNPX	Fraksi Atom	Fraksi Massa
Zn	30000	0,000016	0,000100

#### D. Alur Penelitian

Penelitian yang berjudul analisis dosis BNCT pada kanker kulit melanoma menggunakan MCNPX dengan sumber neutron dari Reaktor Kartini ini dilakukan dengan terlebih dahulu mengumpulkan literatur tentang kanker kulit, khususnya kanker kulit melanoma. Selain literatur kanker kulit melanoma, juga dikumpulkan literatur tentang BNCT, Reaktor Kartini, dan MCNPX. Tahap selanjutnya yaitu mempelajari semua literatur yang telah dikumpulkan dan memutuskan memilih jenis kanker kulit dan posisinya. Setelah itu menghitung volume *cell* kanker dan jaringan lain. Hal tersebut dibutuhkan karena *tally* yang digunakan dalam penelitian ini memerlukan masukan volum. Setelah bentuk geometri organ dan kolimator selesai, tahap berikutnya yaitu memberi variasi boron pada bagian fraksi atom/fraksi massa dari material penyusun jaringan. Di sini digunakan 6 variasi boron, yaitu 10  $\mu\text{g/g}$  kanker, 15  $\mu\text{g/g}$  kanker, 20  $\mu\text{g/g}$  kanker, 25  $\mu\text{g/g}$  kanker, 30  $\mu\text{g/g}$  kanker, dan 35  $\mu\text{g/g}$  kanker. Setelah kode *input* MCNPX tersebut selesai, tahap selanjutnya yaitu melakukan *running* MCNPX dengan aplikasi *command prompt* (cmd) untuk mendapatkan nilai fluks neutron termal dan epidermal. Tahap selanjutnya yaitu melakukan perhitungan dosis BNCT dengan menggunakan aplikasi Ms. Excel. Kemudian menganalisis data dan membuat grafik serta mengambil kesimpulan dari penelitian. Prosedur pelaksanaan penelitian ini dirumuskan dalam suatu diagram alur penelitian yang ditunjukkan oleh Gambar 8.



Gambar 8. Diagram Alur Penelitian

## 1. Kode Input MCNPX

Pembuatan kode input MCNPX menggunakan aplikasi *notepad* yang kemudian disimpan sebagai *file* berekstensi *\*\*\*.i*. Format kode input MCNPX adalah sebagai berikut:

**Baris Judul (*Title Card*)**

**Blok Baris *Cell* (*Cell Cards*)**

-----  
-----

Baris Kosong Pemisah (*Blank Line Delimiter*)

**Blok Baris *Surface* (*Surface Cards*)**

-----  
-----

Baris Kosong Pemisah (*Blank Line Delimiter*)

**Blok Baris *Data* (*Data Cards*)**

Baris Kosong (*Blank Line Terminator*) (opsional)

### a. *Title Card*

*Title card* adalah bagian pertama dari *file input* MCNPX yang panjangnya bisa sampai 80 karakter. Bagian ini biasanya berisi tentang masalah yang akan dimodelkan dan akan ditiru pada *file output* MCNPX. Bagian ini juga digunakan sebagai penanda untuk membedakan diantara beberapa *file input* (Muslih, 2014).

### b. *Cell Cards*

*Cell cards* adalah bagian kedua dari input MCNPX yang berisi data yang terkait dengan unit volume. Data unit volume berasal dari rangkaian data *surface cards* dan material dari *data cards*. Jumlah kolom maksimal dalam satu baris *input cell cards* adalah 80 kolom. Format penulisan input cell cards adalah:

*j m d geom params*

Berikut ini merupakan penjelasan mengenai *input cell cards* yang tertera dalam Tabel 12.

Tabel 12. Jenis *Input Cell Cards* pada MCNPX (Pelowitz, 2008; Muslih, 2014)

<b>Parameter Input</b>	<b>Deskripsi</b>
<i>j</i>	Menyatakan nomor <i>cell</i> . Nomor cell antara $1 \leq j \leq 99999$ dan harus merupakan angka unik.
<i>m</i>	Menyatakan material penyusun <i>cell</i> . - Jika $m > 0$ ; maka <i>cell</i> berisi material <i>m</i> . - Jika $m = 0$ ; maka <i>cell</i> merupakan <i>void</i> .
<i>d</i>	Menyatakan densitas <i>cell</i> . - Jika $d > 0$ ; maka densitas yang digunakan adalah densitas atom, dengan satuan $10^{24}$ atom.cm <sup>-3</sup> . - Jika $d < 0$ ; maka densitas yang digunakan adalah densitas massa, dengan satuan g.cm <sup>-3</sup> . - Jika <i>cell</i> yang didefinisikan adalah <i>void</i> , maka tidak ada <i>input</i> densitas.
<i>geom</i>	Menyatakan spesifikasi geometri <i>cell</i> . Geom terdiri dari nomor surface dan operator Boolean yang menyatakan bagaimana suatu daerah terbentuk yang hanya dibatasi oleh surface. Operator Boolean meliputi: - “spasi” menyatakan irisan - “.” menyatakan gabungan - “#” menyatakan komplemen.
<i>params</i>	Menyatakan spesifikasi opsional dari parameter <i>cell</i> .

Parameter Input	Deskripsi
	Params meliputi IMP, VOL, PWT, EXT, FCL, WWN, DXC, NONU, PD, TMP, U, TRCL, LATT, dan FILL.

c. *Surface Cards*

*Surface cards* adalah bagian dari input MCNPX yang berisi batas-batas geometri standar yang merupakan ekspresi dari persamaan matematika. Sebagai contoh, suatu bidang batas datar (plat) merupakan ekspresi dari persamaan linier, sementara bidang batas silinder merupakan ekspresi dari persamaan lingkaran. Berikut ini merupakan tabel beberapa *surface cards* pada MCNPX.

Tabel 13. Beberapa Jenis *Input Surface Cards* pada MCNPX (Pelowitz, 2008; Muslih, 2014)

<i>Mnemonic</i>	<i>Tipe</i>	<i>Deskripsi</i>	<i>Persamaan</i>	<i>Input</i>
px	Plat	Tegak lurus sumbu X	$x - D = 0$	D
py		Tegak lurus sumbu Y	$y - D = 0$	D
pz		Tegak lurus sumbu Z	$z - D = 0$	D
c/x	Silinder	Sejajar terhadap sumbu X	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \bar{z} R$
c/y		Sejajar terhadap sumbu Y	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{z} R$
c/z		Sejajar terhadap	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{y} R$

<i>Mnemonic</i>	<i>Tipe</i>	<i>Deskripsi</i>	<i>Persamaan</i>	<i>Input</i>
		sumbu Z		
cx	Silinder	Pada sumbu X	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
cy		Pada sumbu Y	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
cz		Pada sumbu Z	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R

#### d. *Data Cards*

*Data cards* adalah bagian dari input MCNPX yang berisi informasi yang terkait dengan *cell*, misalnya berupa unsur penyusun *cell*, sumber radiasi, data titik interpolasi untuk dosis radiasi, mode pengukuran, energi dan jumlah iterasi yang ingin dilakukan terkait kebutuhan akurasi. Dalam MCNPX pendefinisian unsur kimia disebut *ZAid*, yaitu identitas (*id*) unsur yang diwakili oleh nomor atom (*Z*) dan nomor massa (*A*). Suatu material dapat tersusun lebih dari satu unsur, maka penulisannya adalah *ZAid* diikuti fraksi atom dalam senyawa atau campuran tersebut (Muslih, 2014).

Pada *data cards* juga terdapat input untuk melakukan pengukuran neutron dan gamma. Mode pengukuran (*tally*) dalam MCNPX secara lengkap dijelaskan dalam Tabel 5 pada bab kajian pustaka.

## 2. *Running MCNPX*

*Running MCNPX* dilakukan menggunakan aplikasi *command prompt* (cmd) dengan cara memanggil *file* kode input MCNPX yang telah dibuat. Kode input MCNPX ditulis dalam *notepad* dan disimpan dengan format *\*\*\*.i file*. Gambar 9 menunjukkan contoh proses awal *running* kode *input* MCNPX untuk konsentrasi boron 10 µg/g kanker.

```

C:\Windows\system32\cmd.exe - MCNPX i=101.i o=ah.o
Microsoft Windows [Version 6.1.7601]
Copyright (c) 2009 Microsoft Corporation. All rights reserved.

C:\Users\starter>D:
D:\>cd MCNPX
D:\MCNPX>cd sipp
D:\MCNPX\sipp>MCNPX i=101.i o=ah.o
mcnpX ver=2.6.0 ld=Wed Apr 09 08:00:00 MST 2008 07/03/17 09:20:05

*****
*
* MCNPX
*
* Copyright 2007, Los Alamos National Security, LLC.
* All rights reserved.
*
* This material was produced under U.S. Government contract
* DE-AC52-06NA25396 for Los Alamos National Laboratory,
* which is operated by Los Alamos National Security, LLC
* for the U.S. Department of Energy. The Government is
* granted for itself and others acting on its behalf a
* paid-up, nonexclusive, irrevocable worldwide license in
* this material to reproduce, prepare derivative works, and
* works, and perform publicly and display publicly.
* Beginning five (5) years after June 1, 2006, subject to
* additional five-year worldwide renewals, the Government
* is granted for itself and others acting on its behalf
* a paid-up, nonexclusive, irrevocable worldwide license
* in this material to reproduce, prepare derivative works,
* distribute copies to the public, perform publicly and
* display publicly, and to permit others to do so.
*
* NEITHER THE UNITED STATES NOR THE UNITED STATES
* DEPARTMENT OF ENERGY, NOR LOS ALAMOS NATIONAL SECURITY,
* LLC, NOR ANY OF THEIR EMPLOYEES, MAKES ANY WARRANTY,
* EXPRESS OR IMPLIED, OR ASSUMES ANY LEGAL LIABILITY OR
* RESPONSIBILITY FOR THE ACCURACY, COMPLETENESS, OR
* USEFULNESS OF ANY INFORMATION, APPARATUS, PRODUCT, OR
* PROCESS DISCLOSED, OR REPRESENTS THAT ITS USE WOULD NOT
* INFRINGE PRIORITELY OWNED RIGHTS.
*

```

Gambar 9. Tampilan awal proses *Running MCNPX*

### 3. Hasil *Output MCNPX*

Hasil *output MCNPX* secara otomatis tersimpan satu folder dengan *file* kode *input*-nya. Format hasil *output MCNPX* tersimpan dalam bentuk *file* berekstensi *\*\*\*.o* yang berisi hasil perhitungan. Gambar 10 menunjukkan contoh hasil *output MCNPX* yang berupa nilai fluks neutron rerata pada jaringan.

```

y15 - Notepad
File Edit Format View Help
estimated symmetric confidence interval(1,2,3 sigma): 6.9224E+09 to 7.4700E+09; 6.6485E+09 to 7.7439E+09; 6.3747E+09 to 8.0
fom = (histories/minute)*(ff(x) signal-to-noise ratio)**2 = (5.075E+04)*(2.628E-02)**2 = (5.075E+04)*(6.906E-04) = 3.505E+01
itally 4 nps = 1000000
tally type 4 track length estimate of particle flux.
particle(s): neutron
this tally is all multiplied by 5.00000E+15
volumes
cell: 5 28 29 31 30 32 25
1.16646E+05 1.00000E+00 6.25000E-02 6.25000E-02 1.17500E-01 2.50000E-01 7.10800E+00
cell: 26 27 40
9.75020E+00 1.25700E+00 9.24500E+00
cell 5
energy
5.0000E-07 8.61287E+07 0.0984
1.0000E-02 1.46847E+09 0.0302
2.0000E+01 1.91636E+07 0.3026
total 1.57376E+09 0.0290
cell 28
energy
5.0000E-07 1.73719E+09 0.7074
1.0000E-02 1.18982E+10 0.3734
2.0000E+01 0.00000E+00 0.0000
total 1.36353E+10 0.3381
cell 29
energy
5.0000E-07 6.82920E+09 0.7583
1.0000E-02 2.05489E+11 0.2956
2.0000E+01 0.00000E+00 0.0000
total 2.12318E+11 0.2871

```

Gambar 10. Contoh *File output MCNPX*

## E. Metode Perhitungan Dosis Radiasi pada BNCT

Perhitungan dosis pada BNCT terdiri dari empat bagian sesuai dengan interaksi neutron yang terjadi. Komponen dosis BNCT antara lain yaitu dosis alfa, dosis gamma dari reaktor dan hasil interaksi dengan materi, dosis proton, dan dosis hamburan neutron. Keluaran dari MCNPX yang dapat digunakan langsung adalah nilai laju dosis gamma dari reaktor dan dosis hamburan neutron. Analisis kemudian dilanjutkan dengan melakukan perhitungan menggunakan aplikasi *Microsoft Excel* sesuai dengan langkah-langkah berikut:

### 1. Perhitungan Jumlah Atom dalam Jaringan

Jumlah atom dalam suatu jaringan menunjukkan kemungkinan terjadinya reaksi antara neutron dengan senyawa selama proses iradiasi. Jumlah atom dalam jaringan ( $N_{i-jaringan}$ ) dapat diperoleh dengan cara membagi nilai jumlah atom ( $N_i$ ) suatu unsur pada suatu jaringan dengan massa jaringan (dengan satuan kg) atau dapat dituliskan dalam persamaan berikut ini (Berlianti, 2013):

$$N_{i-jaringan} = \frac{N_i(\text{atom})}{m_{jaringan}(\text{kg})} \quad (23)$$

Nilai jumlah atom dapat diperoleh dengan cara mengalikan nilai mol suatu unsur ( $n_i$ ) dengan bilangan Avogadro ( $N_A = 6,023 \times 10^{23}$  atom/mol), yang ditulis dalam persamaan berikut (Berlianti, 2013):

$$N_i = n_i N_A \quad (24)$$

Nilai mol suatu unsur merupakan hasil pembagian dari massa suatu unsur ( $m_i$ ) dengan massa atom relatif ( $A_r$ ) unsur tersebut, yang ditulis dalam persamaan berikut (Berlianti, 2013):

$$n_i = \frac{m_i(\text{gram})}{A_r\left(\frac{\text{gram}}{\text{mol}}\right)} \quad (25)$$

## 2. Perhitungan Laju Dosis

Laju dari komponen yang akan dihitung secara manual memiliki perbedaan persamaan dengan yang digunakan. Perhitungan yang akan dilakukan adalah:

- a. Laju dosis gamma (hasil reaksi neutron termal dengan hidrogen-1)

Reaksi antara neutron termal dan hidrogen-1 yang mengikuti persamaan 2, menghasilkan gamma berenergi 2,23 MeV. Perhitungan laju pembentukan deuterium dilakukan karena laju pembentukan gamma pada reaksi ini sama dengan laju pembentukan deuterium. Laju pembentukan gamma dihitung dengan persamaan berikut (Berlianti, 2013; Irhas, 2014):

$$\ddot{R} = \emptyset N_{H-jaringan} \sigma_H \quad (26)$$

dengan  $\ddot{R}$  adalah laju pembentukan deuterium (hidrogen-2) atau laju pelepasan gamma, yang memiliki satuan foton/kg.s = Bq/kg;  $\emptyset$  adalah fluks neutron termal, yang memiliki satuan neutron.cm<sup>-2</sup>.s<sup>-1</sup>;  $N_{H-jaringan}$  adalah jumlah atom hidrogen per kg jaringan, yang memiliki satuan atom/kg; dan  $\sigma_H$  adalah tampang lintang serapan neutron termal terhadap hidrogen, yang memiliki satuan cm<sup>2</sup>.

Fraksi dosis serap gamma merupakan koefisien yang menunjukkan dosis yang diterima jaringan dari energi radiasi gamma tertentu. Penentuan laju dosis untuk gamma ( $\dot{D}_\gamma$ ) pada jaringan ditentukan dengan persamaan berikut (Berlianti, 2013; Irhas, 2014):

$$\dot{D}_\gamma = \ddot{R} \Delta \phi \quad (27)$$

dengan  $\dot{D}_\gamma$  adalah laju dosis gamma, yang memiliki satuan Gy/s;  $\Delta$  adalah koefisien laju dosis serap/aktivitas spesifik gamma dari satuan CGS ke SI ( $1,6 \times 10^{-13} \times 2,23 \text{ MeV}/\gamma = 3,568 \times 10^{-13} \frac{\text{Gy/s}}{\text{Bq/kg}}$ ); dan  $\phi$  adalah fraksi dosis serap gamma (ditentukan dengan melihat lampiran 4).

- b. Laju dosis proton (hasil reaksi neutron termal dengan nitrogen-14)

Laju dosis proton berasal dari reaksi tangkapan neutron termal dengan nitrogen-14, yang menghasilkan karbon-14 dan proton berenergi 0,66 MeV. Dari reaksi tersebut, laju dosis proton ditentukan dengan persamaan berikut (Berlianti, 2013; Irhas, 2014):

$$\dot{D}_{\text{proton}} = \frac{\phi N_{\text{N-jaringan}} \sigma_{\text{a,N}} Q 1,6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV}}{1 \frac{\text{J/kg}}{\text{Gy}}} \quad (28)$$

dengan  $\dot{D}_{\text{proton}}$  adalah laju dosis proton, yang memiliki satuan Gy/s;  $\phi$  adalah fluks neutron termal, yang memiliki satuan neutron.cm<sup>-2</sup>.s<sup>-1</sup>;  $N_{\text{N-jaringan}}$  adalah jumlah atom nitrogen-14 per kg jaringan, yang memiliki satuan atom/kg jaringan;  $\sigma_{\text{a,N}}$  adalah tampang lintang mikroskopik serapan nitrogen-14, yang memiliki satuan cm<sup>2</sup>; dan Q adalah energi partikel, yang memiliki satuan MeV.

- c. Laju dosis alfa (hasil reaksi neutron termal dengan boron-10)

Laju dosis alfa diperoleh dari hasil reaksi antara neutron termal dengan boron-10, sesuai dengan persamaan 1. Reaksi tersebut menghasilkan alfa dengan energi rerata (Q) 2,33 MeV. Perhitungan laju dosis alfa menggunakan persamaan berikut (Berlianti, 2013; Irhas, 2014):

$$\dot{D}_{\text{alfa}} = \frac{\phi N_{\text{B-jaringan}} \sigma_{\text{a,B}} Q 1,6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV}}{1 \frac{\text{J/kg}}{\text{Gy}}} \quad (29)$$

dengan  $\dot{D}_{\text{alfa}}$  adalah laju dosis alfa, yang memiliki satuan Gy/s;  $\phi$  adalah fluks neutron termal, yang memiliki satuan neutron.cm<sup>-2</sup>.s<sup>-1</sup>;  $N_{\text{B-jaringan}}$  adalah jumlah atom boron-10 per kg jaringan, yang memiliki satuan atom/kg jaringan;  $\sigma_{\text{a,B}}$  adalah tampang lintang mikroskopik serapan boron-10, yang memiliki satuan cm<sup>2</sup>; dan Q adalah energi partikel, yang memiliki satuan MeV.

d. Laju dosis total

Laju dosis total yang dianalisis pada penelitian ini memiliki prinsip yang sama dengan dosis ekuivalen pada proteksi radiasi. Dosis ekuivalen merupakan sebaran dosis yang khusus digunakan dalam proteksi radiasi dan menyatakan besarnya tingkat kerusakan pada jaringan tubuh akibat terserapnya sejumlah energi radiasi dengan memperhatikan faktor-faktor yang mempengaruhinya. Dosis ekuivalen diperoleh dengan cara mengalikan dosis serap dengan faktor bobot radiasi. Faktor bobot radiasi merupakan koefisien yang menunjukkan kemampuan merusak dari suatu radiasi. Perhitungan laju dosis total dilakukan dengan menggunakan persamaan berikut (Berlianti, 2013; Irhas, 2014):

$$\dot{D}_{\text{total}} = w_{\text{alfa}}\dot{D}_{\text{alfa}} + w_{\text{proton}}\dot{D}_{\text{proton}} + w_{\text{neutron}}\dot{D}_{\text{neutron}} + w_{\gamma}\dot{D}_{\gamma} \quad (30)$$

dengan  $\dot{D}_{\text{total}}$  adalah laju dosis total, yang memiliki satuan Gy/s;  $w_{\text{alfa}}$  adalah faktor bobot radiasi dari alfa;  $\dot{D}_{\text{alfa}}$  adalah laju dosis alfa, yang memiliki satuan Gy/s;  $w_{\text{proton}}$  adalah faktor bobot radiasi dari proton;  $\dot{D}_{\text{proton}}$  adalah laju dosis proton, yang memiliki satuan Gy/s;  $w_{\text{neutron}}$  adalah faktor bobot radiasi dari neutron;  $\dot{D}_{\text{neutron}}$  adalah laju dosis neutron, yang memiliki satuan Gy/s;  $w_{\gamma}$  adalah faktor bobot radiasi dari gamma; dan  $\dot{D}_{\gamma}$  adalah laju dosis gamma, yang memiliki satuan Gy/s.

Perhitungan laju dosis total dari masing-masing radiasi memiliki kontribusi yang berbeda seperti yang sudah dijelaskan pada Bab 2 yang disebabkan oleh faktor RBE, CBE, dan *dose reduction factor*. Perbedaan tersebut ditandai oleh perbedaan nilai faktor bobot radiasi. Nilai faktor bobot radiasi ditentukan setelah mempertimbangkan faktor-faktor yang mempengaruhi efek biologis. Nilai tersebut berbeda tergantung jenis radiasi yang digunakan. Faktor bobot radiasi yang digunakan dalam penelitian ini ditunjukkan pada Tabel 14.

Tabel 14. Nilai Faktor Bobot Radiasi (Berlianti, 2013; Irhas, 2014)

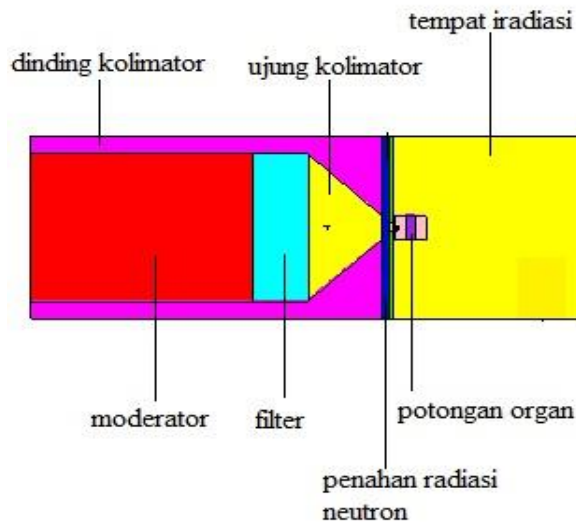
<b>Sumber Radiasi</b>	<b>Nilai Faktor Bobot</b>
Alfa	- 3,8 (tumor) - 1,3 (jaringan sehat)
Proton	2
Neutron Hamburan	3,2
Gamma	1

Pada perhitungan dosis BNCT, laju dosis serap dikalikan dengan faktor bobot radiasi untuk mendapatkan dosis BNCT. Dosis ini bisa dikatakan sebagai dosis isoeftif. Dosis isoeftif merupakan satuan dosis yang digunakan pada kasus klinis, yang menunjukkan hubungan antara dosis serap yang diinduksi dengan efek biologis pada jaringan.

## BAB IV

### HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian ini, sumber neutron yang digunakan adalah sumber neutron dari keluaran kolimator pada kolom termal Reaktor Kartini yang didesain secara konseptual oleh Fauziah (2013). Kolimator tersebut menggunakan nikel murni dengan ketebalan 5 cm sebagai dinding kolimator, aluminium dengan ketebalan 60 cm sebagai moderator, nikel-60 dengan ketebalan 15 cm sebagai filter neutron, bismut dengan ketebalan 2 cm sebagai perisai sinar gamma dan  ${}^6\text{Li}_2\text{CO}_3$ -polietilen dengan ketebalan 3 cm sebagai penahan radiasi neutron. Alasan mengapa penelitian ini menggunakan desain tersebut yaitu karena keluaran neutronnya sudah memenuhi rekomendasi IAEA. Gambar desain kolimator dan keluarannya dapat dilihat pada Gambar 5 dan Tabel 2 pada bagian kajian pustaka. Desain kolimator dan keluaran neutron yang dihasilkan tersebut merupakan hasil simulasi menggunakan MCNP5. Sementara pada penelitian ini menggunakan MCNPX, sehingga peneliti membuat kolimator baru dengan desain yang sama dan memiliki hasil mendekati hasil keluaran kolimator desain Fauziah (2013).



Gambar 11. Desain kolimator beserta letak organ yang diradiasi dilihat dari sudut pandang samping

Gambar 11 menunjukkan desain kolimator yang digunakan pada penelitian ini beserta organ yang diiradiasi dilihat dari sudut pandang depan. Warna ungu menunjukkan dinding kolimator, berupa silinder berdiameter 54 cm dan menggunakan material nikel murni dengan ketebalan 5 cm. Warna merah menunjukkan moderator neutron, berupa silinder dengan diameter 44 cm dan ketebalan 60 cm, serta menggunakan material aluminium. Warna biru muda menunjukkan filter neutron, berupa silinder dengan diameter 44 cm dan ketebalan 15 cm, serta menggunakan material nikel-60. Warna kuning menunjukkan ujung kolimator dan tempat iradiasi, yang berisi udara. Warna biru tua dan hijau menunjukkan perisai sinar gamma dan penahan radiasi neutron, serta warna merah muda yang menunjukkan potongan organ lengan atas yang terdapat melanoma. Potongan organ lengan tersebut berupa silinder dengan diameter 8,7 cm yang di dalamnya terdapat tulang dengan diameter 2,4 cm, jaringan otot dan jaringan kanker kulit melanoma. Potongan organ lengan atas dapat dilihat dengan lebih jelas pada gambar 12.

Kode input MCNPX untuk mencari nilai keluaran kolimator pada penelitian ini menggunakan simulasi untuk memodelkan sumber radiasi (*source definition* atau *sdef*). Pemodelan sumber *sdef* melibatkan banyak variabel yang harus didefinisikan. Variabel tersebut meliputi jenis berkas radiasi, bentuk sumber, energi, arah radiasi beserta distribusinya. Setiap variabel diwakili oleh *keyword* yang ditulis dengan format sebagai berikut :

`sdef keyword1 keyword2 keyword3 . . . keywordn`

Kode input untuk memodelkan sumber pada penelitian ini adalah :

`sdef sur=2 ERG=0.1 AXS=1 0 0 par=n vec=1 0 0 dir=1.`

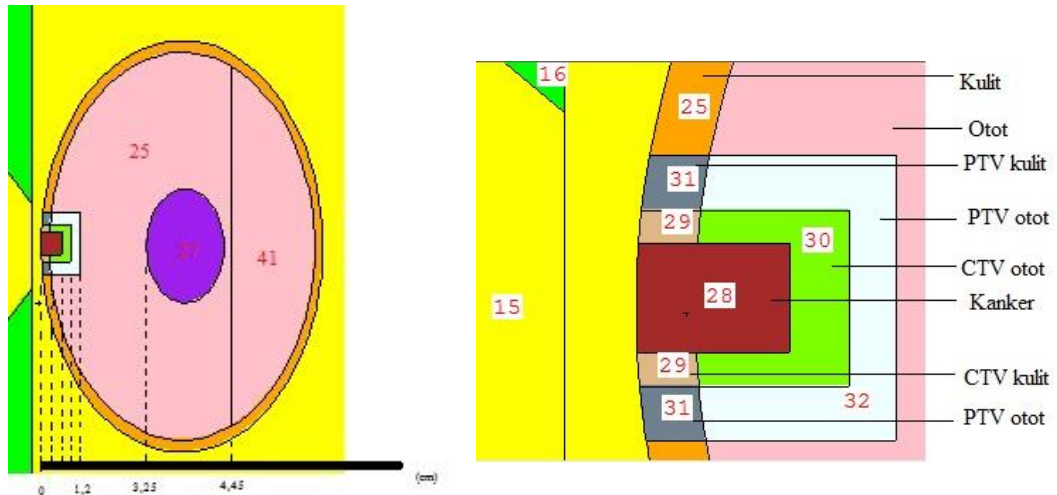
Kode tersebut menunjukkan bahwa di dalam kolimator terdapat neutron pada titik (0,0,0); berenergi 0,1 MeV; berada pada batas permukaan (*surface*) 2; berada pada vektor referensi (1 0 0). Selain itu, penulis juga membagi energi neutron ketika keluar dari kolimator menjadi 3 golongan, yaitu neutron berenergi  $\leq 5 \times 10^{-7}$  MeV adalah neutron termal; berenergi  $\leq 0,01$  MeV adalah neutron epitermal; dan berenergi  $\leq 20$  MeV adalah neutron cepat. Kode tersebut ditulis sebagai berikut :

`e34 5e-7 0.01 20`

Karena keluaran neutron dari Reaktor Kartini berupa neutron kontinu, maka dibutuhkan spektrum dosis energi (de) dan fungsi dosis (df). Nilai de dan df dibutuhkan agar MCNPX dapat menganalisis *tally* yang diinginkan. *Tally* yang digunakan dalam penelitian ini adalah F:4 yaitu *tally* untuk menghitung fluks rerata yang melewati cell. Untuk jenis *tally* yang disediakan MCNPX yang lebih lengkap, dapat dilihat pada tabel 5 pada bagian kajian pustaka. Untuk memperoleh hasil keluran fluks neutron pada tempat iradiasi, peneliti membuat input iterasi neutron pada MCNPX sebanyak 1.000.000 nps. Dari hasil running MCNPX, diperoleh fluks rerata neutron pada tempat iradiasi sebesar  $8,31952 \times 10^6$  n cm<sup>2</sup> s<sup>-1</sup> untuk neutron termal dan  $1,90346 \times 10^9$  n cm<sup>2</sup> s<sup>-1</sup> untuk neutron epitermal. Tabel 13 memperlihatkan perbandingan hasil keluaran kolimator desain Fauziah (2013) dan kolimator yang digunakan dalam penelitian ini.

Tabel 15. Hasil Keluran kolimator Fauziah dan Kolimator Penelitian

<b>Parameter</b>	<b>Kolimator desain Fauziah</b>	<b>Kolimator pada penelitian</b>
Fluks neutron termal (n cm <sup>2</sup> s <sup>-1</sup> )	$1,155 \times 10^8$	$8,31952 \times 10^6$
Fluks neutron epitermal (n cm <sup>2</sup> s <sup>-1</sup> )	$1,65 \times 10^9$	$1,90346 \times 10^9$
Rasio antara fluks neutron termal dan epitermal	0,007	0,004
Laju dosis gamma / fluks neutron epitermal (Gy cm <sup>2</sup> n <sup>-1</sup> )	$1,16 \times 10^{-13}$	$2,515430 \times 10^{-14}$



a. Organ lengan atas yang permukaan kulitnya terdapat kanker kulit melanoma

b. Melanoma pada permukaan kulit

Gambar 12. Desain organ yang diradiasi dilihat dari sudut pandang atas.

Gambar 12.a memperlihatkan geometri organ yang terdapat kanker kulit melanoma. Warna oranye, merah muda, ungu, merah, coklat muda, hijau, abu-abu, dan putih secara berurutan menunjukkan kulit, otot, tulang lengan atas, kanker kulit melanoma, *clinical tumor volume* (ctv) kulit, *clinical tumor volume* (ctv) otot, *planning tumor volume* (ptv) kulit, dan *planning tumor volume* (ptv) otot. Bentuk geometri organ kulit berupa silinder, berjari-jari 4,35 cm dan tinggi 7 cm yang terletak sejajar dengan sumbu Y. Untuk otot dan tulang, bentuk geometrinya juga silinder dengan tinggi 7 cm dan jari-jari 4,1 cm (untuk otot) dan 1,2 cm (untuk tulang). Sementara gambar 12.b merupakan geometri kanker kulit melanoma. Pada geometri kanker kulit melanoma, penulis membaginya menjadi 5 jenis, yaitu kanker, ctv kulit, ctv otot, ptv kulit, dan ptv otot. Geometri kanker kulit melanoma berupa balok berdimensi 0,6 cm × 0,4 cm × 0,3 cm. Sementara geometri ctv kulit, ptv kulit, ctv otot dan ptv otot juga berupa balok yang ditambah 0,2 cm dari ukuran kanker kulit melanoma.

Pada penelitian ini, penulis menggunakan 6 variasi konsentrasi boron yang diinjeksikan ke dalam jaringan kanker, yaitu 10  $\mu\text{g/g}$  kanker; 15  $\mu\text{g/g}$  kanker; 20  $\mu\text{g/g}$  kanker; 25  $\mu\text{g/g}$  kanker; 30  $\mu\text{g/g}$  kanker; dan 35  $\mu\text{g/g}$  kanker. Untuk masing-masing konsentrasi boron tersebut dilakukan *running* MCNPX untuk memperoleh nilai fluks neutron pada jaringan kanker dan lainnya.

Tabel 16. Fluks neutron pada jaringan dengan konsentrasi boron 10  $\mu\text{g/g}$  kanker

Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
kanker	28	0	1,73864E+09	2,34093E+10
ctv kulit	29	0,2	1,31131E+10	3,20119E+11
ptv kulit	31	0,2	3,08253E+10	5,00753E+11
ctv otot	30	0,6	8,90851E+10	3,13223E+11
ptv otot	32	0,9	8,99697E+10	4,10841E+11
otot	26	1,2	5,19107E+11	6,12967E+11
tulang	27	3,25	5,08191E+11	2,93727E+11
kisi	40	4,45	9,32432E+10	3,39519E+10

Tabel 17. Fluks neutron pada jaringan dengan konsentrasi boron 15  $\mu\text{g/g}$  kanker

Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
kanker	28	0	1,73719E+09	1,18982E+10
ctv kulit	29	0,2	6,82920E+09	2,05489E+11
ptv kulit	31	0,2	2,03995E+10	2,89143E+11
ctv otot	30	0,6	5,90793E+10	2,41594E+11
ptv otot	32	0,9	5,95565E+10	2,64459E+11
otot	26	1,2	3,35103E+11	4,07266E+11

Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
tulang	27	3,25	3,08657E+11	1,90034E+11
kisi	40	4,45	5,81695E+10	2,24758E+10

Tabel 18. Fluks nutron untuk setiap jaringan dengan konsentrasi boron 20  $\mu\text{g/g}$  kanker

Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
kanker	28	0	1,62491E+09	1,79733E+10
ctv kulit	29	0,2	1,03236E+10	3,10412E+11
ptv kulit	31	0,2	3,08059E+10	4,36778E+11
ctv otot	30	0,6	8,92377E+10	3,64952E+11
ptv otot	32	0,9	8,99632E+10	3,99491E+11
otot	26	1,2	5,08181E+11	6,15037E+11
tulang	27	3,25	4,66237E+11	2,87064E+11
kisi	40	4,45	8,77447E+10	3,39518E+10

Tabel 19. Fluks nutron untuk setiap jaringan dengan konsentrasi boron 25  $\mu\text{g/g}$  kanker

Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
kanker	28	0	1,73808E+09	1,18981E+10
ctv kulit	29	0,2	6,83940E+09	2,05489E+11
ptv kulit	31	0,2	2,03865E+10	2,89142E+11
ctv otot	30	0,6	5,90696E+10	2,41594E+11
ptv otot	32	0,9	5,95518E+10	2,64458E+11

Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
otot	26	1,2	3,36290E+11	4,07147E+11
tulang	27	3,25	3,08630E+11	1,90032E+11
kisi	40	4,45	5,80843E+10	2,24757E+10

Tabel 20. Fluks nutron untuk setiap jaringan dengan konsentrasi boron 30  $\mu\text{g/g}$  kanker

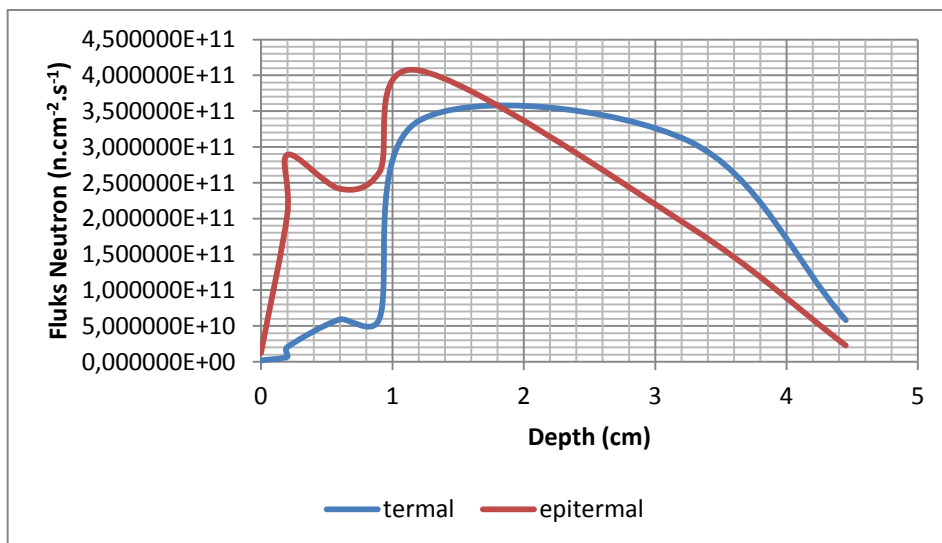
Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
kanker	28	0	1,73853E+09	1,18980E+10
ctv kulit	29	0,2	6,84450E+09	2,05489E+11
ptv kulit	31	0,2	2,03800E+10	2,89141E+11
ctv otot	30	0,6	5,90648E+10	2,41594E+11
ptv otot	32	0,9	5,95494E+10	2,64458E+11
otot	26	1,2	3,36281E+11	4,07146E+11
tulang	27	3,25	3,08616E+11	1,90032E+11
kisi	40	4,45	5,80825E+10	2,24756E+10

Tabel 21. Fluks nutron untuk setiap jaringan dengan konsentrasi boron 35  $\mu\text{g/g}$  kanker

Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
kanker	28	0	1,84335E+09	1,18980E+10
ctv kulit	29	0,2	8,20896E+09	2,05489E+11
ptv kulit	31	0,2	6,96633E+09	2,89141E+11

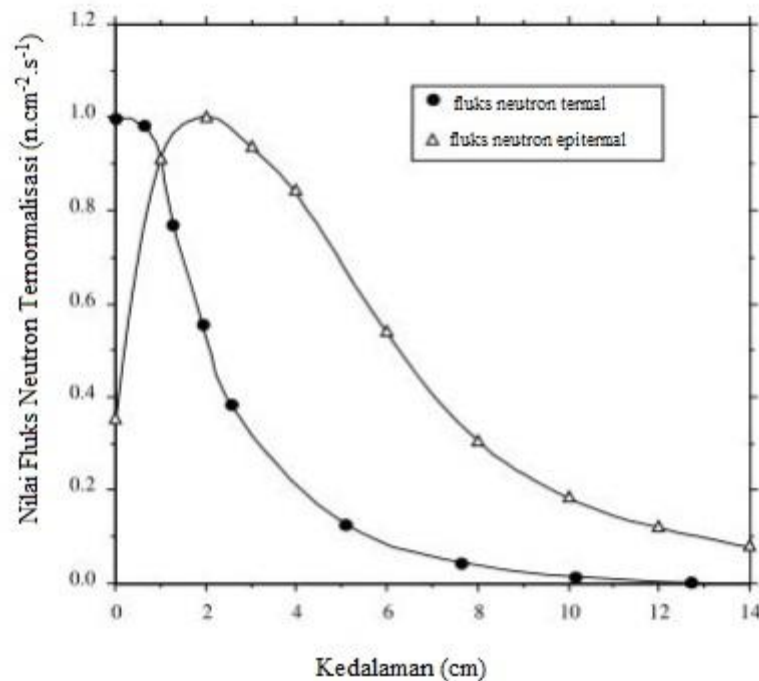
Jaringan	Nomor <i>cell</i>	Kedalaman (cm)	Fluks neutron termal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )	Fluks neutron epitermal ( $\text{n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1}$ )
ctv otot	30	0,6	4,96145E+10	2,41593E+11
ptv otot	32	0,9	8,68118E+10	2,86912E+11
otot	26	1,2	5,47110E+11	5,24331E+11
tulang	27	3,25	4,94017E+11	2,26496E+11
kisi	40	4,45	1,00961E+10	2,40921E+10

Tabel 16 sampai tabel 21 memperlihatkan nilai fluks neutron termal dan epitermal pada organ lengan atas yang terdapat kanker kulit melanoma hasil dari *running* MCNPX untuk konsentrasi boron 10  $\mu\text{g/g}$  kanker, 15  $\mu\text{g/g}$  kanker, 20  $\mu\text{g/g}$  kanker, 25  $\mu\text{g/g}$  kanker, 30  $\mu\text{g/g}$  kanker, dan 35  $\mu\text{g/g}$  kanker. Nilai fluks neutron termal dan epitermal pada tabel tersebut memiliki karakteristik yang hampir sama, yakni nilai fluks neutron termal dan epitermal mencapai titik tertinggi pada kedalaman 1,2 cm dari permukaan kulit dari arah datangnya sumber radiasi neutron, yakni pada jaringan otot. Hal ini dapat dilihat pada gambar 12 yang memperlihatkan distribusi fluks neutron pada kedalaman tertentu pada organ lengan untuk konsentrasi boron 30  $\mu\text{g/g}$  kanker.



Gambar 13. Distribusi Fluks Neutron dalam Organ Lengan

Gambar 13 memperlihatkan perubahan nilai fluks neutron dalam organ lengan dalam kedalaman tertentu. Nilai fluks neutron termal mengalami kenaikan pada mulai 0 cm dan mencapai nilai tertinggi pada kedalaman 1,2 cm dan setelah kedalaman 3,25 cm nilainya mengalami penurunan secara signifikan. Demikian juga nilai fluks neutron epitermal yang mengalami kenaikan mulai dari kedalaman 0 cm dan mencapai puncak nilai tertinggi pada kedalaman 1,2 cm. Namun pada kedalaman 4,45 cm nilainya juga masih cukup tinggi. Pada gambar juga terlihat bahwa nilai fluks neutron termal dan epitermal bertemu pada titik potong pada kedalaman 1,8 cm dari permukaan. Hal tersebut cukup sesuai dengan teori. Karena menurut teori nilai fluks neutron termal mencapai puncak tertinggi pada kedalaman 0 – 3 cm dan neutron epitermal pada kedalaman 2 – 8 cm seperti pada gambar 14 (IAEA, 2001).



Gambar 14. Kurva distribusi fluks neutron termal dan epitermal (IAEA, 2001)

Dalam dosimetri BNCT, terdapat empat komponen dosis BNCT sesuai interaksi antara neutron dengan materi penyusun jaringan tubuh. Komponen dosis

tersebut adalah dosis hamburan neutron, dosis gamma, dosis rekoil proton dan dosis alfa. Hasil *output* MCNPX yang dapat digunakan secara langsung yaitu fluks neutron termal dan dosis hamburan neutron termal pada jaringan kanker. Nilai fluks neutron termal tersebut digunakan untuk mencari laju dosis gamma, laju dosis proton dan laju dosis alfa. Laju dosis gamma berasal dari hasil reaksi neutron termal dan hidrogen-1. Laju dosis proton berasal dari hasil reaksi tangkapan neutron termal dengan nitrogen-14. Sementara laju dosis alfa berasal dari hasil reaksi neutron termal dan boron-10. Nilai laju dosis tersebut dikalikan dengan faktor bobot radiasi untuk mendapatkan laju dosis total. Faktor bobot radiasi merupakan besaran kuantisasi radiasi untuk menimbulkan kerusakan pada jaringan/organ. Laju dosis untuk setiap komponen dosis BNCT memiliki kecenderungan meningkat jika konsentrasi boron ditingkatkan. Pada perhitungan laju dosis, selain fluks neutron termal, nilai jumlah atom juga digunakan. Nilai jumlah atom dipengaruhi oleh banyaknya massa unsur yang berinteraksi dengan neutron termal. Massa unsur tersebut yaitu boron-10 yang massanya berubah sesuai variasi konsentrasinya serta massa nitrogen dan hidrogen yang cenderung tetap. Semua analisis perhitungan laju dosis total dilakukan secara manual dengan menggunakan aplikasi *Microsoft Excel*. Contoh perhitungan laju dosis total dapat dilihat pada lampiran 3.

Dalam BNCT, dosis digunakan secara fraksi tunggal. Fraksi tunggal merupakan cara pemberian dosis secara langsung dalam satu kali iradiasi sehingga perlu diperhatikan dosis total yang diterima oleh jaringan sehat. Untuk menentukan apakah laju dosis yang diserap oleh jaringan tubuh aman atau tidak, maka digunakan besaran laju dosis serap total. Dosis serap total merupakan hasil perkalian laju dosis dengan waktu iradiasi. Waktu iradiasi diperoleh dari hasil pembagian dosis minimal perusak jaringan kanker dengan laju dosis total (Berlianti, 2013; Setiyadi, 2015). Batas minimal untuk membunuh sel kanker kulit melanoma adalah 30 – 36 Gy (Anand, 2013). Pada penelitian ini digunakan dosis 30 Gy sebagai dosis minimal perusak jaringan kanker.

$$waktu\ iradiasi = \frac{30\ (Gy)}{laju\ dosis\ total\ \left(\frac{Gy}{detik}\right)} \quad (31)$$

$$dosis\ serap\ total = laju\ dosis\ \left(\frac{Gy}{detik}\right) \times waktu\ iradiasi\ (detik) \quad (32)$$

Nilai laju dosis total dan waktu iradiasi pada penelitian ini untuk setiap variasi konsentrasi boron dapat dilihat pada tabel 20. Jumlah konsentrasi atom boron yang dibutuhkan untuk membunuh jaringan kanker umumnya diperkirakan sebanyak  $10^9$  atom dengan kelimpahan alami 19,9% per sel, yang diterjemahkan menjadi sekitar 35  $\mu\text{g/g}$  jaringan kanker, sehingga pada penelitian ini konsentrasi boron yang digunakan adalah 10  $\mu\text{g}$  – 35  $\mu\text{g}$  per gram jaringan kanker (Zhu *et.al*, 2010).

Tabel 22. Laju Dosis dan Waktu Iradiasi pada Jaringan Kanker

Konsentrasi Boron ( $\mu\text{g/g}$ kanker)	Laju Dosis Total (Gy/detik)	Waktu Iradiasi (detik)	Waktu Iradiasi (menit)
10	0,019241	1559,176541	25,98628
15	0,021854	1372,717077	22,87862
20	0,022902	1309,929895	21,83216
25	0,027128	1105,885096	18,43142
30	0,029766	1007,866575	16,79778
35	0,034347	873,4332847	14,55722

Dari tabel 22 dapat dilihat semakin besar nilai konsentrasi boron yang digunakan, maka nilai laju dosis totalnya juga semakin besar dan waktu yang dibutuhkan untuk iradiasi semakin singkat. Hal ini disebabkan oleh semakin banyak jumlah boron pada jaringan yang semakin banyak. Hal inilah yang menjadi alasan kenapa dipilih konsentrasi boron 35  $\mu\text{g/g}$  kanker sebagai konsentrasi yang optimal untuk mengiradiasi organ lengan yang terdapat kanker kulit melanoma pada permukaan kulitnya. Optimal yang dimaksud di sini adalah waktu iradiasi yang paling singkat yaitu 14,55722 menit.

Dari tabel 22 juga dapat diketahui jumlah dosis serap yang diterima oleh setiap jaringan dengan menggunakan persamaan 32. Nilai dosis serap tersebut ditunjukkan pada tabel 23.

Tabel 23. Nilai Dosis Serap pada Jaringan Kulit untuk setiap variasi Konsentrasi Boron

Konsentrasi Boron ( $\mu\text{g/g}$ kanker)	Dosis Serap(Gy)		
	ctv kulit	ptv kulit	kulit
10	27,59	24,63	16,76
15	24,57	13,20	14,99
20	23,84	12,64	14,54
25	20,45	10,83	12,71
30	19,04	9,84	11,48
35	16,68	9,69	10,11

Tabel 23 menunjukkan nilai dosis serap pada jaringan kulit untuk setiap variasi konsentrasi boron. Semakin besar nilai konsentrasi boron yang digunakan, maka semakin sedikit nilai dosis serap pada jaringan karena waktu iradiasi yang semakin singkat. Dengan mengetahui nilai dosis serap yang diterima oleh setiap jaringan, dapat diperkirakan efek yang diterima oleh jaringan dengan membandingkan nilai batas dosis tiap jaringan. Efek yang dapat diketahui dengan melihat nilai dosis serap adalah efek deterministik. Efek deterministik adalah efek radiasi yang langsung dirasakan oleh pasien setelah proses iradiasi. Tabel 23 menunjukkan efek deterministik yang terjadi pada kulit pada rentang dosis serap tertentu.

Tabel 24. Efek Deterministik pada Kulit (Bapeten, 2015)

Efek Radiasi	Rentang Dosis (Gy)	Waktu
Eritema awal	2 – 3	6 – 24 minggu
Epilasi dan deskuamasi kering	3 – 12	3 – 6 minggu
Deskuamasi basah	12 – 20	4 – 6 minggu
Nekrosis	>20	10 minggu

Dengan mengacu pada tabel 24, dapat diperkirakan efek deterministik yang terjadi pada jaringan kulit sehat dan kulit pada wilayah ctv dan ptv. Hal tersebut ditunjukkan pada tabel 25.

Tabel 25. Perkiraan Efek Deterministik yang Terjadi pada Jaringan Kulit

Jaringan	Konsentrasi Boron ( $\mu\text{g/g}$ kanker)	Dosis Serap (Gy)	Perkiraan Efek yang terjadi
ctv kulit	10	27,59	Nekrosi
	15	24,57	Nekrosi
	20	23,84	Nekrosi
	25	20,45	Nekrosi
	30	19,04	Deskuamasi basah
	35	16,68	Deskuamasi basah
ptv kulit	10	24,63	Nekrosi
	15	13,20	Deskuamasi basah
	20	12,64	Deskuamasi basah
	25	10,83	Epilasi dan deskuamasi kering
	30	9,84	Epilasi dan deskuamasi kering
	35	9,69	Epilasi dan deskuamasi kering
Kulit	10	8,76	Epilasi dan deskuamasi kering
	15	7,99	Epilasi dan deskuamasi kering
	20	7,54	Epilasi dan deskuamasi kering
	25	6,71	Epilasi dan deskuamasi kering
	30	6,48	Epilasi dan deskuamasi kering
	35	5,11	Epilasi dan deskuamasi kering

Berdasarkan efek deterministik pada jaringan kulit yang ditunjukkan pada tabel 25, tidak ada variasi konsentrasi boron yang tidak memberikan efek samping sama sekali pada jaringan kulit. Hal ini karena semua dosis serap pada jaringan tersebut melebihi 3 Gy yang merupakan batas dosis maksimal pada kulit. Efek yang mungkin terjadi apabila organ lengan yang terdapat kanker kulit

melanoma diiradiasi dengan sumber neutron yang berasal dari kolom termal Reaktor Kartini adalah eritema, epilasi, deskuamasi dan nekrosis pada jaringan kulit di sekitar tempat kanker kulit melanoma tersebut. Eritema merupakan gejala kulit kemerahan akibat pelebaran pembuluh darah kapiler. Epilasi ditandai dengan gejala rambut pada jaringan kulit rontok sampai akarnya. Deskuamasi kering adalah gejala dimana kulit terluar mengalami pengelupasan. Deskuamasi basah adalah gejala dimana kulit mengalami pengelupasan disertai pelapuhan dan bernanah. Sementara nekrosis adalah kematian jaringan kulit. Dengan mempertimbangkan efek yang terjadi pada jaringan kulit tersebut maka dipilihlah konsentrasi boron  $35 \mu\text{g/g}$  kanker yang cukup sesuai untuk terapi kanker kulit melanoma menggunakan BNCT dengan harapan bisa meminimalisasi waktu iradiasi dan jumlah boron pada jaringan kanker kulit melanoma sudah cukup untuk membunuh jaringan kanker tersebut.

## **BAB V**

### **PENUTUP**

#### **A. KESIMPULAN**

Berdasarkan penelitian analisis dosis BNCT pada kanker kulit melanoma yang telah dilakukan, maka dapat ditarik kesimpulan bahwa :

1. Nilai fluks neutron termal dan epitermal mengalami kenaikan mulai kedalaman 0 cm dan mencapai nilai tertinggi pada kedalaman 1,2 cm dan setelah kedalaman 3,25 cm nilainya mengalami penurunan secara signifikan.
2. Konsentrasi boron yang optimal untuk mengobati kanker kulit melanoma dengan mempertimbangkan dosis yang diterima jaringan sehat, ctv kulit, ptv kulit dan kanker adalah konsentrasi 35  $\mu\text{g/g}$  kanker.
3. Waktu yang dibutuhkan untuk melakukan iradiasi jaringan kanker kulit melanoma semakin cepat dengan bertambahnya konsentrasi boron yang digunakan. Waktu paling singkat yang dibutuhkan untuk iradiasi jaringan kanker kulit melanoma agar menerima dosis yang cukup untuk membunuh jaringan kanker adalah pada konsentrasi 35  $\mu\text{g/g}$  kanker yaitu 14,55 menit.

#### **B. SARAN**

Demi memperoleh hasil yang lebih baik, maka saran yang diberikan untuk penelitian berikutnya adalah :

1. Membuat geometri manusia secara utuh, tidak hanya berupa potongan organ tubuhnya.
2. Dilakukan penelitian lebih lanjut tentang dosis kanker kulit melanoma dengan kolimator dan sumber sebenarnya dari Reaktor Kartini agar mendapatkan hasil yang lebih akurat lagi.
3. Pengambilan sampel data harus lebih spesifik lagi dengan mengambil data dari rumah sakit untuk pasien kanker kulit melanoma.

## DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, Mukhlis. (2001). *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. Jakarta: Rinska Cipta. Jakarta.
- American Cancer Society. (2013). *Cancer Facts & Figures 2013*. Atlanta: American Cancer Society.
- American Cancer Society. (2014). *Cancer Facts & Figures 2014*. Atlanta: American Cancer Society.
- American Cancer Society. (2015). *Cancer Facts & Figures 2015*. Atlanta: American Cancer Society.
- American Cancer Society. (2016). *Cancer Facts & Figures 2016*. Atlanta: American Cancer Society.
- American Cancer Society. (2016). *Melanoma Skin Cancer*. Atlanta: American Cancer Society.
- Amin Shokr, A. *et al.* (2001). *Current Status of Neutron Capture Therapy*, IAEA-TECDOC-1223. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.
- Attix, H. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Madsion: University of Wilsconsin Medical School.
- Australia Cancer Council. (2008). *Melanoma-An Aide Memoire to Assist Diagnosis*. Diakses dari <http://www.cancer.org.au/about-cancer/types-of-cancer/skin-cancer/melanoma.html> pada tanggal 11 September 2014.
- Azamris. (2011). *Kanker Kulit di Bangsal Bedah RS Dr. M. Djamil Padang Januari 2002 – Maret 2007*. CDK 183/Vol.38 no.2/Maret - April 2011. Hlm. 109-110.
- Bapeten. (2015). *Efek Radiasi pada Sistem Biologi*. Diakses dari [ansn.bapeten.go.id/files/ins\\_Efek\\_Biologi.pdf](http://ansn.bapeten.go.id/files/ins_Efek_Biologi.pdf). pada tanggal 7 Mei 2016.
- Bapeten.(2015).*Dosimetri*.Diakses dari [ansn.bapeten.go.id/files/ins\\_dosimetri.pdf](http://ansn.bapeten.go.id/files/ins_dosimetri.pdf). pada tanggal 7 Mei 2016.
- Berlianti, Dwi. (2013). *Analisis Dosis di Organ Kritis pada Terapi Glioblastoma dengan Boron Neutron Capture Therapy Menggunakan Metode Simulasi MCNP5*. Skripsi: Fakultas Teknik – Universitas Gajah Mada.

- Booth, T.E. *et al.* (2003). *MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, volume I: User's Guide*. New Mexico: Los Alamos National Laboratory.
- Cember H, Johnson T. (2009). *Health Physics*. New York: The Mc Graw-Hill Compaines. New York: The Mc Graw-Hill Compaines.
- Deng, Li. *et al.* (2011). *The Dosimetry Calculation for Boron Neutron Capture Therapy*. Diagnostic Techniques and Surgical Management of Brain Tumors. Hlm. 173-198.
- Denise B. Pelowitz (ed). (2008). *MCNPX<sup>TM</sup> User's Manual*. Amerika: Los Alamos National Laboratory.
- Flores, F. Fernanda. *et al.* (2012). *Boron Uptake in Normal Melanocytes and Melanoma Cells and Boron Biodistribution Study in Mice Bearing B16F10 Melanoma for Boron Neutron Capture Therapy*. Jurnal Radiat Environ Biophysy. 51. Hlm. 319-329.
- Fauziah, Nina. (2013). *A Conceptual Design of Neutron Collimator in Thermal Column of Kartini Research Reactor of Boron Neutron Capture Therapy*. Skripsi: Fakultas Teknik – Universitas Gajah Mada.
- Hudi Hastowo dan Iyos R. Subki. (1999). *Boron Neutron Capture Therapy (BNCT), Status Teknologi Saat ini dan Kemungkinan Penggunaannya di Indonesia*. Prosiding Pertemuan dan Presentasi /Imiah P3TM-BATAN, Yogyakarta 14 -15 Juli 1999 Buku I. Hlm. 107-115.
- IAEA. (2001). *Current Status of Neutron Capture Therapy*. Wina:IAEA.
- Irhas. (2014). *Dosimetri Boron Neutron Capture Therapy pada Kanker Hati (Hepatocellular Carcinoma) Menggunakan MCNP-Code dengan Sumber Neutron dari Kolom Termal Reaktor Kartini*. Skripsi: Fakultas Teknik – Universitas Gajah Mada.
- Harling, Otto K. dan Riley, Kent J. (2012). *Fission Reactor-Based Irradiation Facilities for Neutron Capture Therapy-Malignant Melanoma*. Neutron Capture Therapy. Hlm. 19-40.
- Hendricks, John S. *et al.* (2008). *MCNPX 2.6.0 EXTENSIONS*: Los Alamos National Laboratory.

- John W. Hopewell, *et al.* (2012). *Boron Neutron Capture Therapy Application of Radiobiological Principles. Capture Therapy*. Jurnal Neutron Capture Therapy. W.A.G. Sauerwein *et al.* (eds.). Hlm. 329-358.
- Judith F. Briesmeister (ed). (2000). *MCNP<sup>TM</sup>—A General Monte Carlo N—Particle Transport Code Version 4C*. Los Alamos National Laboratory.
- Junichi Hiratsuka dan Hiroshi Fukuda. (2012). *Malignant Melanoma*. Jurnal Neutron Capture Therapy. W.A.G. Sauerwein *et al.* (eds.). Hlm. 433-448.
- Muslih, Ilma. (2015). *Dasar-Dasar Pemrograman MCNPX*. Yogyakarta: PSTA-BATAN.
- Moeloek, Nila dan Lukiarti Rukmini. (2011). *Indonesia Cancer Foundation*. Jakarta: Yayasan Kanker Indonesia. Jakarta.
- McConn *et al.* (2011). *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*. Washington: Pacific Northwest National Laboratory.
- Oemiati, Ratih. Rahajeng, Ekowati. dan Kristanto, Antonius Yudi. (2011). *Prevalensi Tumor dan Beberapa Faktor yang Mempengaruhinya di Indonesia*. Buletin Penelitian Kesehatan Vol. 39 No. 4. Hlm. 190-204.
- PTAPB BATAN. (2013). *Reaktor Kartini*. Yogyakarta: BATAN Yogyakarta.
- Rasito. (2013). *Pengenalan MCNP untuk Pengkajian Dosis*. Pusat Pendidikan dan dan Pelatihan BATAN.
- Savitskaya, E.N. dan Sannikov, A.V. (1995). *High Energy Neutron and Proton Kerma Factors for Different Element*. Radiant Protection Dosimetry Vol. 60 No. 2. Hlm. 135-146.
- Setiyadi, A. (2015). *Dosis Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Kanker Kulit (Melanoma Maligna) Menggunakan MCNPX-Code dengan Sumber Neutron dari Beamport Tembus Reaktor Kartini*. Skripsi. Yogyakarta: Universitas Negeri Yogyakarta.
- Shultis, J.K. and Faw, R.E. (2011). *An MCNP Primer*. Manhattan: Kansas State University.
- Wahyuningsih, D. (2014). *Optimasi Desain Kolimator untuk Uji In Vivo Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Beamport Tembus Reaktor Kartini Menggunakan Simulasi Monte Carlo N Particle 5 (MCNP5)*. Tesis. Yogyakarta: Universitas Gajah Mada.

- Wang, Yu. et al. (2013). *New type of neutron image scintillator based on  $H_3^{10}BO_3/ZnS(Ag)$* . Physics Procedia Vol. 43. Hlm. 216-222.
- Wiyatmo, Yusman. (2009). *Fisika Nuklir Dalam Telaah Semi-klasik dan Kuantum*. Yogyakarta: Pustaka Pelajar. Yogyakarta.
- Wirjosimin, S. (1996). *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*. Bandung: ITB. Bandung.
- Wolfgang A.G. Sauerwein. (2012). *Principle and Root of Neutron Capture Therapy*. Jurnal Neutron Capture Therapy. Hlm. 1-16.
- Wolfgang A.G. Sauerwein, Pierre M. Bet, dan Andrea Wittig. (2012). *Drugs for BNCT: BSH and BPA*. Jurnal Neutron Capture Therapy. Hlm. 117-140.
- World Health Organization. (2014). *Cancer Country Profiles 2014*. World Health Organization. Jakarta, Indonesia.

## LAMPIRAN 1

### Kode Input MCNPX untuk Konsentrasi Boron 30 $\mu\text{g/g}$ kanker

boron 30 mikro gram per gram kanker

c cell cards

1 1 -2.6989000 -1 2 -9 imp:n=1 imp:p=1 \$ moderator

3 13 -8.91 -4 6 -5 #1 #4 #5 #6 #7 imp:n=1 imp:p=1 \$ dinding kolimator

2 0 #1 #3 #4 #5 #6 #7 #15 #16 #25 #26 #27 #28 &

#29 #30 #31 #32 #40 imp:n=0 imp:p=0 \$ lingkungan

4 3 -0.001205 3 -7 -5 #7 imp:n=1 imp:p=1 \$ kolimator

5 3 -0.001205 -4 18 -8 #25 #26 #27 #28 &

#29 #30 #31 #32 #40 vol=116645.597 imp:n=1 imp:p=1 \$ kolimator

6 12 -9.49 -1 -3 9 -7 imp:n=1 imp:p=1 \$ filter

7 2 -9.78 -4 -5 10 imp:n=1 imp:p=1 \$ perisai gamma

15 3 -0.001205 -7 5 -18 imp:n=1 imp:p=1 \$ kolimator

16 6 -1.28 7 -18 -4 5 imp:n=1 imp:p=1 \$ penahan radiasi neutron

c kulit

25 31 -1.1 -500 501 -502 503 #27 #28 &

#29 #31 vol=7.108 imp:p=1 imp:n=1

c otot

26 29 -1.04 -503 501 -502 504 #28 #30 #32 &

#40 vol=9.7502 imp:p=1 imp:n=1

c tulang

27 30 -1.85 -504 501 -502 vol=1.257 imp:n=1 imp:p=1

c kanker

28 32 -1.144 -508 -500 506 -507 -509 510 vol=1 imp:n=1 imp:p=1

c cvt kulit

29 35 -1.144 -500 503 -534 531 -530 532 -533 #28 &

vol=0.0625 imp:n=1 imp:p=1

c ctv otot

30 36 -1.04 -503 -535 531 -530 532 -533 #28 &

vol=0.1175 imp:n=1 imp:p=1

c ptv kulit

31 33 -1.1 -500 503 -540 -536 537 -539 538 #26 #28 #29 &

vol=0.0625 imp:n=1 imp:p=1

c ptv otot

32 34 -1.04 -503 -541 -536 537 -539 538 #30 #28 vol=0.25 &

imp:n=1 imp:p=1

c kisi

40 29 -1.04 -503 501 -502 525 vol=9.245 imp:n=1 imp:p=1

c 41 29 -1.04 -503 501 -502 526 -525 vol=3.439 imp:n=1 imp:p=1

c surface cards

1 cx 22 \$ silinder pada sb. x dg jari-jari 22 cm

2 px 0 \$ plat di titik x=0

3 px 75 \$ plat di titik x=75

4 cx 27 \$ selinder pada sb. x gd jari-jari 27 cm

5 px 97 \$ plat di titik x=97

6 px -0.1 \$ plat di titik x=0.1

7 kx 99 0.8 -1 \$ kerucut pada sb. x

8 px 150 \$ plat di titik x=150

9 px 60 \$ plat di titik x=60

10 px 95 \$ plat di titik x=95

18 px 98 \$ plat di titik x=98

c kulit

500 c/y 102.65 0 4.35 \$ silinder sejajar sb.y dg r=4.35

c otot

503 c/y 102.65 0 4.1 \$silinder sejajar sb.y dg r=4.1

c panjang organ

501 py -3.5 \$ plat di titik y=-3.5

502 py 3.5 \$ plat di titik y=3.5

c tulang lengan atas

504 c/y 102.75 0 1.2 \$ silinder sejajar sb.y dg r=1.2

c kanker kulit melanoma

506 py -0.2 \$ plat di titik y=-0.2

507 py 0.2 \$ plat di titik y=0.2

508 px 99 \$plat di titik x=99

509 pz 0.2 \$ plat dititik z=0.2

510 pz -0.2 \$ plat dititik z=0.2

c ctv kulit

530 pz 0.5 \$plat di titik z=0.5

531 pz -0.5 \$plat di titik z=-0.5

532 py -0.5 \$plat di titik y=-0.5

533 py 0.5 \$plat di titik y=0.5

534 px 99.3 \$plat di titik x=99.3

c ctv otot

535 px 99.3 \$plat di titik 99.3

c ptv kulit

536 pz 0.8 \$plat dititik z=0.8

537 pz -0.8 \$platdititik z=-0.8

538 py -0.8 \$plat di titik y=-0.8

539 py 0.8 \$plat di titik y=0.8  
540 px 99 \$plat di titik x=99  
c ptv otot  
541 px 99.8 \$plat di titik x=99.8  
c kisi organ  
525 px 104.2 \$plat dititik x=104.2

c data cards

c materials

m1 13027 -1.000 \$ Aluminium

m2 83209 -1.000 \$ Bismuth

m3 6000 -0.000124 7014 -0.755268 8016 -0.231781 18000 -0.012827 \$ udara

m6 3006 -0.083 6000 -0.512 8016 -0.33 1001 -0.072 \$Li2CO3-poly

m12 28060.62c -0.995 28058.62c -0.005 \$nickel-60

m13 28000 -1.000 \$nikel murni

m31 1001 -0.100586994 6012 -0.228247718 &

7014 -0.046419536 8016 -0.61899581 &

11023 -6.99993E-05 12000 -5.99994E-05 &

15031 -0.000329997 16000 -0.001589984 &

17000 -0.002669973 19000 -0.000849992 &

20000 -0.000149999 26000 -9.9999E-06 &

30000 -9.9999E-06 5010 -0.000003 \$kulit

m29 1001 -0.100635994 6012 -0.107828922 &

7014 -0.027679723 8016 -0.754765452 &

11023 -0.000749993 12000 -0.000189998 &

15031 -0.001799982 16000 -0.002409976 &

17000 -0.000789992 19000 -0.003019970 &

20000 -2.99997E-05 26000 -3.99996E-05 &

30000 -4.99995E-05 5010 -0.000003 \$otot

m30 1001 -0.047233528 6012 -0.144328557 &

7014 -0.04198958 8016 -0.446091539 &

12000 -0.002199978 15031 -0.10496895 &

16000 -0.003149969 20000 -0.209927901 &

30000 -9.9999E-05 5010 -0.000003 \$ tulang

m32 1001 -0.098989605 6012 -0.268971756 &

7014 -0.044995225 8016 -0.568940258 &

15031 -0.01799809 5010 -0.00003 \$kaner

m33 1001 -0.100586994 6012 -0.228247718 &

7014 -0.046419536 8016 -0.61899581 &

11023 -6.99993E-05 12000 -5.99994E-05 &

15031 -0.000329997 16000 -0.001589984 &

```

17000 -0.002669973 19000 -0.000849992 &
20000 -0.000149999 26000 -9.9999E-06 &
30000 -9.9999E-06 5010 -0.000003 $ptv kulit
m34 1001 -0.100635994 6012 -0.107828922 &
7014 -0.027679723 8016 -0.754765452 &
11023 -0.000749993 12000 -0.000189998 &
15031 -0.001799982 16000 -0.002409976 &
17000 -0.000789992 19000 -0.00301997 &
20000 -2.99997E-05 26000 -3.99996E-05 &
30000 -4.99995E-05 5010 -0.000003 $ptv otot
m35 1001 -0.09899802 6012 -0.26899462 &
7014 -0.04499905 8016 -0.56898862 &
15031 -0.01799962 5010 -0.000003 $ctv kulit
m36 1001 -0.100635994 6012 -0.107828922 &
7014 -0.027679723 8016 -0.754765452 &
11023 -0.000749993 12000 -0.000189998 &
15031 -0.001799982 16000 -0.002409976 &
17000 -0.000789992 19000 -0.00301997 &
20000 -2.99997E-05 26000 -3.99996E-05 &
30000 -4.99995E-05 5010 -0.000003 $ctv otot
c sumber
c POS = 0 0 0
sdef sur=2 ERG=0.1 AXS=1 0 0 par=n vec=1 0 0 dir=1
mode n p
f2:n 18 500 503 509 510 508 535 541 504 $fluks neutron
SD2 31.4 308 300 20 20 20 25 30 40
fm2 1e+14
e2 5e-7 0.01 20
f4:n 5 28 29 31 30 32 25 26 27 40 $fluks neutron (n/cm2.s)
fm4 5e+15
e4 5e-7 0.01 20
f34:n 5 28 29 31 30 32 25 26 27 40 $dosis neutron (Sv/s)
fm34 7.553e+15
e34 5e-7 0.01 20
de34 3.6E-7 6.3E-7 1.1E-6 2E-6 3.6E-6
6.3E-6 1.1E-5 2E-5 3.6E-5 6.3E-5
1.1E-4 2E-4 3.6E-4 6.3e-4 1.1e-3
2e-3 3.6e-3 6.3e-3 0.011 0.02
0.036 0.063 0.082 0.086 0.09
0.094 0.098 0.105 0.115 0.125
0.135 0.145 0.155 0.165 0.175

```

0.185 0.195 0.21 0.23 0.25  
 0.27 0.29 0.31 0.33 0.35  
 0.37 0.39 0.42 0.46 0.5  
 0.54 0.58 0.62 0.66 0.7  
 0.74 0.78 0.82 0.86 0.9  
 0.94 0.98 1.05 1.15 1.25  
 1.35 1.45 1.55 1.65 1.75  
 1.85 1.95 2.1 2.3 2.5  
 2.7 2.9 3.1 3.3 3.5  
 3.7 3.9 4.2 4.6 5  
 5.4 5.8 6.2 6.6 7  
 7.4 7.8 8.2 8.6 9  
 9.4 9.8 10.5 11.5 12.5  
 df34 5.06E-14 3.84e-14 2.91e-14 2.17e-14 1.64e-14  
 1.28e-14 1.03e-14 8.92e-15 8.87e-15 1.05e-14  
 1.45e-14 2.33e-14 3.97e-14 6.78E-14 1.17e-13  
 2.1e-13 3.73e-13 6.42e-13 1.09e-12 1.09e-12  
 1.88e-12 3.11e-12 4.82e-12 5.86e-12 6.05e-12  
 6.24e-12 6.44e-12 6.62e-12 6.92e-12 7.35e-12  
 7.76e-12 8.13e-12 8.50e-12 8.86e-12 9.19e-12  
 9.51e-12 9.83e-12 1.01e-11 1.06e-11 1.11e-11  
 1.16e-11 1.21e-11 1.27e-11 1.31e-11 1.36e-11  
 1.41e-11 1.46e-11 1.52e-11 1.66e-11 1.64e-11  
 1.65e-11 1.71e-11 1.77e-11 1.83e-11 1.89e-11  
 1.95e-11 2e-11 2.06e-11 2.11e-11 2.16e-11  
 2.23e-11 2.33e-11 2.5e-11 2.52e-11 2.52e-11  
 2.63e-11 2.71e-11 2.76e-11 2.83e-11 2.94e-11  
 2.99e-11 3.12e-11 3.13e-11 3.24e-11 3.29e-11  
 3.44e-11 3.59e-11 3.75e-11 3.85e-11 4.19e-11  
 4.29e-11 4.4e-11 4.33e-11 4.43e-11 4.43e-11  
 4.68e-11 4.57e-11 4.77e-11 4.92e-11 5.07e-11  
 5.19e-11 5.42e-11 5.47e-11 5.41e-11 5.56e-11  
 5.66e-11 5.83e-11 5.96e-11 6.01e-11 6.38e-11  
 f24:p 5 28 29 31 30 32 25 26 27 40 \$dosis gamma  
 fm24 1e+14  
 de24 0.001 0.0015 0.002 0.003 0.004 0.005 0.006  
 0.008 0.01 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05  
 0.06 0.08 0.1 0.15 0.2 0.3 0.4  
 0.5 0.6 0.8 1 1.25 1.5 2  
 3 4 5 6 8 10 15  
 20

df24 5.63e-10 2.83e-10 1.68e-10 8.07e-11 4.7e-11  
3.02e-11 2.09e-11 1.16e-11 7.24e-12 3.04e-12  
1.64e-12 7.02e-13 4.23e-13 3.25e-13 2.98e-13  
3.27e-13 4.03e-13 6.61e-13 9.43e-13 1.52e-12  
2.09e-12 2.62e-12 3.13e-12 4.08e-12 4.93e-12  
5.89e-12 6.76e-12 8.29e-12 1.09e-11 1.31e-11  
1.52e-11 1.71e-11 2.09e-11 2.47e-11 3.39e-11  
4.33e-11  
nps 1000000

## LAMPIRAN 2

### Perhitungan Massa Boron-10 pada Tiap Jaringan

Contoh untuk perhitungan konsentrasi Boron-10 sebanyak 20  $\mu\text{g/g}$  kanker (Charles et al. 1994; Berlianti, 2013)

#### 1. Kanker

$$\begin{aligned}
 V &= 0,108 \text{ cm}^3 \\
 \text{Massa Jenis } (\rho) &= 1,144 \text{ g/cm}^3 \\
 m_{\text{Kanker}} &= V \times \rho \\
 &= 0,072 \times 1,144 \\
 &= 0,082368 \text{ g} \\
 m_{\text{Boron}} &= 20 \times 10^{-6} \text{ g/g kanker} \times 0,082368 \text{ g kanker} \\
 &= 1,64736 \times 10^{-6} \text{ g}
 \end{aligned}$$

Perbandingan massa boron yang ada di jaringan kanker dan jaringan lain yaitu 10:1, sehingga massa boron pada jaringan kanker adalah  $1,23552 \times 10^{-6} \text{ g}$  dan massa boron pada jaringan lain adalah  $1,64736 \times 10^{-7} \text{ g}$ .

#### 2. Perhitungan Fraksi Atom di Kanker

$$\begin{aligned}
 \text{Massa Kanker} &= 0,082368 \text{ g} \\
 \text{Massa Boron} &= 1,64736 \times 10^{-7} \text{ g} \\
 \text{Persen Boron} &= \frac{\text{massa boron}}{\text{massa boron} + \text{massa total jaringan kanker}} \times 100\% \\
 &= \frac{1,64736 \times 10^{-6} \text{ g}}{1,64736 \times 10^{-6} \text{ g} + 0,082368 \text{ g}} \\
 &= 0,001 \% \\
 \text{Persen kanker} &= \frac{\text{massa kanker}}{\text{massa boron} + \text{massa total jaringan kanker}} \times 100\% \\
 &= \frac{0,082368 \text{ g}}{1,64736 \times 10^{-6} \text{ g} + 0,082368 \text{ g}} \times 100\% \\
 &= 99,999 \% \\
 \rho_{\text{campuran}} &= \frac{\rho_{\text{boron}} \times \rho_{\text{kanker}}}{\text{persen kanker} \times \rho_{\text{boron}} + \text{fraksi boron} \times \rho_{\text{kanker}}} \\
 \rho_{\text{campuran}} &= \frac{2,37 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \times 1,144 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}}{99,999 \% \times 2,37 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} + 0,001 \% \times 1,144 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}} \\
 \rho_{\text{campuran}} &= 0,01144 \text{ g/cm}^3
 \end{aligned}$$

Massa tiap atom kanker = persen massa tiap unsur penyusun kanker  $\times$  massa total kanker dengan bantuan Microsoft excel maka nilai massa tiap atom kanker ditunjukkan pada table di bawah ini

Nama Jaringan	unsur	persen unsur (%)	massa jaringan	massa per unsur (gram)	persen unsur baru / Wf (%)
Kanker	H	9,9	0,123552	0,008154432	9,899999901
	C	26,9	0,123552	0,022156992	26,89999973
	N	4,5	0,123552	0,00370656	4,499999955
	O	56,9	0,123552	0,046867392	56,89999943
	P	1,8	0,123552	0,001482624	1,799999982
	Boron-10	0,000001	1,23552E-6	1,23552E-14	1E-06

$$\text{Fraksi atom unsur} = \frac{\text{densitas atom ke } - i}{\text{densitas atom total jaringan organ}}$$

$$\text{Densitas atom } (\rho \text{ atom}) = \frac{\rho \text{ campuran} \times W_f \text{ per unsur} \times \text{bilangan avogadro}}{\text{Ar atom}}$$

$$\text{Densitas boron } \rho_{\text{boron}} = \frac{0,01144 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \times 1 \times 10^{-6} \times 6,022 \times 10^{23} \text{ atom} \frac{\text{cm}^2}{\text{mol b}}}{10,81 \left(\frac{\text{g}}{\text{mol}}\right)}$$

$$\text{Densitas boron } (\rho_{\text{boron}}) = 6,37405 \times 10^{14} \text{ atom} \frac{\text{cm}^2}{\text{mol b}}$$

$$\text{Fraksi atom boron} = 1,52949 \times 10^{18} \text{ atom} / 1.10088 \times 10^{23} \text{ atom} = 1,38934 \times 10^{-6}$$

Untuk fraksi atom dan densitas atom unsur penyusun kanker yang lainnya dapat dicari dengan cara sama.

Tabel hasil perhitungan fraksi atom tiap unsur pada jaringan kanker

$\rho$ campuran (gr/cm <sup>3</sup> )	Bilangan Avogadro	Ar (gr/mol)	Densitas atom (Patom)	fraksi atom	jumlah Patom total
1,144014258	6,022E+23	1,008	6,766049E+24	6,139488E-01	1,10208E+25
1,144014258	6,022E+23	12,011	1,542885E+24	0,140000833	1,10208E+25
1,144014258	6,022E+23	14,007	2,213237E+23	0,020082829	1,10208E+25
1,144014258	6,022E+23	15,999	2,450078E+24	0,222319181	1,10208E+25
1,144014258	6,022E+23	30,974	4,003462E+22	0,003632727	1,10208E+25
1,144014258	6,022E+23	10,811	1,720468E+20	1,561147E-05	1,10208E+25

**LAMPIRAN 3**  
**Perhitungan Laju Dosis Boron, Laju Dosis Proton, Dosis Hamburan Neutron dan Dosis Gamma**

Contoh perhitungan laju dosis tiap komponen radiasi dan laju dosis total pada tumor dengan konsentrasi Boron 30 $\mu$ g/g tumor (Berlianti, 2014; Cember dan Johnson, 2009).

1. Laju Dosis Hamburan Neutron

$$D = 1,75504 \times 10^5 \frac{Gy}{detik}$$

2. Laju Dosis Sinar Gamma

Dosis dari Reaksi Neutron dengan Materi Jaringan Kanker

$$\phi \text{ Termal} = 1,73853 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$$

$$m_{\text{jaringan kanker}} = 0,000082368 \text{ kg}$$

$$\begin{aligned} m_{\text{Hidrogen}} &= \text{persen hidrogen} \times m_{\text{jaringan tumor}} \\ &= 0,099 \% \times 0,082368 \text{ kg} \\ &= 8,15443 \times 10^{-6} \text{ kg} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} N_{\text{Hidrogen-kanker}} &= \frac{\left( \frac{m(\text{gram})}{Ar(\frac{\text{gram}}{\text{mol}})} \right)_{\text{hidrogen}} \times 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{m_{\text{tumor}}(\text{kg})} \\ &= \frac{\frac{8,15443 \times 10^{-3}}{2} \times 6,023 \times 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{m_{\text{tumor}}(\text{kg})} \\ &= 2,98139 \times 10^{25} \text{ atom/kg} \end{aligned}$$

Laju pelepasan sinar g yang dihasilkan di dalam kanker adalah

$$\text{Tampang lintang hidrogen } (\sigma_{H-1}) = 3,31960 \times 10^{-25}$$

$$\begin{aligned} \ddot{R} &= \phi \cdot N_{\text{Hidrogen-tumor}} \cdot \sigma_{H-1} \\ &= 1,73853 \times 10^9 \times 2,98139 \times 10^{25} \times 3,31960 \times 10^{-25} \\ &= 1,7206 \times 10^9 \text{ Bq/kg} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \Delta &= 2,33 \frac{MeV}{\gamma} \times 1,6 \times 10^{-13} \\ &= 3,568 \times 10^{-13} \frac{Gy/detik}{Bq/kg} \end{aligned}$$

$$\phi = 6,52 \times 10^{-3} \text{ (dari tabel 2 pada lampiran 4 untuk sumber gamma)}$$

berenergi 2,23 MeV berada di kulit).

$$\begin{aligned}\dot{D} &= \ddot{R}\Delta\sigma \\ &= 1,7206 \times 10^9 \times 3,568 \times 10^{-13} \times 6,52 \times 10^{-3} \\ &= 4,6106 \times 10^{-6} \text{ Gy/detik.}\end{aligned}$$

Laju dosis gamma untuk jaringan lain dihitung dengan cara yang sama hanya dengan merubah parameter-parameter yang berbeda, sehingga diperoleh laju dosis gamma total adalah  $4,57136 \times 10^{-3}$  Gy/detik.

3. Laju dosis alfa hasil interaksi boron dengan neutron termal

$$\begin{aligned}\Phi_{\text{termal}} &= 1,7206 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1} \\ m_{\text{kanker}} &= 0,000082368 \text{ kg} \\ A_{\text{boron}} &= 10,81 \text{ g/mol} \\ \sigma_{\text{boron}} &= 3,8637 \times 10^{-21} \text{ cm}^2 \\ m_{\text{boron}} &= 2,47104 \times 10^{-8} \text{ kg} \\ E &= 2,33 \text{ MeV} \times 1,6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV} \\ &= 3,728 \times 10^{-13} \text{ J}\end{aligned}$$

$$N_{\text{boron}} = \frac{\left(\frac{2,43 \times 10^{-5} \text{ g}}{10,81}\right) \times 6,023 \times 10^{23}}{0,000599243}$$

$$= 2,2565 \times 10^{21} \text{ atom/kg}$$

$$\begin{aligned}\dot{D} &= N_{\text{boron}} \cdot \Phi \cdot \sigma_{\text{boron}} \cdot E \\ &= 2,2565 \times 10^{21} \times 1,7206 \times 10^9 \times 3,8637 \times 10^{-21} \times 3,728 \times 10^{-13} \\ &= 4,15424 \times 10^{-3} \text{ Gy/detik}\end{aligned}$$

4. Laju dosis proton atau nitrogen

$$\begin{aligned}\Phi_{\text{termal}} &= 1,7206 \times 10^9 \text{ n.cm}^{-2}.\text{s}^{-1} \\ m_{\text{kanker}} &= 0,000082368 \text{ kg kg} \\ A_{\text{nitrogen}} &= 14,008 \text{ g/mol} \\ \sigma_{\text{nitrogen}} &= 1,8269 \times 10^{-24} \text{ cm}^2 \\ m_{\text{nitrogen}} &= 0,02696595 \text{ g} \\ E &= 0,63 \text{ MeV} \times 1,6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV} = 1,008 \times 10^{-13} \text{ J}\end{aligned}$$

$$N_{\text{nitrogen}} = \frac{\left(\frac{0,02696595}{14,008}\right) \times 6,023 \times 10^{23}}{0,000599243}$$

$$\begin{aligned}
&= 1,93596 \times 10^{24} \text{ atom/kg} \\
\dot{D} &= N_{\text{nitrogen}} \cdot \Phi \cdot \sigma_{\text{nitrogen}} \cdot E \\
&= 1,93596 \times 10^{24} \times 7,61740 \times 10^9 \times 1,8269 \times 10^{-24} \times 1,008 \times 10^{-13} \\
&= 4,78085 \times 10^{-3} \text{ Gy/detik}
\end{aligned}$$

##### 5. Laju dosis total

$$\begin{aligned}
\dot{D}_{\text{total}} &= (W_B \times \dot{D}_{\text{alfa}}) + (W_p \times \dot{D}_{\text{proton}}) + (W_n \times \dot{D}_{\text{neutron}}) + (W_\gamma \times \dot{D}_\gamma) \\
&= (3,8 \times 4,15424 \times 10^{-3}) + (2 \times 4,57136 \times 10^{-3}) + \\
&\quad (3,2 \times 1,75504 \times 10^{-5}) + (1 \times 4,78085 \times 10^{-3}) \\
&= 1,05413 \times 10^{-3} \text{ Gy/detik}
\end{aligned}$$

LAMPIRAN 4

TABEL FRAKSI DOSIS GAMMA

Specific Absorbed Fraction of Photon Energy in kg-1: Recommended Values for Age 15 Male or Adult Female

Target	Energy (MeV)												
	0.010	0.015	0.020	0.030	0.050	0.100	0.200	0.500	1.000	1.500	2.000	4.000	
Adrenals	4.56E-07	1.96E-05	2.81E-04	1.29E-03	2.02E-03	1.95E-03	2.20E-03	2.37E-03	2.39E-03	2.32E-03	2.32E-03	2.23E-03	1.91E-03
UB_Wall	4.69E-06	9.89E-05	8.60E-04	3.01E-03	4.64E-03	4.42E-03	3.99E-03	3.55E-03	3.22E-03	2.97E-03	2.97E-03	2.80E-03	2.36E-03
Bone Sur	1.81E-03	6.37E-03	1.19E-02	1.81E-02	1.61E-02	8.58E-03	5.55E-03	4.23E-03	4.04E-03	3.99E-03	3.89E-03	3.37E-03	2.61E-03
Brain	1.43E-05	8.47E-05	2.99E-04	1.77E-03	2.71E-03	2.35E-03	2.47E-03	2.90E-03	2.86E-03	2.61E-03	2.40E-03	1.98E-03	1.43E-03
Breasts	1.27E-02	1.97E-02	2.00E-02	1.31E-02	6.25E-03	4.11E-03	4.41E-03	5.04E-03	4.85E-03	4.51E-03	4.23E-03	3.63E-03	2.81E-03
St Wall	6.30E-06	1.09E-04	8.29E-04	2.78E-03	4.09E-03	3.85E-03	3.49E-03	3.13E-03	2.85E-03	2.63E-03	2.49E-03	2.10E-03	1.61E-03
SI_Wall	2.59E-09	1.33E-06	1.11E-04	8.02E-04	1.81E-03	1.84E-03	1.90E-03	2.10E-03	2.19E-03	2.21E-03	2.18E-03	1.91E-03	1.43E-03
ULI_Wall	0.0	3.92E-06	1.90E-04	1.66E-03	3.51E-03	3.62E-03	3.29E-03	2.92E-03	2.66E-03	2.46E-03	2.33E-03	1.98E-03	1.43E-03
LLI_Wall	1.34E-05	8.55E-05	3.18E-04	2.03E-03	4.14E-03	4.15E-03	3.73E-03	3.29E-03	2.98E-03	2.75E-03	2.60E-03	2.20E-03	1.72E-03
Kidneys	2.28E-05	2.47E-04	1.34E-03	3.02E-03	2.65E-03	2.15E-03	2.39E-03	2.66E-03	2.68E-03	2.65E-03	2.56E-03	2.07E-03	1.59E-03
Liver	4.08E-06	7.03E-05	5.30E-04	2.01E-03	2.45E-03	2.13E-03	2.26E-03	2.52E-03	2.60E-03	2.53E-03	2.42E-03	2.13E-03	1.65E-03
ETI_bas	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03	1.88E-03
ET2_bas	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03	1.88E-03
LN_ET	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03	1.88E-03
BBI_bas	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
BBI_sec	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
bbe_sec	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
AI	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
LN_Th	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
Lung_Tiss	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
Lung_NP	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03	1.88E-03
Lung_TB	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
Lung_P	2.72E-06	6.31E-05	5.87E-04	2.45E-03	2.80E-03	2.26E-03	2.29E-03	2.83E-03	2.60E-03	2.45E-03	2.33E-03	1.97E-03	1.43E-03
Muscle	4.93E-03	7.55E-03	7.88E-03	6.46E-03	4.34E-03	3.20E-03	3.22E-03	3.65E-03	3.67E-03	3.43E-03	3.19E-03	2.61E-03	2.03E-03
Ovaries	0.0	2.82E-08	2.36E-05	5.35E-04	1.69E-03	1.78E-03	1.88E-03	2.02E-03	2.17E-03	2.15E-03	2.05E-03	1.62E-03	1.14E-03
Pancreas	2.98E-04	1.27E-03	3.26E-05	5.79E-04	1.64E-03	1.77E-03	1.87E-03	2.02E-03	2.16E-03	2.16E-03	2.07E-03	1.66E-03	1.14E-03
R_Marrow	3.90E-04	1.27E-03	1.88E-03	2.41E-03	3.67E-03	2.44E-03	2.66E-03	2.99E-03	3.17E-03	2.97E-03	2.79E-03	2.51E-03	2.03E-03
Skin	2.62E-01	1.34E-01	7.27E-02	2.86E-02	1.07E-02	6.89E-03	7.82E-03	8.72E-03	8.54E-03	8.02E-03	7.51E-03	6.19E-03	4.72E-03
Spleen	1.54E-06	3.84E-05	3.76E-04	1.71E-03	2.49E-03	2.04E-03	2.15E-03	2.49E-03	2.53E-03	2.40E-03	2.28E-03	2.08E-03	1.59E-03
Testes	2.88E-03	1.35E-02	2.09E-02	1.73E-02	8.98E-03	5.79E-03	6.04E-03	6.69E-03	6.14E-03	5.52E-03	5.15E-03	4.72E-03	3.63E-03
Thymus	1.27E-05	2.14E-04	1.59E-03	3.60E-03	3.26E-03	2.68E-03	2.89E-03	3.21E-03	3.26E-03	3.03E-03	2.83E-03	2.52E-03	1.97E-03
Thyroid	0.0	2.11E-05	4.76E-04	2.47E-03	2.97E-03	2.56E-03	2.76E-03	2.94E-03	2.84E-03	2.66E-03	2.54E-03	2.36E-03	1.88E-03
GB Wall	7.25E-09	2.24E-06	1.31E-04	1.38E-03	3.22E-03	3.46E-03	3.16E-03	2.80E-03	2.55E-03	2.36E-03	2.24E-03	1.90E-03	1.43E-03
Ht_Wall	2.07E-05	1.31E-04	4.85E-04	1.60E-03	2.39E-03	2.17E-03	2.24E-03	2.53E-03	2.51E-03	2.40E-03	2.30E-03	2.09E-03	1.59E-03
Uterus	1.85E-09	6.45E-07	4.12E-05	7.21E-04	1.82E-03	1.89E-03	1.96E-03	2.22E-03	2.19E-03	2.15E-03	2.10E-03	1.88E-03	1.43E-03

