



**TUGAS AKHIR - SF184801**

**ANALISA KARAKTERISASI BOLUS BERBAHAN *SILICONE RUBBER*, *PLAY-DOH* DAN LILIN MALAM UNTUK TERAPI RADIASI MENGGUNAKAN ENERGI ELEKTRON**

**TRIMAWARTI NAZARA  
NRP 01111540007001**

**Dosen Pembimbing  
Endarko, M.Si, Ph.D  
Andreas Nainggolan, S.Si, M.Si**

**DEPARTEMEN FISIKA  
FAKULTAS SAINS DAN ANALITIKA DATA  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2020**





**TUGAS AKHIR- SF 184801**

**ANALISA KARAKTERISASI BOLUS BERBAHAN  
*SILICONE RUBBER, PLAY DOH* DAN LILIN MALAM  
UNTUK TERAPI RADIASI MENGGUNAKAN ENERGI  
ELEKTRON**

**TRIMAWARTI NAZARA  
NRP 01111540007001**

**Dosen Pembimbing:  
Endarko, M.Si, Ph.D  
Andreas Nainggolan, S.Si, M.Si**

**DEPARTEMEN FISIKA  
FAKULTAS SAINSDAN ANALITIKA DATA  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2020**

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*



**FINAL PROJECT– SF 184801**

**CHARACTERIZATION ANALYSIS OF BOLUS FROM  
SILICONE RUBBER, PLAY-DOH AND CANDLE FOR  
RADIATION THERAPY USING ELECTRON ENERGY**

**TRIMAWARTI NAZARA  
NRP 01111540007001**

**Supervisor:  
Endarko, M.Si, Ph.D  
Andreas Nainggolan, S.Si, M.Si**

**DEPARTMENT OF PHYSICS  
FACULTY OF SCIENCE AND DATA ANALYTICS  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2020**

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

**LEMBAR PENGESAHAN**  
**ANALISA KARAKTERISASI BOLUS BERBAHAN**  
**SILICONE RUBBER, PLAY DOH DAN LILIN**  
**MALAM UNTUK TERAPI RADIASI**  
**MENGGUNAKAN ENERGI ELEKTRON**

**TUGAS AKHIR**

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh  
Gelar Sarjana Sains  
pada  
Bidang Studi Fisika Medis  
Program Studi S-1 Departemen Fisika  
Fakultas Sains dan Analitika Data  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh  
**TRIMAWARTI NAZARA**  
**01111540007001**

**Disetujui oleh Pembimbing Tugas Akhir:**

**Endarko, M.Si, Ph.D**

**NIP.1974111719 9903 1 001**

**Andreas Nainggolan, M.Si**

**NIP. 1071100269**

(.....)  
(.....)



*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

# **ANALISA KARAKTERISASI BOLUS BERBAHAN SILICONE RUBBER, PLAY DOH DAN LILIN MALAM UNTUK TERAPI RADIASI MENGUNAKAN ENERGI ELEKTRON**

**Nama Mahasiswa** : Trimawarti Nazara  
**NRP** : 0111154007001  
**Departemen** : Fisika Fakultas Sains dan Analitika  
Data ITS  
**Dosen Pembimbing** : 1.Endarko, M.Si, Ph.D  
: 2.Andreas Nainggolan, S.Si, M.Si

## **ABSTRAK**

*Penggunaan bolus dalam radioterapi sebagai material yang mempunyai sifat mirip dengan jaringan tubuh manusia adalah untuk meningkatkan dosis permukaan dan sebagai pengganti jaringan kulit yang tidak rata. Pada penelitian ini dibuat bolus dari campuran Silicone Rubber (SR) dan aluminium, Play-doh (PD) dan bolus Lilin malam (LM). Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mendapatkan nilai densitas, dosis serap, faktor transmisi, koefisien atenuasi, kurva PDD dan dosis permukaan. CT Simulator dan Treatment Planning System (TPS) digunakan untuk analisis densitas, sementara uji dosimetri digunakan Linear Acceleration (LINAC). Semua alat uji berada di rumah sakit MRCC Siloam Semanggi Jakarta. Penelitian ini menggunakan energi elektron 6, 9 dan 12 MeV dengan ketebalan bolus bervariasi 0,5; 1 dan 1,5 cm serta luas  $11 \times 11 \text{ cm}^2$ . Hasil yang diperoleh menunjukkan bolus SR memiliki nilai densitas yang mirip dengan bolus LM dan PD yakni setara dengan densitas air. Sementara itu, pada ketebalan 1 dan 1,5 cm, bolus SR mampu menyerap energi elektron seperti bolus klinis (LM dan PD).*

*Dapat disimpulkan bahwa bolus SR berpotensi sebagai bolus klinis karena memiliki kepadatan yang mirip dengan kerapatan air dan dapat meningkatkan dosis permukaan..*

***Kata Kunci : Bolus, Lilin Malam, Play-Doh, Silicone Rubber***

# CHARACTERIZATION ANALYSIS OF BOLUS FROM SILICONE RUBBER, PLAY-DOH AND CANDLE FOR CANCER THERAPY USING ELECTRON ENERGY

**Name** : Trimawarti Nazara  
**NRP** : 01111540007001  
**Department** : Physics Faculty of Science and Data Analytics ITS  
**Supervisor** : 1. Endarko, M.Si, Ph.D  
: 2. Andreas Nainggolan S.Si, M.Si

## ABSTRACT

*One of the benefits of using bolus in radiotherapy as a material that has properties similar to human body tissue is to increase surface doses and as a substitute for uneven skin tissue. In this study, boluses were made from a mixture of Silicone Rubber (SR) and aluminum, Play-doh (PD), and wax candles (LM). The purpose of this study is to obtain the value of density, absorbency dose, transmission factor, attenuation coefficient, PDD curve, and surface dose. CT Simulator and Treatment Planning System (TPS) are used as a density analysis, while the dosimetry test is used Linear Acceleration (LINAC). All test equipment is located at MRCCC Siloam Hospitals Semanggi in Jakarta. This study uses 6, 9, and 12 MeV electron energy with varying bolus thicknesses. 0.5, 1 and 1.5 cm and area  $11 \times 11 \text{ cm}^2$ . The results showed that the SR bolus has a density value similar to boluses of LM and PD, which is equivalent to the density of water. Meanwhile, at thicknesses of 1 and 1.5 cm, SR bolus can absorb electron energy such as clinical bolus (LM and PD). It can be*

*concluded that SR bolus has potential as a clinical bolus because it has a density similar to water density and can increase the surface dose.*

**Keywords:** *Bolus, Lilin Malam, Play-Doh, Silicone Rubber*

## KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Kuasa, atas anugrah dan kasih setia-Nya penulis bisa menyelesaikan penulisan laporan tugas akhir ini dengan judul “ANALISA KARAKTERISASI BOLUS BERBAHAN *SILICONE RUBBER*, *PALY-DOH* DAN LILIN MALAM UNTUK TERAPI RADIASI MENGGUNAKAN ENERGI ELEKTRON”. Tugas akhir ini disusun sebagai persyaratan untuk menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) di Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Analitika Data, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Berkat bantuan dan dorongan dari berbagai pihak, maka penulis bisa menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini. Penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Keluarga yang sangat memberi dukungan, Ibu, kakak dan adik yang selalu memberikan semangat dan dukungan kepada penulis selama kuliah hingga menyelesaikan Tugas Akhir ini
2. Bapak Endarko, M.Si, Ph,D selaku dosen pembimbing pertama Tugas Akhir yang telah banyak mengarahkan dan membimbing penulis dalam menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini.
3. Bapak Andreas Nainggolan, S.Si, M.Si selaku dosen pembimbing kedua selama pengambilan data di Rumah Sakit MRCC Siloam Semanggi, Jakarta yang telah membantu penulis dalam pengambilan data Tugas Akhir.
4. Bapak prof. Agus Rubiyanto M.Eng, ibu Yanurita Dwi hapsari, M.Sc dan Dr.rer.nat Nasori selaku dosen di bidang minat Fisika Medis yang memberikan dukungan dan motivasi kepada mahasiswa khususnya bidang minat Fisika Medis.
5. Mbak Wulandhari S.Si, Mas Rizki Aditya, S.Si, yang mau berbagi ilmu terkait Tugas Akhir penulis.
6. St. Aisyah, Chicilia Clara Carina Chandra dan Gandes Sekartaji selaku partner penulis selama pengambilan data

Tugas Akhir hingga bisa terselesaikan laporan Tugas Akhir ini.

7. Teman-teman di Laboratorium Fisika Medis dan Biofisika yang telah membantu penulis untuk menyelesaikan Tugas Akhir ini.
8. Puan Arisa Hutahaean yang telah membantu penulis dan memberikan semangat serta dukungan kepada penulis untuk menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini.
9. Teman-teman POSITRON angkatan 2015 dan warga Fisika lainnya yang telah membantu penulis untuk menyelesaikan Laporan Tugas Akhir ini.
10. Teman-teman di *campus ministry* yang selalu mendukung dan memberi semangat kepada penulis untuk menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini.
11. Semua pihak terkait yang telah membantu penulis dalam penyelesaian Tugas Akhir.

Penulis menyadari adanya berbagai kekurangan dalam penulisan laporan ini karena keterbatasan wawasan dan pengetahuan. Oleh karena itu kritik dan saran yang membangun dari berbagai pihak sangat penulis harapkan agar lebih baik di masa yang akan datang. Semoga laporan Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat bagi pembaca.

Surabaya, Januari 2020

Penulis

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL .....	I
TITLE PAGE.....	III
LEMBAR PENGESAHAN.....	V
ABSTRAK.....	VII
ABSTRACT .....	IX
KATA PENGANTAR .....	XI
DAFTAR ISI.....	XIII
DAFTAR GAMBAR.....	XV
DAFTAR TABEL.....	XVII
LAMPIRAN.....	XIX
BAB I.....	1
PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Tujuan Penelitian .....	4
1.4 Batasan Masalah.....	4
1.5 Manfaat Penelitian .....	4
1.6 Sistematika Penulisan .....	5
BAB II .....	7
Tinjauan Pustaka .....	7
2.1 Radioterapi .....	7
2.2 LINAC ( <i>Linear Accelerator</i> ) .....	9
2.3 Interaksi Elektron dengan Jaringan Tubuh .....	11
2.4 Bolus .....	13
2.5 <i>Silicone Rubber</i> .....	13
2.6 Aluminium .....	14
2.7 <i>Relative Electron Density (RED)</i> .....	15
2.8 Dosis Serap.....	16
2.9 Koefisien Atenuasi.....	17
2.10 <i>Percentage Depth Dose (PDD)</i> .....	17

<b>BAB III</b> .....	<b>19</b>
<b>Metodologi Penelitian</b> .....	<b>19</b>
<b>3.1 Diagram Alir Penelitian</b> .....	<b>19</b>
<b>3.2 Alat dan Bahan</b> .....	<b>20</b>
3.2.1 Peralatan .....	20
3.2.2 Bahan Penelitian .....	24
<b>3.3 Pembuatan Bolus</b> .....	<b>26</b>
<b>3.4 Uji Densitas dan Dosimetri</b> .....	<b>26</b>
3.4.1 Uji densitas .....	26
3.4.2 Uji dosimetri .....	27
<b>BAB V</b> .....	<b>29</b>
<b>HASIL DAN PEMBAHASAN</b> .....	<b>29</b>
<b>4.1 Uji Densitas</b> .....	<b>29</b>
4.1.1 RED ( <i>Relative Electron Density</i> ) dan Densitas Massa..	29
4.1.1 Uji Kelenturan .....	33
<b>4.2 Uji Dosimetri</b> .....	<b>34</b>
4.2.1 Dosis Serap.....	34
4.2.2 Faktor Transmisi.....	36
4.2.3 Koefisien Atenuasi Massa .....	37
4.2.4 Nilai <i>Percentage Depth Dose</i> (PDD) .....	39
4.2.5 Dosis Permukaan .....	44
<b>BAB V</b> .....	<b>49</b>
<b>KESIMPULAN</b> .....	<b>49</b>
<b>DAFTAR PUSTAKA</b> .....	<b>51</b>
<b>LAMPIRAN</b> .....	<b>55</b>
<b>BIODATA PENULIS</b> .....	<b>61</b>

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b> Skema Komponen LINAC pada Bagian Kepala Linear Accelerator. a, Komponen untuk Menghasilkan Sinar-x. b, Komponen untuk Menghasilkan Elektron (khan, 2003).....	10
<b>Gambar 2.2</b> Komponen Linear Accelerator (LINAC) .....	11
<b>Gambar 2.3</b> Skematik Pengukuran PDD (podgorsok, 2005).....	18
<b>Gambar 3.1</b> Diagram Alir Penelitian .....	19
<b>Gambar 3.2</b> Gelas Ukur .....	20
<b>Gambar 3.3</b> Cetakan Akrilik.....	21
<b>Gambar 3.4</b> Plastic Wrap .....	21
<b>Gambar 3.5</b> Water Phantom (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan).....	22
<b>Gambar 3.6</b> Rando Fantom (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan).....	22
<b>Gambar 3.7</b> Ektrometer Tipe Iba (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan).....	23
<b>Gambar 3.8</b> CT-Simulator Briliance Big Bore (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan) .....	23
<b>Gambar 3.9</b> Varian LINAC ix 2300 (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan).....	24
<b>Gambar 3.10</b> Detektor Plane Parallel Chamber PPC40 (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan).....	24
<b>Gambar 3.11</b> Bolus Silicone Rubber .....	25
<b>Gambar 3.12</b> Bolus Play-Doh.....	25
<b>Gambar 3.13</b> Bolus Lilin Malam .....	25
<b>Gambar 3.14</b> Uji Densitas Bolus (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan).....	27
<b>Gambar 4.1</b> Relative Eletron Density Bolus dan Beberapa Organ Tubuh .....	32
<b>Gambar 4.2</b> Densitas Fisik Bolus dan Beberapa Ogan tubuh....	33

<b>Gambar 4.3</b>	Bolus SR, LM dan PD pada Rando Phantom.....	34
<b>Gambar 4.4</b>	Grafik Nilai Dosis Serap pada Bolus dengan Kedalaman Referensi ( $z_{ref}$ ) 1,3; 2 dan 2,9 cm .....	35
<b>Gambar 4.5</b>	Nilai PDD dengan Energi 6 MeV Tanpa Bolus dan dengan Bolus pada ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm.....	41
<b>Gambar 4.6</b>	Nilai PDD dengan Energi 9 MeV Tanpa bolus dan dengan Bolus pada Ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm.....	42
<b>Gambar 4.7</b>	Nilai PDD dengan energi 12 MeV Tanpa Bolus dan dengan Bolus pada Ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm.....	44
<b>Gambar 4.8</b>	Grafik Dosis Permukaan pada Ketebalan 0,5 cm...	45
<b>Gambar 4.9</b>	Grafik Dosis Permukaan pada Ketebalan 1 cm.....	47
<b>Gambar 4.10</b>	Grafik Dosis Permukaan pada Ketebalan 1,5 cm.	48

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2.1</b> Nilai Relative Electron Density ( RED) beberapa jaringan tubuh manusia .....	16
<b>Tabel 4.1</b> Nilai Relative Electron Density (RED) dan Densitas Massa.....	30
<b>Tabel 4.2</b> Nilai Faktor Transmisi Tanpa Bolus dan dengan Bolus .....	37
<b>Tabel 4.3</b> Nilai Koefisien Atenuasi pada Bolus SR, LM dan PD .....	38

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

## LAMPIRAN

<b>Lampiran 1</b> Tabel hasil CT-Number, RED dan dosis serap .....	55
<b>Lampiran 2</b> Foto tahap menentukan CT-Number dan kurva PDD hasil pengukuran dosis permukaan.....	57
<b>Lampiran 3</b> Singkatan.....	60

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Sejak ditemukannya sinar-X lebih dari 100 tahun yang lampau oleh *Wilhelm Conrad Roentgen* (1985) dan dikenalnya sifat radioaktivitas oleh *Marie Curie* dan *Henri Becquerel* (1896), penggunaan radiasi sebagai salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker telah berkembang dengan pesatnya. Perkembangan ini ditopang oleh majunya teknologi dewasa ini dan makin berkembangnya ilmu dasar terutama di bidang biologi molekuler. Pada pengobatan penyakit kanker dengan sinar, digunakan sinar-sinar yang dapat menimbulkan ionisasi dalam jaringan. Sinar demikian dibagi atas gelombang elektromagnetik dan partikel. Jenis sinar yang sering digunakan dalam bidang dunia medis adalah sinar-X (foton) dan sinar  $\gamma$  (gamma) serta elektron (R. Susworo, 2017). Radiasi elektromagnetik merupakan radiasi ketika energi dibawa oleh osilasi medan listrik dan medan magnet yang merambat pada kecepatan cahaya, contohnya radiasi sinar-X dan sinar- $\gamma$  dan merupakan jenis yang paling umum digunakan dalam radioterapi (Baskar R, 2012). Radiasi partikel adalah radiasi yang terdiri dari partikel atom atau subatomik (elektron dan proton) yang membawa energi dalam bentuk energi kinetik atau massa yang bergerak (Malicki J, 2015).

Radioterapi adalah suatu tindakan pengobatan terapi radiasi pada penyakit tumor ganas (kanker) dengan menggunakan radiasi pengion, seperti sinar gamma, sinar-X ataupun elektron berenergi tinggi. Tahun 1970 penggunaan LINAC energi tinggi mempunyai multi energi berkas elektron dan foton (Khan, 2010). Radiasi elektromagnetik merupakan radiasi ketika energi dibawa oleh osilasi medan listrik dan medan magnet yang merambat pada kecepatan cahaya, contohnya radiasi sinar-X dan sinar- $\gamma$  dan merupakan jenis yang paling umum digunakan dalam radioterapi (Baskar R, 2012).

Saat ini radiasi yang banyak digunakan dalam radioterapi adalah berkas sinar-X dan berkas elektron. Kemajuan ini didukung dengan berbagai macam peralatan penunjang dalam rangka optimisasi radioterapi diantaranya adalah *multi-leaf Collimator* (MLC), *Stereotactic RadiSurgery* (SRS), *Portal Imaging Device* (PID), *Dynamic Weave*, *Conformal Radiotherapy*, dan *Intensity Modulated Radio- Therapy* (IMRI) (Nasukha, 2001). Penggunaan kedua berkas radiasi tersebut tergantung pada posisi maupun letak kanker yang diukur pada permukaan kulit. Jika posisi kanker berada di permukaan kulit atau sekitar 5 cm dari permukaan kulit maka pengobatan kanker tersebut dapat menggunakan berkas radiasi elektron dengan energi dalam orde mega elektron volt (MeV). Untuk posisi kanker yang berada jauh dari permukaan kulit maka berkas radiasi yang digunakan adalah berkas foton dengan energi dalam orde mega volt (MV) (Suharni dkk, 2013). Sinar-X merupakan sinar yang dibangkitkan, dihasilkan oleh generator. Diperlukan perangkat yang disebut LINAC guna memperoleh sinar-X bertegangan tinggi. Semakin tinggi tegangan suatu sinar, maka semakin dalam penetrasinya. Sinar-sinar dengan daya penetrasi tinggi akan meninggalkan jejas yang minimal pada kulit dan sebaliknya, efek samping pada kulit akan menjadi lebih jelas pada sinar-sinar dengan daya penetrasi kurang tinggi. Pengetahuan ini digunakan dalam klinis untuk menentukan jenis sinar mana yang harus dipilih sehingga akan diperoleh tingkat kematian pada jaringan tumor sebanyak mungkin dan seminimal mungkin pada jaringan sehat (Susworo R & Kodrat H, 2017).

Pada saat dilakukan proses radioterapi menggunakan LINAC ditemukan beberapa masalah antara lain adanya sebagian besar radiasi yang kemungkinan mengenai jaringan sehat sehingga bisa berpotensi menimbulkan kanker baru. Pada saat mengobati kanker yang berada di permukaan kulit (*superficial*) dosis permukaan yang dihasilkan oleh berkas elektron masih belum mencapai 100%. Permasalahan ini dapat diatasi dengan penggunaan bolus radioterapi. Bolus merupakan alat bantu dalam

radioterapi yang sering digunakan untuk kanker yang bersentuhan langsung dengan kulit bertujuan untuk meningkatkan dosis permukaan di area permukaan kulit (Richmond, 2017). Beberapa tujuan dari penggunaan bolus selama pengobatan kanker dengan radioterapi adalah: (1) mengurangi kerusakan pada jaringan sehat (normal) sebagai akibat adanya kemungkinan berkas radiasi yang tidak mengenai target, (2) mengurangi daya tembus berkas radiasi yang kemungkinan menuju jaringan sehat (normal) di sekitar area kanker kulit, dan (3) untuk meratakan permukaan tubuh pasien agar mendapatkan distribusi dosis permukaan yang seragam (Park dan Yea, 2015; Gunhan dkk, 2003; Lothfy dkk, 2015). Bolus sebagai bahan kompensator idealnya mirip dengan jaringan tubuh manusia yang memiliki hamburan dan atenuasi.

Pembuatan bolus telah dilakukan oleh beberapa peneliti sebelumnya dari berbagai bahan dasar pembuatan seperti dari *paraffin wax*, *wet cotton gauze*, *superflab*, *elasto-gel pad*, *thermoplastic sheets*, *polypropylene*, *rayon cloth*, *play-doh* (Nagatta, Lattimer, & March, 2012; Chang dkk, 1992; Seppala, dkk, 2004; Visscher & Barnet, 2017). Bolus berbahan *play-doh* dan lilin malam sering digunakan karena mudah diperoleh dan mudah dibuat. Bolus lain yang mudah dibuat dan diperoleh di Indonesia adalah bolus berbahan *silicone rubber* yang baru dikembangkan. Pada penelitian ini akan dilakukan perbandingan antara bolus berbahan *silicone rubber*, *play-doh* dan lilin malam sebagai material kompensator pada pengobatan kanker (Li dkk, 2015).

## 1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas maka dapat dirumuskan permasalahan sebagai berikut:

- a) Bagaimana memperoleh nilai *Relative Electron Density* (RED) dan densitas fisik
- b) Bagaimana mengevaluasi pengaruh ketebalan material bolus terhadap nilai faktor transmisi dan koefisien atenuasi massa efektif pada *solib slab water phantom*.

- c) Bagaimana pengaruh ketebalan dan variasi jenis bolus terhadap kurva PDD (*Percentage Depth Dose*) dan PSD (*Percentage Surface Dose*).

### 1.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan permasalahan di atas, maka tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a) Memperoleh nilai *Relative Electron density* (RED) dan densitas fisik.
- b) Mengevaluasi pengaruh ketebalan material bolus terhadap nilai faktor transmisi dan koefisien atenuasi masa efektif pada *solid slab water phantom*.
- c) Menentukan pengaruh ketebalan dan variasi jenis bolus terhadap kurva PDD (*Percentage Depth Dose*) dan PSD (*Percentage Surface Dose*).

### 1.4 Batasan Masalah

Berdasarkan tujuan di atas, maka batasan masalah dari penelitian ini adalah:

- a) Melakukan uji densitas dan uji dosimetri. Uji densitas dengan menggunakan *CT-Simulator Philips Brilliance Big Bore MRCCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan*. Uji dosimetri dengan menggunakan *Varian Clinac 2300 iX, MRCCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan*.
- b) Menggunakan sumber energi elektron sebesar 6; 9 dan 12 MeV.
- c) Menggunakan bolus *silicone rubber, play-doh* dan lilin malam dengan ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm dan luas  $11 \times 11 \text{ cm}^2$ .

### 1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah dapat dilihat perbandingan antara penggunaan bolus *silicone rubber, play-doh* dan lilin malam dan bisa digunakan dalam terapi radiasi untuk

meningkatkan dosis permukaan untuk melindungi organ tubuh yang sehat/ normal.

### 1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan laporan tugas akhir ini dapat diuraikan sebagai berikut :

1. **Bab I – Pendahuluan**, berisi latar belakang, rumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, manfaat penelitian, dan sistematika penulisan laporan penelitian.
2. **Bab II – Tinjauan Pustaka**, berisi kajian pustaka yang mendukung analisis.
3. **Bab III – Metodologi Penelitian**, berisi alat, bahan dan metode yang digunakan pada penelitian ini.
4. **Bab IV – Analisa Data dan Pembahasan**, berisi penjelasan mengenai hasil yang diperoleh dari penelitian ini.
5. **Bab V – Kesimpulan dan Saran**, berisi kesimpulan dari hasil penelitian yang berfungsi untuk mendukung penelitian.
6. **Lampiran**, berisi data–data yang digunakan dalam penelitian beserta beberapa gambar yang menunjang penelitian ini.

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Radioterapi**

Radioterapi adalah metode pengobatan menggunakan radiasi pengion untuk mengobati kanker (Podgorsok, 2005). Dalam radioterapi, digunakan radiasi pengion karena dapat membentuk ion dan menyimpan energi ke sel-sel jaringan yang melewatinya. Energi yang tersimpan ini bisa membunuh sel kanker atau menyebabkan perubahan genetik yang mengakibatkan kematian sel kanker. Radiasi pengion terdiri dari radiasi elektromagnetik dan radiasi partikel. Radiasi elektromagnetik merupakan radiasi ketika energi dibawa oleh osilasi medan listrik dan medan magnet yang merambat pada kecepatan cahaya, contohnya radiasi sinar-X dan sinar gamma yang sering digunakan dalam radioterapi. Sementara radiasi partikel merupakan radiasi yang terdiri dari partikel atom atau sub atomik yang membawa energi dalam bentuk energi kinetik (Baskar, 2012).

Mekanisme radioterapi terbagi sebagai berikut:

a. Radioterapi Eksternal

Radioterapi eksternal adalah bentuk radiasi yang sering digunakan dengan sumber radiasi diarahkan pada tubuh. Sinar radioterapi eksternal (dua dimensi) menggunakan sinar yang diarahkan pada tubuh dari beberapa sudut, menggunakan balok logam untuk membentuk lapangan. Untuk radioterapi konformal 3 dimensi juga tersedia, yang menggunakan citra dari CT (*computed Tomography*), MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) dan PETS (*Positron Emission Tomography Scans*) untuk meningkatkan keakuratan (Corvo et al, 1997).

b. *Brachytherapy*

*Brachytherapy* memiliki sumber radiasi internal, dengan menempatkan sumber radiasi tertutup sedekat mungkin pada jaringan abnormal atau ditanam di dalamnya (porter & Formen, 1993). Kanker yang paling sering diobati

dengan *brachytherapy* adalah kanker prostat dan kanker ginekologis. Kelebihannya adalah radiasi diberikan langsung pada tumor, mengurangi paparan pada jaringan normal di sekitarnya (Radiobiological Society of North America, 2011).

c. Radioterapi *superficial*

Pada kulit *malignancies*, digunakan energi tinggi tapi penetrasi rendah. Meminimalkan kerusakan pada jaringan dalam. Ini dapat dicapai dengan *superficial* sinar-X tegangan kV.

d. *Radionucleotida therapy*

*Radionucleotida therapy* menargetkan organ atau sistem dengan hanya mempengaruhi bagian-bagian yang berinteraksi dengan elemen tersebut dan yang paling umum digunakan adalah yodium-131 pada kanker tiroid (*Royal Collage of Radiobiologist*, 2000).

Terapi radiasi yang paling umum diterapkan untuk pasien adalah radiasi eksternal menggunakan LINAC (Lothfy, 2015). LINAC menghasilkan dua sinar radiasi, foton (*x-ray*) dalam megavolt (MV) dan elektron dalam mega elektron volt (MeV) (Podgorsok, 2005). Penggunaan kedua berkas radiasi tersebut bergantung pada posisi maupun letak kanker yang diukur pada permukaan kulit. Jika posisi kanker berada di permukaan kulit atau sekitar 5 cm dari permukaan kulit maka pengobatan kanker tersebut dapat menggunakan berkas radiasi elektron dengan energi dalam orde mega elektron volt (MeV). Untuk posisi kanker yang berada jauh dari permukaan kulit maka berkas radiasi yang digunakan adalah berkas foton dengan energi dalam orde megavolt (MV) (Suharni dkk, 2013).

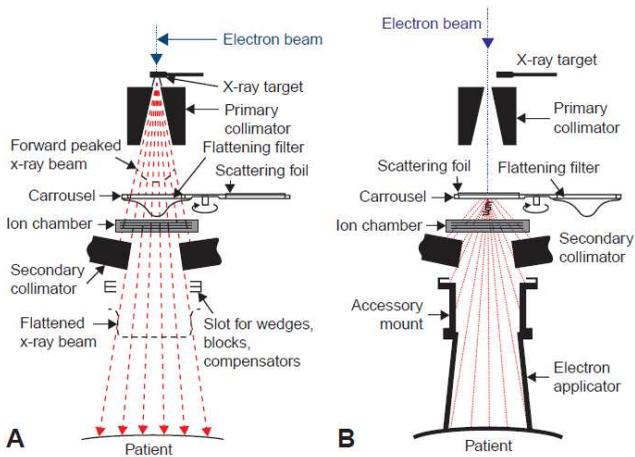
Penyinaran radioterapi dilakukan secara seri selama beberapa hari dalam seminggu. Penyinaran ini dinamakan dosis fraksinasi. Fraksi dilakukan sekali dalam sehari selama 5 hari dalam seminggu. Selama 2 hari dalam seminggu tidak dilakukan penyinaran untuk memberikan kesempatan pada sel melakukan

regenerasi. Hal dasar digunakannya terapi radiasi adalah adanya perbedaan efek pada tumor dan jaringan normal di sekitarnya. Pelepasan energi dan sinar radiasi yang terjadi secara random pada jaringan akan menyebabkan perubahan molekul pada sel. Target dari radiasi adalah kerusakan DNA dan kerusakan ini akan menyebabkan kematian sel. Untuk memperoleh efek radiasi yang tinggi, radiasi diberikan dalam dosis yang terbagi menjadi beberapa fraksi. Hal ini dilakukan karena adanya sifat biologi tumor yang menjadikan lebih radiosensitif dari jaringan normal di sekitarnya (Susworo, dkk. 1996).

## 2.2 LINAC (*Linear Accelerator*)

*Linear Accelerator* (LINAC) adalah salah satu contoh pesawat teleterapi yang dirancang untuk mempercepat pergerakan elektron secara linear sehingga dapat menghasilkan berkas foton dan elektron (Khan, 2005). Elektron energi tinggi yang diperoleh dapat digunakan langsung untuk terapi tumor dekat permukaan atau diarahkan ke suatu target untuk menghasilkan sinar-X Megavolt yang digunakan untuk terapi tumor pada kedalaman tinggi. Berkas elektron berenergi tinggi dilewatkan pada target yang terbuat dari logam berat yang tipis sehingga terjadi interaksi *bremsstrahlung* sehingga mampu menghasilkan berkas foton (sinar-X). *Bremsstrahlung* adalah sinar-X yang terpancar bilamana suatu elektron dengan kecepatan tinggi dekat dengan suatu nukleus (inti atom), maka gaya tarik *coulomb* yang kuat menyebabkan elektron menyimpang secara tajam dari lintasan awalnya. Berkas sinar-x diproduksi dengan kombinasi *target flattening filter* sedangkan produksi berkas elektron tanpa menggunakan *target flattening filter*. Kolimator utama (*primary collimator*) mendefinisikan bidang lingkaran maksimum, yang selanjutnya dipotong dengan kolimator persegi panjang terdiri dari dua dibagian atas dan dua dibagian bawah menghasilkan bidang lapangan empat persegi panjang dan bidang persegi. *Dual transmission ionization chamber* digunakan untuk memantau berkas keluaran sinar-X dan elektron serta kerataan berkas.

(Demir, 2008). Proses keluarnya sinar-X dan elektron terlihat seperti pada Gambar 2.1.

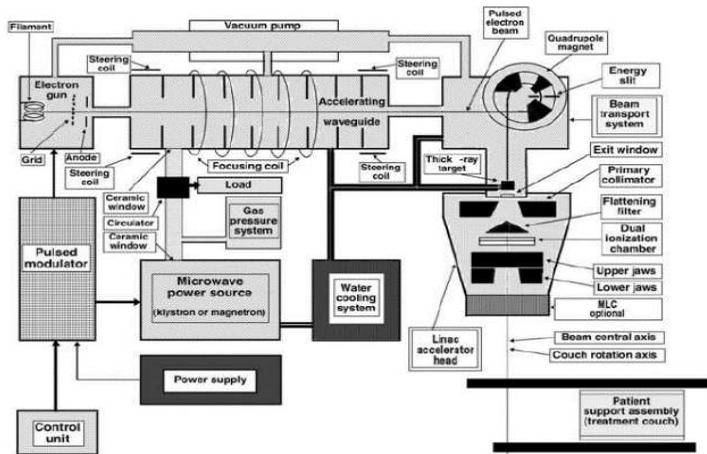


**Gambar 2.1** Skema Komponen LINAC pada Bagian Kepala Linear Accelerator. A, Komponen untuk Menghasilkan Sinar-X. B, Komponen untuk Menghasilkan Elektron (Khan, 2003).

LINAC memiliki beberapa komponen utama yakni:

1. Generator RF atau frekuensi radio berfungsi untuk mengakselerasi elektron pada energi tertentu dan dapat berupa magnetron (biasanya ditemukan pada pesawat berenergi rendah) atau klystron.
2. Elektron gun yakni diode dan triode
3. *Accelerating waveguide*.
4. *Steering coils* berfungsi untuk menjaga elektron tetap berada pada *accelerating waveguide* dan tidak menyimpang dari lintasannya.
5. *Focusing coils* berfungsi untuk menghentikan penyimpangan elektron ketika diakselerasi.

6. Bagian kepala. Bagian kepala terdiri dari: a).Bending magnet untuk mengubah arah lintasan elektron pada sudut  $90^\circ$ ,  $270^\circ$ , maupun zig zag; b).*Flattering filter* : mengurangi intensitas radiasi pada sumbu pusat dan semakin berkurang pada daerah tepi; c).Target : berinteraksi dengan elektron dalam menghasilkan foton; d).Sistem optis: membatasi *focus skin distance* (FSD) dan menunjukkan arah berkas penyinaran, e).Kolimator : terdiri dari kolimator utama (*primary collimator*) dan kolimator kedua (*secondary collimator*). Selain itu, biasa juga disertakan kolimator tambahan berupa *multileaf collimator* (MLC).



**Gambar 2.2** Komponen Linear Accelerator (LINAC)

### 2.3 Interaksi Elektron dengan Jaringan Tubuh

Interaksi dan transfer energi dari foton ke jaringan memiliki dua fase. Fase pertama adalah interaksi "satu-tembakan" antara foton dan elektron di mana semua atau sebagian besar energi foton ditransfer; yang kedua adalah transfer energi dari elektron yang berenergi ketika bergerak melalui jaringan. Ini terjadi sebagai serangkaian interaksi, yang masing-masing

mentransfer sejumlah energi yang relatif kecil. Beberapa jenis transisi radioaktif menghasilkan radiasi elektron termasuk radiasi beta, elektron konversi internal dan elektron auger. Elektron radiasi ini berinteraksi dengan materi (jaringan) dengan cara yang mirip dengan elektron yang dihasilkan oleh interaksi foton (Perry, 1995).

Ketika elektron meninggalkan situs interaksi, elektron segera mulai mentransfer energi ke materi di sekitarnya. Karena elektron membawa muatan listrik, elektron dapat berinteraksi dengan elektron lain tanpa menyentuhnya. Ketika elektron melewati materi, elektron pada dasarnya mendorong elektron lain menjauh dari jalurnya. Jika gaya pada elektron cukup untuk menghilangkannya dari atomnya, ionisasi akan terjadi. Dalam beberapa kasus, struktur atom atau molekul dinaikkan ke tingkat energi yang lebih tinggi, atau keadaan tereksitasi. Terlepas dari jenis interaksi, elektron yang bergerak kehilangan sebagian energinya. Sebagian besar ionisasi yang dihasilkan oleh radiasi sinar-X dan *gamma* bukanlah hasil interaksi foton langsung, melainkan interaksi elektron-elektron dengan materi. Misalnya di udara, radiasi harus mengeluarkan energi rata-rata 33,4 eV per ionisasi. Pertimbangkan foton *X-ray* 50-keV yang menjalani interaksi fotolistrik. Interaksi awal foton mengionisasi satu atom, tetapi elektron energetik yang dihasilkan mengionisasi sekitar 1.500 atom tambahan (Perry, 1995).

Jarak total yang ditempuh elektron dalam suatu material sebelum kehilangan semua energinya umumnya disebut sebagai rentangnya. Ada 2 faktor yang menentukan rentang adalah energi awal elektron dan kepadatan material. Salah satu karakteristik penting dari interaksi elektron adalah bahwa semua elektron dengan energi yang sama memiliki rentang yang sama dalam material tertentu (Perry, 1995).

## 2.4 Bolus

Bolus merupakan salah satu sarana radioterapi yang terbuat dari bahan yang setara dengan densitas jaringan tubuh dan ditempatkan secara langsung di permukaan kulit pada saat dilakukan proses radioterapi (Podgorsak, 2005). Beberapa manfaat bolus diantaranya: Bolus berfungsi untuk meningkatkan dosis kulit, sebagai kompensator jaringan yang hilang atau permukaan tubuh yang tidak rata untuk mencapai garis isodosi yang datar pada kedalaman, untuk mengurangi kerusakan pada jaringan sehat yang berada di area sekitar kanker kulit, mengurangi penetrasi elektron yang kemungkinan mengenai jaringan sehat untuk mencegah terjadinya proses ionisasi yang berpotensi memunculkan kanker yang tidak diinginkan, mencegah pembentukan *hot spots* (terutama untuk berkas elektron), mengurangi *skin sparing effect* dari foton megavolt dan elektron mega elektron volt, menaikkan atenuasi (Park dan Yea, 2016; Günham dkk, 2003; Demir dkk, 2008).

Bolus tidak boleh terjatuh selama pengobatan berlangsung (Junaedi dkk, 2016). Oleh karena itu bolus memiliki sifat serupa seperti dosimetri dengan jaringan, yakni homogen, tangguh, memiliki *plasticity* yang bagus, mudah dibentuk, tidak beracun, tidak mengalami perubahan energi, tidak terdapat gelembung dan memiliki ketebalan tertentu (Braun, 2016).

## 2.5 Silicone Rubber

Karet *silicone rubber* adalah jenis polimer sintesis yang berasal dari bahan *polydimethyl siloxane* (PDMS) (Yuniati & Afandi, 2007). Jika dibandingkan dengan karet alam, karet silikon memiliki sifat tahan api yang lebih baik dan juga merupakan isolasi listrik yang sangat baik. Sifat-sifat seperti ketahanan volume, kekuatan dielektrik dan faktor kekuatan lain tidak dipengaruhi oleh perubahan suhu. *Silicone rubber* tahan terhadap sinar matahari, tahan terhadap kelembaban yang tinggi, tahan terhadap beberapa bahan kimia dan minyak dan bersifat *food grade* dan tidak beracun. Karena sifat *silicone rubber* yang tidak

beracun maka sangat ideal untuk digunakan sebagai peralatan medis dan rumah sakit termasuk sebagai material bolus. Secara garis besar, *silicone rubber* dapat dibedakan berdasarkan kegunaannya, yakni *High Temperature Vulcanizing* (HTV) dan *Room Temperature Vulcanizing* (RTV). *Silicone rubber* jenis HTV digunakan pada temperatur 55°C-200°C dan digunakan sebagai isolasi kabel dan bahan isolator tegangan tinggi. Sedangkan SR dengan jenis RTV digunakan pada temperatur 25°C- 200°C dan digunakan sebagai bahan untuk melapisi isolator keramik (Sulastrri, 2010).

Dalam pengembangan bolus berbahan *silicone rubber*, digunakan material komposit yakni silika. Kedua komponen ini yakni silika dan oksigen dapat merupakan komponen yang bisa ditemukan di dalam lapisan perut bumi dan begitu pula dengan oksigen yang dapat ditemukan melimpah dalam lapisan perut bumi. Keduanya umumnya ditemukan dalam bentuk kristal dan amorf. Silika terdiri dari satu atom silikon dan dua atom oksigen yang dapat dirumuskan dalam formulasi kimia  $\text{SiO}_2$  (Namitha, 2015). Silika mempunyai sifat kimia yaitu berwarna putih (dalam keadaan murni), berat molekul sebesar 60,1 g/mol dan kerapatan bahan sebesar 2,2 g/cm<sup>3</sup>. Berdasarkan karakteristiknya material silika telah banyak digunakan dalam bidang industri seperti elektronik dan penyegelan produk (*sealing products*). Lalu, penggunaan material komposit silika pada *silicone rubber* telah banyak dilakukan dengan tujuan untuk meningkatkan densitas dan sifat mekanik material *silicone rubber* sehingga silika dapat memberikan peningkatan sifat dari material *silicone rubber* (Wu. L 2016; Davis 1993).

## 2.6 Aluminium

Aluminium adalah salah satu logam yang memiliki kekuatan yang relatif rendah dan lunak. Aluminium memiliki sifat penghantar listrik dan panas yang baik (konduktor), mudah difabrikasi, ringan, tahan korosi dan tidak beracun, kekuatannya rendah tetapi paduan (*alloy*) dari aluminium bisa meningkatkan

sifat mekanisnya. Material ini dimanfaatkan bukan hanya untuk peralatan rumah tangga, tetapi juga dipakai untuk keperluan industri, konstruksi dan sebagainya (Surdia dan Saito,1992). Aluminium yang dijumpai dalam bidang teknik kebanyakan dalam bentuk *alloy* dengan unsur penambah utama seperti *magnesium, iron, silicone, copper, mangan* dan *zincum* (NADCA 1997).

Aluminium merupakan logam yang memiliki sifat-sifat menarik dan beragam yang membuat aluminium menjadi logam yang sering digunakan dan memiliki harga yang cukup ekonomis. Aluminium merupakan suatu logam yang secara termodinamika adalah logam yang reaktif (mudah beraksi) (Sipayung, 2008). Energi radiasi, cahaya tampak, radiasi panas, dan gelombang elektromagnetik secara efisien direfleksikan. Sementara permukaan anoda dan gelap dapat menjadi reflektif atau penyerap. Reflektansi dari aluminium yang dipoles, pada rentang panjang gelombang yang luas mengarah pada pemilihan untuk berbagai penggunaan dekoratif dan fungsional. Aluminium merupakan bahan non ferromagnetik yang sangat penting dalam industri listrik dan elektronik. Aluminium juga tidak beracun dan secara rutin digunakan dalam wadah untuk makanan dan minuman. Selain itu bersifat mudah dibuat dalam bentuk apapun adalah salah satu hal terpentingnya (Davis, 1993).

### **2.7 Relative Electron Density (RED)**

Untuk perhitungan nilai RED berbagai material dapat diperoleh dengan menggunakan *CT-Number*. *CT-Number* dihitung dalam satuan HU (*Hounsfield Unit*) merupakan fasilitas standar yang selalu ada pada pesawat *CT-Scan*. HU adalah satuan dari nilai pelemahan sinar-X setelah melewati objek yang nilai tersebut menggambarkan perbedaan suatu organ. Nilai RED dapat

dihitung menggunakan persamaan 2.1 dan 2.2 untuk *CT-Number* yang lebih besar atau kurang dari 100 (Montaseri dkk, 2012).

$$\rho_{\alpha} = 1,052 + 0,00048 N_{CT}, N_{CT} > 100 \tag{2.1}$$

$$\rho_{\beta} = 1,000 + 0,001 N_{CT}, N_{CT} < 100 \tag{2.2}$$

Nilai RED beberapa jaringan dapat dilihat pada Tabel 2.1.

**Tabel 2.1** Nilai RED Beberapa Jaringan Tubuh Manusia

Jenis jaringan	RED	Densitas Fisik	Referensi
Paru (Inhale)	0,190	0,195	Saw dkk, 2015
Paru (Exhale)	0,489	0,495	Saw dkk, 2015
Payudara	0,976	0,991	Lothfy dkk, 2015
Air	1,000	1,000	Saw dkk, 2015
Otot	1,043	1,062	Saw dkk, 2015
Hati	1,052	1,071	Saw dkk, 2015
Tulang padat	1,512	1,609	Lothfy dkk, 2015

### 2.8 Dosis Serap

Tubuh manusia menyerap sebagian besar energi radiasi yang dikirimkan kepadanya. Dosis yang diserap didefinisikan sebagai jumlah energi radiasi yang diserap per satuan massa jaringan. Dosis yang diserap akan jauh lebih besar pada jaringan dekat permukaan kulit dari pada yang lebih dalam di dalam tubuh. Dosis yang diserap adalah konsentrasi energi radiasi yang diserap pada titik tertentu. Sangat penting untuk mengetahui bahwa nilai dosis yang diserap berlaku untuk titik tertentu dalam tubuh. Karena radiasi biasanya tidak terdistribusi secara merata ke seluruh tubuh, akan ada banyak nilai dosis yang diserap untuk berbagai titik di seluruh tubuh atau organ yang diinginkan (Perry Sprawl, 1993).

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g} = 0,01 \text{ J/kg} = 0,01 \text{ Gy}.....(2.3)$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}.....(2.4)$$

Satuan yang digunakan yaitu gray (Gy). 1 gray (Gy) sama dengan 1 joule/kg, dapat diperoleh hubungan bahwa 1 gray sama dengan 100 Rad. Besaran dosis serap ini berlaku semua jenis bahan yang dikenainya (Battista dkk, 1981).

## 2.9 Koefisien Atenuasi

Koefisien atenuasi massa  $\mu_m$  atau koefisien pelemahan massa merupakan koefisien penyerapan dengan ketebalan penyerap yang diukur dalam  $\text{g/cm}^2$ . Koefisien atenuasi massa adalah suatu pengukuran bagaimana suatu jenis bahan kimia atau unsur menyerap cahaya pada panjang gelombang tertentu. Koefisien atenuasi massa juga disebut koefisien serapan massa atau koefisien pelemahan massa (IUPAC, 2006).

## 2.10 Percentage Depth Dose (PDD)

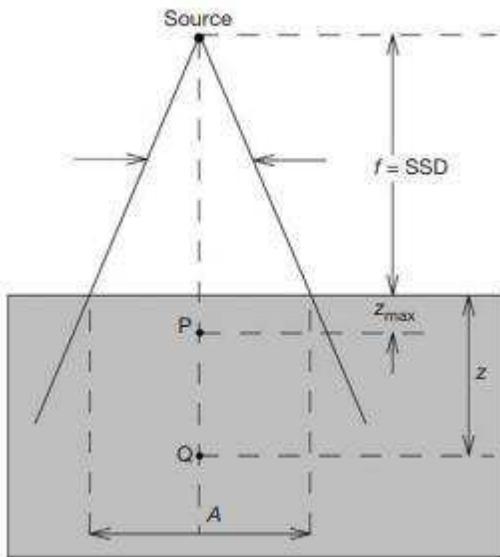
PDD diperoleh dengan cara membandingkan dosis serap di suatu kedalaman pada sumbu berkas dengan dosis serap maksimum di kedalaman 0,5 cm dalam pengukurannya menggunakan fantom air melalui sumber *Cobalt-60*. Ketepatan dan keakuratan dalam pelaksanaan teleterapi *Cobalt-60* sangat ditentukan oleh PDD (Faiz, 1994). Istilah *Percentage Depth Dose* (PDD) pada kedalaman  $d$  merupakan distribusi dosis radiasi pada sumbu utama pasien atau fantom biasanya dinormalisasi ke  $D_{maks} = 100\%$  pada kedalaman dosis maksimal  $D_{maks}$ . Dengan persamaan yang digunakan untuk mencari PDD yaitu :

$$PDD = \frac{D_d}{D_{maks}} \times 100 \dots \dots \dots (2.5)$$

$D_d$  = Dosis serap pada kedalaman  $d$  (%)

$D_{maks}$  = Dosis serap maksimum (%)

Faktor yang mempengaruhi PDD diantaranya yakni: energi, luas lapangan, jarak sumber ke kulit atau SSD (*Source Skin Distance*) dan komposisi medium yang diradiasi. Pada kedalaman yang berbeda, PDD juga berbeda-beda. Jarak antara permukaan sampai dengan titik dosis maksimal disebut dengan *build up* atau kedalaman maksimal (Podgorsak, 2005).



**Gambar 2.3** Skematik Pengukuran PDD (Podgorsak, 2005)

## BAB III

### METODOLOGI PENELITIAN

#### 3.1 Diagram Alir Penelitian

Metode penelitian yang dilakukan untuk mendapatkan data yang diinginkan terdiri dari beberapa tahapan. Agar mudah dipahami, berikut merupakan diagram alir penelitian.



**Gambar 3.1** Diagram Alir Penelitian

Dari Gambar 3.1 dapat dilihat beberapa tahapan untuk menyelesaikan penelitian ini. Langkah pertama adalah studi literatur. Studi literatur meliputi pemahaman mengenai radioterapi, cara kerja LINAC dan bagian-bagiannya, interaksi elektron dengan jaringan tubuh, fungsi dan karakteristik bolus, *Relative Electron Density* (RED) dan *Percentage Depth Dose* (PDD), absorpsi dan transmisi dosis. Selanjutnya komposisi bolus ditentukan berdasarkan studi literatur yang telah dilakukan. Kemudian alat dan bahan disiapkan dan dilakukan fabrikasi bolus dengan menggunakan 3 variasi bolus dan ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm. Bolus yang telah terbentuk diuji nilai densitas dan dosimetri. Uji densitas untuk mengetahui karakteristik bolus dengan jaringan tubuh dan uji dosimetri untuk memperoleh nilai *Percentage Depth Dose* (PDD), dosis permukaan, dosis serap, faktor transmisi dan nilai atenuasi. Setelah itu dilakukan pengolahan data dan penulisan laporan.

### 3.2 Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang diperlukan pada penelitian ini adalah sebagai berikut :

#### 3.2.1 Peralatan

Pada penelitian ini alat yang dibutuhkan adalah sebagai berikut:

a. Gelas beker

Gelas beker digunakan untuk mengukur volume campuran bolus yang digunakan.



**Gambar 3.2** Gelas Ukur

- b. Pipet Tetes  
Pipet tetes digunakan untuk meneteskan larutan katalis ke dalam larutan *silicone rubber*.
- c. Neraca Digital  
Neraca digital digunakan untuk mengukur massa bahan-bahan yang diperlukan.
- d. Spatula  
Spatula digunakan untuk mempercepat dan mempermudah larutan tercampur secara merata.
- e. Cetakan Akrilik  
Cetakan akrilik digunakan sebagai tempat pembentukan bolus. Pada penelitian ini digunakan cetakan akrilik ukuran  $11 \times 11 \text{ cm}^2$  dengan ketebalan 0,5, 1 dan 1,5 cm seperti pada Gambar 3.3.



**Gambar 3.3** Cetakan Akrilik

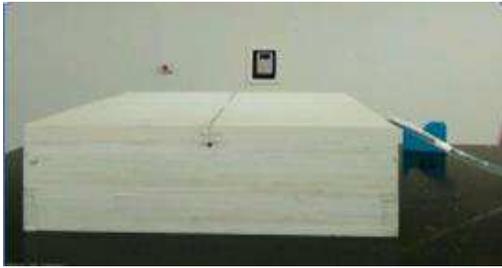
- f. *Plastic Wrap*  
Campuran bolus yang sudah kering dan terbentuk, dilepaskan dari akrilik kemudian dibungkus menggunakan *plastic wrap* agar tidak tercampur dengan material lain.



**Gambar 3.4** Plastic Wrap

g. *Slab Water Phantom*

*Slab water phantom* memiliki densitas yang setara dengan air yakni  $1.045 \text{ g/cm}^3$  sehingga dapat digunakan sebagai pengganti jaringan tubuh manusia seperti terlihat pada Gambar 3.5. *Slab water phantom* ini berukuran  $40 \times 40 \text{ cm}$  dengan ketebalan  $1 \text{ cm}$  dari material *water equivalent white polystyrene* “RW3”. Detektor diletakkan pada lubang yang terdapat di *slab water phantom* untuk mendeteksi muatan.



**Gambar 3.5** Water Phantom (MRCCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan)

h. Rando fantom

Digunakan sebagai pengganti jaringan tubuh pasien yang memiliki bentuk seperti tubuh manusia.



**Gambar 3.6** Rando Fantom (MRCCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan)

i. Elektrometer

Elektrometer sebagai instrumen listrik yang digunakan untuk membaca hasil pengukuran besarnya muatan yang terionisasi oleh bolus akibat elektron berenergi tinggi seperti terlihat pada Gambar 3.7.



**Gambar 3.7** Elektrometer Tipe Iba (MRCCC Siloam Hospital Semangi, Jakarta Selatan)

j. *CT-Simulator*

*CT-Simulator* yang digunakan adalah *CT-Simulator Philips Brilliance Big Bore* untuk menentukan densitas elektron bolus dengan bolus discan terlebih dahulu untuk memperoleh nilai *Hounsfield Units (HU)*.



**Gambar 3.8** CT-Simulator Brilliance Big Bore (MRCCC Siloam Hospital Semangi, Jakarta Selatan)

k. *Linier accelerator* (LINAC)

Penelitian ini menggunakan LINAC Varian iX 2300CD seri 4740 seperti pada Gambar 3.9 yang berfungsi sebagai sumber radiasi energi elektron dan foton. Pada penelitian ini menggunakan energi elektron 6, 9 dan 12 MeV.



**Gambar 3.9** VARIAN LINAC iX 2300 (MRCCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan)

l. Detektor

Detektor digunakan untuk mengetahui nilai muatan dosimetri. Penelitian ini menggunakan detektor *Plane Parallel Chambers* tipe PPC40 dengan diameter 44.0 mm dan panjang batang 50.0 mm seperti ditunjukkan pada Gambar 3.10.



**Gambar 3.10** Detektor Plane Parallel Chamber PPC40 (MRCCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan)

### 3.2.2 Bahan Penelitian

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. *Silicone rubber* (SR) + Serbuk Aluminium

- b. *Silicone rubber* yang digunakan pada penelitian ini adalah *silicone rubber* tipe RTV-52 yang memiliki sifat elastis dan kekentalan yang tidak pekat sehingga mudah untuk penuangan ke gelas ukur dan tidak beracun. Serbuk aluminium digunakan untuk meningkatkan atenuasi dan mengurangi transmisi energi elektron pada bolus.



**Gambar 3.11** Bolus Silicone Rubber

- c. Katalis  
Katalis merk *Bluesil Catalyst 60 R* digunakan untuk mempercepat tercampurnya larutan dan mengeringkan *silicone rubber*.
- d. Bolus *Play-Doh*. *Play-Doh* sebagai bolus pembanding.



**Gambar 3.12** Bolus Play-Doh

- e. Lilin malam  
Lilin malam juga sebagai bolus pembanding. Lilin malam merupakan bolus yang digunakan di MRCCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan.



**Gambar 3.13** Bolus Lilin Malam

### 3.3 Pembuatan Bolus

Pada penelitian ini dibuat bolus dengan bahan dasar *Silicone rubber*. Pertama-tama alat dan bahan disiapkan. Kemudian aluminium dituangkan di atas kertas aluminium ditimbang menggunakan neraca digital sebanyak 1 g. Setelah itu *silicon rubber* dituangkan ke dalam gelas beker sebanyak 350 mL dan diaduk hingga larutan merata. Aluminium 1 g juga ditambahkan ke dalam larutan dan katalis sebanyak 6 mL diteteskan ke dalam larutan dan diaduk hingga larutan tercampur dengan merata. Kemudian larutan *silicone rubber* dituangkan ke kotak akrilik dengan luas  $11 \times 11 \text{ cm}^2$  dan masing-masing ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm. Bolus dari campuran *silicone rubber* dibiarkan beberapa hari hingga padat dan mengering. Setelah itu dikeluarkan dari kotak akrilik dan dibungkus menggunakan *plastic wrap* agar tidak tercampur dengan material lain. Kemudian tahap pembentukan bolus *play-doh* (PD) dan lilin malam (LM) dibuat dengan ukuran dan ketebalan yang sama dengan bolus *silicone rubber* (SR).

### 3.4 Uji Densitas dan Dosimetri

#### 3.4.1 Uji Densitas

Uji densitas dilakukan di Instalasi Radioterapi MRCC Siloam Hospital Semanggi Jakarta. Nilai densitas dapat diperoleh dengan menggunakan konversi dari unit *CT Hounsfield* (HU) untuk memperoleh nilai *Relative Electron Density* (RED). Nilai RED ketiga bolus yakni bolus SR, LM dan PD diukur menggunakan *CT-Simulator*. Bolus diletakkan tersusun di atas seperti pada Gambar 3.14. Kemudian dilakukan pengambilan citra tomografi dengan metode *axial scanning* menggunakan tegangan 120 kV dan arus 285 mV dengan ketebalan *slice* 5 mm. Hasil citra tomografi yang diperoleh dikirim ke komputer di TPS (*Treatment Planning System*). Di TPS dilakukan pengambilan *CT-Number* dengan membuat *region of interest* (ROI) sebanyak 3 buah dalam bentuk persegi secara horizontal. Peletakkan ROI bisa

dilakukan dengan posisi sampel dalam arah *axial* maupun koronal. Dari data *CT-Number* yang diperoleh, dapat dihitung nilai RED dengan menggunakan persamaan 2.1 dan 2.2.



**Gambar 3.14** Uji Densitas Bolus (MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan)

### 3.4.2 Uji Dosimetri

Uji dosimetri dilakukan di MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta Selatan. Uji dosimetri dilakukan untuk memperoleh nilai dosis serap, faktor transmisi, koefisien atenuasi massa, *Percentage Depth Dose* (PDD) dan *Percentage Surface Dose* (PSD). Energi yang digunakan adalah berkas elektron 6; 9 dan 12 MeV. Nilai PDD diperoleh dengan menggunakan bantuan *software ECLIPSE*. Bolus yang diuji diletakkan di atas virtual fantom 1 cm 40 slab menggunakan *point dose*. *Point dose* ditarik ke bawah dari permukaan fantom sampai 10 cm untuk memperoleh kurva PDD. Sementara nilai dosis maksimal ( $D_{max}$ ) dapat dihitung berdasarkan nilai PDD yang telah diperoleh menggunakan bantuan *Software Microsoft Excel*. Nilai dosis permukaan atau *Percentage Surface Dose* (PSD) juga menggunakan bantuan *software ECLIPSE* di *Treatment Planning System* (TPS) MRCC Siloam Hospital Semanggi, Jakarta. Dosis

permukaan diperoleh dengan membuat fantom virtual dan memposisikan detektor pada titik di permukaan dan di kedalaman maksimal.

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

Syarat suatu bolus sebagai bahan kompensator adalah memiliki sifat seperti jaringan tubuh manusia. Pada penelitian ini dibuat bolus dari bahan dasar SR (*silicone rubber*) dan aluminium. SR yang digunakan adalah *silicone rubber* jenis RTV 52 (*Room Temperature Vulcanizing*). SR dengan jenis RTV digunakan pada temperatur 25–200°C. Penggunaan SR jenis RTV 52 pada penelitian ini karena memiliki sifat yang elastis dan kental sehingga mudah untuk penuangan ke gelas ukur dan juga tidak beracun sehingga cocok untuk dijadikan sebagai material bolus. SR juga memiliki sifat mekanik yang sama dengan otot manusia (Li dkk, 2015) dan juga mudah ditemukan di Indonesia dengan harga yang cukup murah. Bolus SR dibandingkan dengan material bolus lainnya yakni bolus LM (lilin malam) yang digunakan di rumah sakit MRCC Siloam Semanggi khusus Kanker dan bolus PD (*play-doh*) yang juga biasa digunakan di rumah sakit. Untuk menguji kelayakan bolus SR, LM dan PD dilakukan perbandingan. Perbandingan dilakukan dengan uji densitas dan uji dosimetri. Ketiga bolus ini dibuat dengan ukuran  $11 \times 11 \text{ cm}^2$  dan dengan variasi ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm.

#### 4.1 Uji Densitas

##### 4.1.1 RED (*Relative Electron Density*) dan Densitas Massa

Kepadatan massa bolus dapat dihitung melalui pengukuran massa dan volume kotor sehingga diperoleh nilai densitas fisik dan perhitungan menggunakan konversi dari satuan CT *Hounsfield* (HU) sehingga diperoleh nilai RED. Acuan dari uji densitas bolus ini adalah memiliki sifat yang setara dengan air. Hal ini disebabkan oleh tubuh manusia sebagian besar terdiri dari air. Nilai RED dapat diperoleh dengan menggunakan persamaan 2.1 dan 2.2. Tabel 4.1 menunjukkan nilai RED dan densitas fisik dari bolus SR, LM dan PD. Densitas fisik dan RED yang

diperoleh dari masing-masing bolus dengan ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm secara keseluruhan setara dengan air. Kecuali bolus LM pada ketebalan 0,5 cm memiliki nilai RED yang sedikit jauh di bawah nilai RED air. Densitas fisik dan RED masing-masing bolus berbeda-beda. Perbedaan ini disebabkan oleh material penyusun dan ketebalan bolus. Bolus SR terbuat dari campuran *silicone rubber* dan serbuk aluminium. SR tersusun atas ikatan polimer anorganik dan ikatan metil. Ikatan polimer anorganik yaitu ikatan siloksan yang terdiri dari atom silikon (Si) dan oksigen. Ikatan metil terdiri dari atom karbon (C) dan hidrogen (H). Sebagian besar *silicone rubber* tersusun dari bahan silikon yang lebih fleksibel dibandingkan dengan polimer lainnya (Segura dan Burillo, 2013). Bolus LM terbuat dari plastisin dan bolus PD merupakan campuran dari air, garam dan tepung (Nagata *et al.*, 2012). Nilai RED memiliki peran penting ketika menghitung distribusi dosis ketika pasien menggunakan bolus, sehingga dapat diketahui berapa perkiraan dosis radiasi yang diterima oleh pasien pada area permukaan kulit dan di bawah permukaan kulit dan untuk memastikan bolus yang cocok dengan jenis jaringan tertentu.

**Tabel 4.1** Nilai Relative Electron Density (RED) dan Densitas Massa

Bolus	Ketebalan (cm)	CT-Number (HU)	RED	Densitas Fisik (g/cm <sup>3</sup> )
SR	0,5	-103,4	0,897	0,920
	1	-24,5	0,976	0,991
	1,5	-3,0	0,997	1,061
LM	0,5	-207,3	0,793	0,880
	1	40,0	1,040	0,998
	1,5	147,7	1,123	1,127
PD	0,5	-84,5	0,916	0,930
	1	-25,9	0,974	0,982
	1,5	192,2	1,144	1,155

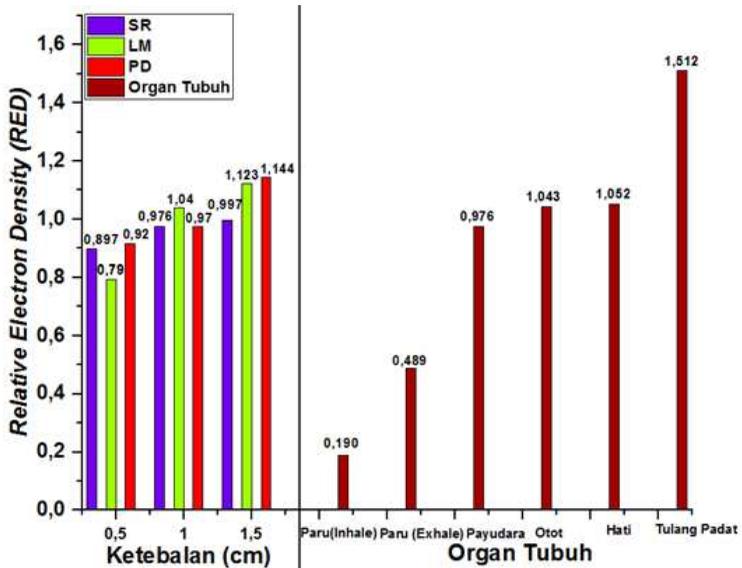
Jika dibandingkan dengan nilai densitas beberapa jaringan pada Tabel 2.1 dapat dilihat bahwa pada ketebalan 0,5 cm bolus SR memiliki densitas elektron atau *Relative Electron Density* (RED) 0,897 dan densitas fisik  $0,920 \text{ g/cm}^3$  berada di atas jaringan paru, berada sedikit di bawah nilai RED jaringan payudara dan juga berada di bawah densitas jaringan otot, hati dan tulang padat. Bolus LM memiliki nilai RED 0,793 dan densitas fisik  $0,880 \text{ g/cm}^3$  berada di atas densitas jaringan paru dan di bawah densitas jaringan payudara, otot, hati dan tulang padat. Bolus PD juga memiliki RED 0,916 dan densitas fisik  $0,930 \text{ g/cm}^3$  yang juga berada di atas densitas jaringan paru-paru dan di bawah jaringan payudara, otot, hati dan tulang padat.

Pada ketebalan 1 cm densitas bolus SR meningkat menjadi 0,976 dan  $0,991 \text{ g/cm}^3$  yang sama dengan nilai RED dan densitas fisik jaringan payudara. Untuk bolus LM nilai RED dan densitas fisik juga meningkat menjadi 1,040 dan  $0,998 \text{ g/cm}^3$  memiliki rentang densitas di atas jaringan paru dan payudara dan di bawah densitas jaringan otot, hati dan tulang padat. Sementara nilai RED dan densitas fisik bolus PD meningkat menjadi 0,974 dan  $0,982 \text{ g/cm}^3$  tetapi masih berada di bawah jaringan payudara, otot, hati dan tulang padat.

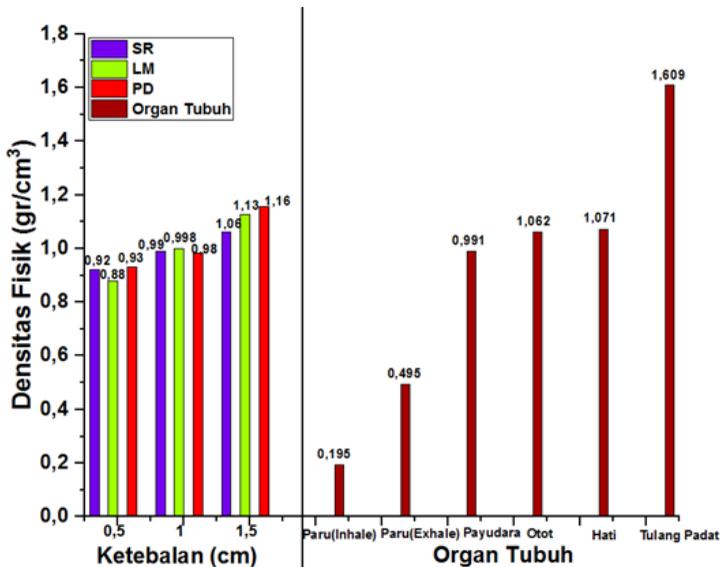
Pada ketebalan 1,5 cm juga menunjukkan nilai RED dan densitas fisik masing-masing bolus meningkat. Densitas bolus SR meningkat menjadi 0,997 dan  $1,061 \text{ g/cm}^3$  yang artinya berada di atas densitas jaringan paru dan payudara serta di bawah nilai densitas jaringan otot, hati dan tulang padat. Untuk bolus LM meningkat menjadi 1,123 dan  $1,127 \text{ g/cm}^3$  sementara bolus PD meningkat menjadi 1,144 dan  $1,155 \text{ g/cm}^3$ . Bolus LM dan bolus PD pada ketebalan 1,5 cm sama-sama memiliki rentang densitas di atas jaringan lunak (paru-paru, payudara, otot dan hati) dan berada di bawah densitas tulang padat.

Berdasarkan penelitian ini, dapat diketahui bahwa nilai densitas bolus SR, LM dan PD semakin meningkat seiring bertambahnya ketebalan bolus sebab dengan bertambahnya ketebalan bolus membuat kepadatan material juga bertambah.

Nilai RED dan densitas fisik bolus SR, PD dan LM dari ketebalan 0,5 ke 1,5 cm secara berturut-turut meningkat sebesar 10 dan 15%, 41,6 dan 28%, 24,9 dan 24%. Grafik densitas fisik bolus dan beberapa jaringan tubuh dapat dilihat seperti pada Gambar 4.2.



**Gambar 4.1** Relative Eletron Density Bolus dan Beberapa Organ Tubuh



Gambar 4.2 Densitas Fisik Bolus dan Beberapa Organ Tubuh

#### 4.1.2 Uji Kelenturan

Selain mengetahui densitas bolus pada uji densitas ini, juga dilakukan uji kelenturan. Uji kelenturan menggunakan *rando phantom* di MRCC Siloam Semanggi yang memiliki kontur tubuh manusia. Uji kelenturan dilakukan untuk mengetahui apakah bolus bisa mengikuti kontur tubuh dan tidak meninggalkan celah antara permukaan kulit dan bolus (Mayer et al. 2009). Pada Gambar 4.3 dapat diketahui bahwa semakin tipis ketebalan bolus, maka semakin mengikuti kontur *phantom*. Bolus yang lebih mengikuti kontur tubuh secara berurutan adalah bolus SR, kemudian disusul oleh bolus LM dan bolus PD. Pada ketiga bolus terlebih pada ketebalan 1,5 cm masih terdapat *air gap* pada sisi-sisi bolus. Adanya *air gap* karena bolus tidak melekat pada kulit secara maksimal mempengaruhi distribusi dosis yang diterima oleh pasien kurang homogen sehingga distribusi dosis yang diterima oleh pasien kurang optimal (Sharma and Johnson 1993).



**Gambar 4.3** Bolus SR, LM dan PD pada Rando Phantom

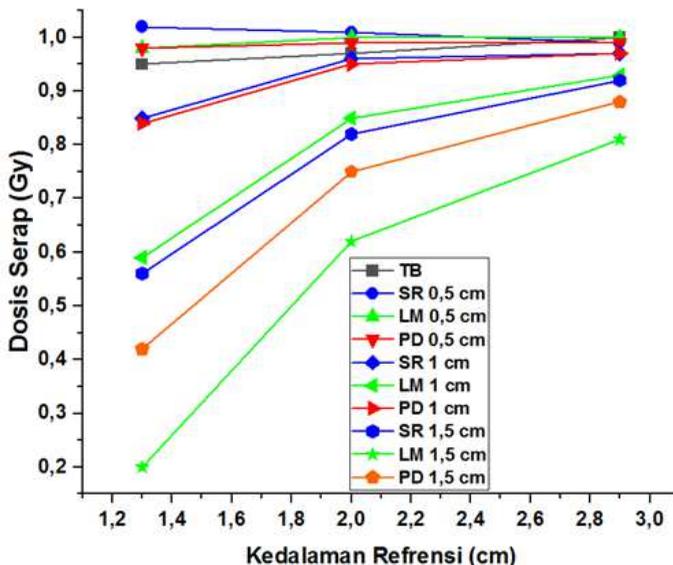
## 4.2 Uji Dosimetri

### 4.2.1 Dosis Serap

Bolus SR, LM dan PD diuji menggunakan LINAC untuk mengetahui persentase dosis serap pada permukaan yang dihasilkan oleh berkas elektron. Hal ini untuk melihat perbedaan nilai dosis serap ketika tanpa bolus dan pada saat diberi bolus yang terbaca pada detektor *plan paralell chamber*. Adanya perbedaan nilai dosis serap ketika diberi bolus dengan tidak diberi bolus karena adanya interaksi elektron dengan materi yang menyebabkan terjadinya hamburan elastis dan inelastis pada bolus. Persentase dosis serap pada masing-masing bolus dapat dilihat pada Gambar 4.4. Pada energi 6; 9 dan 12 MeV menggunakan kedalaman referensi berturut-turut 1,3; 2 dan 2,9 cm.

Nilai dosis serap berbeda-beda pada setiap ketebalan bolus karena adanya hamburan yang menyebabkan terjadinya ionisasi dan eksitasi atom material mengakibatkan kehilangan energi ketika melewati material sehingga nilai dosis serap semakin kecil seiring bertambahnya ketebalan bolus dibandingkan dengan tanpa

bolus karena bolus dengan ketebalan kecil mengakibatkan elektron lebih mudah mengalami hamburan dibandingkan dengan bolus yang memiliki ketebalan lebih besar.



**Gambar 4.4** Grafik Nilai Dosis Serap pada Bolus dengan Kedalaman Referensi ( $Z_{ref}$ ) 1,3; 2 dan 2,9 cm

Pada Gambar 4.4 dapat dilihat bahwa nilai dosis serap tanpa menggunakan bolus (TB) dan dengan menggunakan bolus semakin meningkat seiring bertambahnya energi elektron, kecuali pada bolus SR dengan ketebalan 0,5 cm memperlihatkan nilai dosis serap yang sebaliknya yakni semakin menurun seiring bertambahnya energi elektron yang diberikan. Hal ini kemungkinan karena pada bolus SR 0,5 cm pada hamburan elastis tidak ada energi elektron yang ditransfer elektron ke sampel bolus sehingga ketika elektron melewati bolus masih dengan energi sebelumnya yakni berkas elektron yang mengenai elektron materialnya hanya dihamburkan saja tanpa mengurangi energinya.

#### 4.2.2 Faktor Transmisi

Nilai faktor transmisi diperoleh dari hasil perbandingan dosis serap ketika menggunakan bolus dengan tanpa menggunakan bolus. Faktor transmisi merupakan faktor besaran nilai bolus untuk radioterapi yang dapat meneruskan dosis dengan ketentuan tertentu. Mengacu pada besaran nilai faktor transmisi yakni bernilai 1 berarti semua energi radiasi diteruskan dan bernilai 0 artinya tidak ada energi yang diteruskan. Bolus diradisi dengan menggunakan energi 6; 9 dan 12 MeV. Masing-masing energi menggunakan kedalaman referensi berturut-turut 1,3; 2 dan 2,9 cm. Nilai faktor transmisi pada masing-masing bolus dan tanpa bolus dapat dilihat seperti pada Tabel 4.2. Ditinjau dari ketebalan setiap bolus, nilai faktor transmisi semakin menurun seiring bertambahnya ketebalan pada masing-masing bolus yang disebabkan oleh elektron yang lebih mudah dihamburkan ketika ketebalan material tertentu lebih kecil.

Pada penelitian sebelumnya oleh (Montaseri *et al.*, 2012) menunjukkan bahwa semakin tinggi energi yang diberikan pada bolus, maka semakin besar juga nilai faktor transmisi yang dihasilkan. Namun pada penelitian ini yang mengalami hal yang serupa adalah bolus SR dengan ketebalan 1,5 cm dan pada ketebalan 1 cm kecuali pada energi 12 MeV yang kembali menurun. Hal yang sama juga dapat dilihat pada bolus LM dan PD dengan ketebalan 1 dan 1,5 cm kecuali pada bolus PD dengan ketebalan 1 cm pada energi 12 MeV yang nilai faktor transmisi kembali menurun. Hal ini karena semakin meningkatnya energi maka daya penetrasi akan semakin besar. Sementara pada ketebalan 0,5 cm menunjukkan nilai sebaliknya yaitu nilai faktor transmisi semakin menurun. Hal ini dapat disebabkan oleh ketidak homogenan bolus sehingga terjadinya interaksi elastis antara berkas radiasi dengan elektron materi menyebabkan perubahan arah dan hamburan yang terbentuk tidak terlalu banyak sehingga semua energi radiasinya dapat diteruskan dan dapat meningkatkan bacaan dosis serap. Bolus dengan ketebalan 0,5 cm memiliki nilai faktor transmisi lebih dari 1 kecuali bolus LM dan

PD pada energi 12 MeV yang memiliki faktor transmisi yang masih di bawah angka 1 yakni 0,998 dan pada ketebalan 1 dan 1,5 cm nilai faktor transmisi masih di bawah angka 1. Dengan demikian dapat diketahui bahwa bolus yang memiliki faktor transmisi yang mampu menyerap radiasi dengan baik adalah bolus dengan ketebalan 1 dan 1,5 cm dan juga bolus LM dan PD dengan ketebalan 0,5 cm pada energi 12 MeV.

**Tabel 4.2** Nilai Faktor Transmisi Tanpa Bolus dan dengan Bolus

Faktor Transmisi pada $Z_{ref}$ (%)				
Material	Ketebalan (cm)	Energi (MeV)		
		6	9	12
Tanpa bolus SR	0	1,000	1,000	1,000
	0,5	1,073	1,039	1,011
	1	0,900	0,981	0,975
	1,5	0,595	0,846	0,918
LM	0,5	1,031	1,024	0,998
	1	0,617	0,870	0,926
	1,5	0,210	0,636	0,808
	PD	0,5	1,032	1,011
PD	1	0,884	0,976	0,970
	1,5	0,448	0,774	0,877

#### 4.2.3 Koefisien Atenuasi Massa

Nilai koefisien atenuasi ini digunakan untuk mengetahui mampu tidaknya suatu bolus dalam menyerap energi elektron. Jika ditinjau dari ketebalan, masing-masing bolus menunjukkan nilai koefisien atenuasi yang semakin meningkat seiring bertambahnya ketebalan bolus. Hal ini disebabkan koefisien atenuasi massa mewakili energi yang diserap semakin besar. Kalau ditinjau dari besarnya energi yang diberikan nilai koefisien atenuasi cenderung menurun seiring bertambahnya energi elektron pada ketebalan 1 dan 1,5 cm kecuali pada bolus PD dengan ketebalan 1 cm pada energi 12 MeV yang sedikit

meningkat dibandingkan bolus PD dengan ketebalan 1 cm pada energi 6 MeV. Namun hal ini tidak terlalu berpengaruh karena selisihnya sangat sedikit yakni  $0,0064 \text{ cm}^2/\text{g}$ . Nilai koefisien atenuasi yang semakin menurun seiring dengan bertambahnya energi elektron sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh (Paliwal, Rommelfanger, and Das, 1998). Sementara pada ketebalan 0,5 cm menunjukkan nilai koefisien atenuasi yang semakin meningkat seiring bertambahnya energi yang diberikan namun tetap masih bernilai negatif. Pada tabel 4.3 dapat dilihat bahwa pada ketebalan 1 dan 1,5 cm nilai koefisien masing-masing bolus bernilai positif dan juga bolus LM dan PD pada ketebalan 0,5 cm dengan energi 12 MeV bernilai positif, artinya bolus mampu menyerap energi elektron dengan optimal. Sementara pada ketebalan 0,5 cm nilai koefisien atenuasi bernilai negatif kecuali bolus LM dan PD pada energi 12 MeV yang bernilai positif. Koefisien atenuasi massa yang bernilai negatif artinya bolus lebih banyak meneruskan energi elektron atau tidak dapat menyerap energi elektron. Dengan demikian dapat diketahui bahwa bolus SR, LM dan PD bersifat absorber pada ketebalan 1 dan 1,5 cm. Sementara bolus dengan ketebalan 0,5 cm cenderung tidak mampu menyerap elektron.

**Tabel 4.3** Nilai Koefisien Atenuasi pada Bolus SR, LM dan PD

		Koefisien Atenuasi Massa ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )		
Material	Ketebalan (cm)	Energi (MeV)		
		6	9	12
SR	0,5	-0,1571	-0,0853	-0,024
	1	0,1080	0,0197	0,0259
	1,5	0,3472	0,1118	0,0572
LM	0,5	-0,0770	-0,0598	0,005
	1	0,4643	0,1339	0,0739
	1,5	0,9265	0,2687	0,1266
PD	0,5	-0,0688	-0,0239	0,0044
	1	0,1266	0,0249	0,0313
	1,5	0,4679	0,1493	0,0765

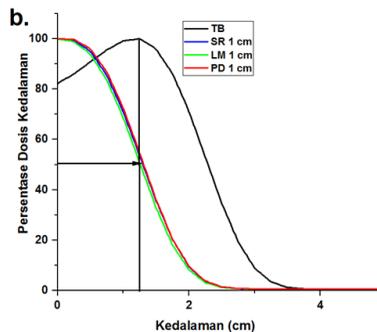
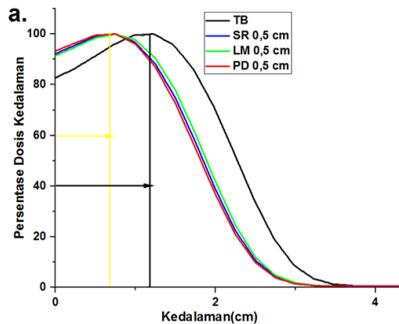
#### 4.2.4. Nilai *Percentage Depth Dose (PDD)*

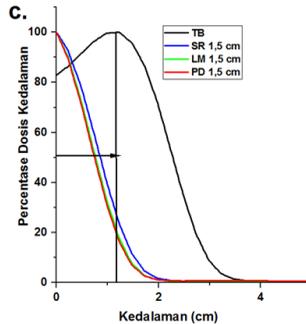
Dari nilai PDD dapat diketahui karakteristik distribusi dosis pada *central axis* dengan menormalisasi dosis pada kedalaman tertentu dengan dosis pada kedalaman referensi. Kurva nilai PDD diukur dengan luas lapangan penyinaran  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  dan menggunakan energi elektron 6; 9 dan 12 MeV. Pada Gambar 4.5; 4.6 dan 4.7 menunjukkan nilai PDD yang berubah-ubah yang disebabkan oleh perubahan kedalaman, ketebalan bolus dan energi yang digunakan. Kurva PDD yang terbentuk mencapai titik tertinggi saat persentase dosis maksimal  $D_{maks}$  100%. Kemudian setelah mencapai dosis maksimal  $D_{maks}$ , dosis akan kembali menurun secara eksponensial. Dari kurva PDD dapat diketahui daerah *build up*. Daerah *build up* adalah jarak antara permukaan sampai dengan titik dengan dosis maksimal.

##### a. Pengaruh Ketebalan Bolus terhadap Kurva PDD dengan Energi 6 MeV

Gambar 4.5 memperlihatkan kurva PDD dengan energi 6 MeV. Daerah *build-up* ditunjukkan oleh garis lurus vertikal berwarna hitam untuk daerah *build up* tanpa bolus (TB) dan warna kuning untuk daerah *build up* menggunakan bolus. Nilai dosis maksimal ( $D_{maks}$ ) tanpa bolus dicapai pada kedalaman 1,2 cm. Pada gambar a, b, c nilai dosis maksimal ( $D_{maks}$ ) dengan ketebalan 0,5 cm dicapai pada kedalaman 0,75 cm sedangkan pada ketebalan 1 dan 1,5 cm nilai dosis maksimal  $D_{maks}$  dicapai pada kedalaman 0 cm. Hal ini menunjukkan area *build up* terbentuk ketika tidak menggunakan bolus dan area *build up* masih terbentuk pada bolus dengan ketebalan 0,5 cm. Namun pada bolus dengan ketebalan 1 dan 1,5 cm area *build up* sudah tidak terbentuk lagi sebab dosis maksimal dicapai pada kedalaman 0 cm yang artinya bolus ini mampu memberikan dosis maksimal pada permukaan sehingga cocok digunakan untuk pengobatan kanker atau tumor daerah permukaan. Semakin tebal bolus daerah *build up* semakin kecil yang ditunjukkan oleh kurva PDD yang semakin bergeser ke arah permukaan seiring

bertambahnya ketebalan bolus hingga pada ketebalan 1 dan 1,5 cm daerah *build up* sudah tidak terbentuk lagi yang berarti bolus mampu menaikkan dosis permukaan seperti studi yang dilakukan oleh (Tremethick, 2012). Hal ini disebabkan oleh terdapat banyak interaksi elektron sumber dengan elektron dari material bolus pada ketebalan 1 dan 1,5 cm yang membuat energinya banyak terpakai ketika melewati bolus sehingga energi yang sampai pada fantom menumpuk di area permukaan. Selain itu nilai faktor transmisi juga mempengaruhi hal ini. Nilai faktor transmisi pada ketebalan 0,5 cm lebih besar dibandingkan dengan nilai faktor transmisi dengan ketebalan 1 dan 1,5 cm sehingga bolus pada ketebalan 1 dan 1,5 cm memiliki sifat material yang mampu memblok energi 6 MeV yang menyebabkan penumpukkan energi di area permukaan sehingga tidak terbentuk daerah *build up*.

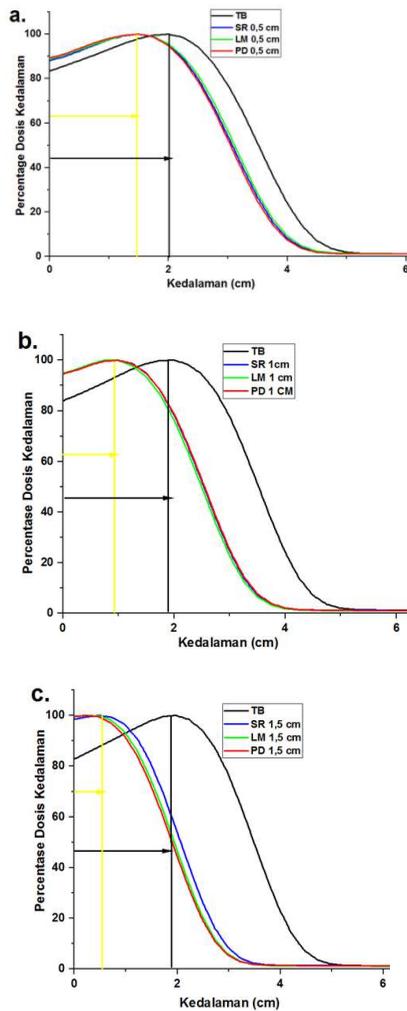




**Gambar 4.5** Nilai PDD dengan Energi 6 MeV Tanpa Bolus dan dengan Bolus pada Ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm

b. Pengaruh Ketebalan Bolus terhadap Kurva PDD dengan Energi 9 MeV

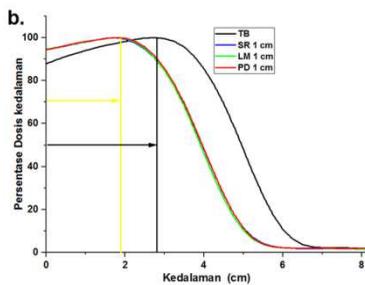
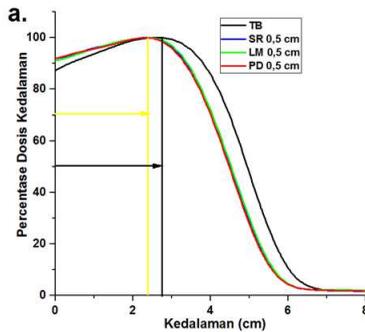
Gambar 4.6 menunjukkan kurva PDD menggunakan energi 9 MeV. Sama seperti kurva PDD dengan energi 6 MeV. Kurva PDD 9 MeV juga menunjukkan dosis maksimal ( $D_{maks}$ ) semakin bergeser ke arah permukaan seiring bertambahnya bolus yang menyebabkan daerah *build up* semakin kecil. Dosis maksimal  $D_{maks}$  tanpa bolus dicapai pada kedalaman 1,9 cm. Bolus SR, LM dan PD mencapai dosis maksimal ( $D_{maks}$ ) pada kedalaman 1,5 cm pada ketebalan 0,5 cm. Pada ketebalan 1 cm menggunakan dosis maksimal  $D_{maks}$  dicapai pada kedalaman 1 cm. Sementara pada ketebalan 1,5 cm bolus SR mencapai dosis maksimal pada  $D_{maks}$  pada kedalaman 0,48 cm dan 0,23 untuk bolus LM dan PD seperti terlihat pada Gambar c kurva PDD bolus SR tidak seragam dengan bolus LM dan PD karena faktor transmisi bolus SR lebih besar dari faktor transmisi bolus LM dan PD.

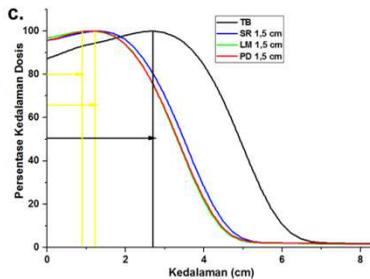


**Gambar 4.6** Nilai PDD dengan Energi 9 MeV Tanpa Bolus dan dengan Bolus pada Ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm

### c. Pengaruh Ketebalan Bolus terhadap Kurva PDD dengan Energi 9 MeV

Pada Gambar 4.7 kurva PDD juga semakin bergeser ke arah permukaan seiring bertambahnya ketebalan bolus yang artinya daerah *build up* semakin kecil. Dosis maksimal  $D_{maks}$  tanpa bolus dicapai pada kedalaman mendekati 2,7 cm. Bolus SR dan PD pada ketebalan 0,5 cm mendekati dosis maksimal  $D_{maks}$  pada kedalaman mendekati 2,25 cm dan pada kedalaman 2,5 cm untuk bolus LM. Pada ketebalan 1 cm dosis maksimal  $D_{maks}$  dicapai pada ketebalan 1,75 cm dan pada ketebalan 1,5 cm dicapai pada kedalaman maksimal dicapai pada kedalaman 1,22 cm untuk bolus SR dan PD sementara untuk bolus LM dicapai pada kealaman 1,15 cm.





**Gambar 4.7** Nilai PDD dengan Energi 12 MeV Tanpa Bolus dan dengan Bolus pada Ketebalan 0,5; 1 dan 1,5 cm

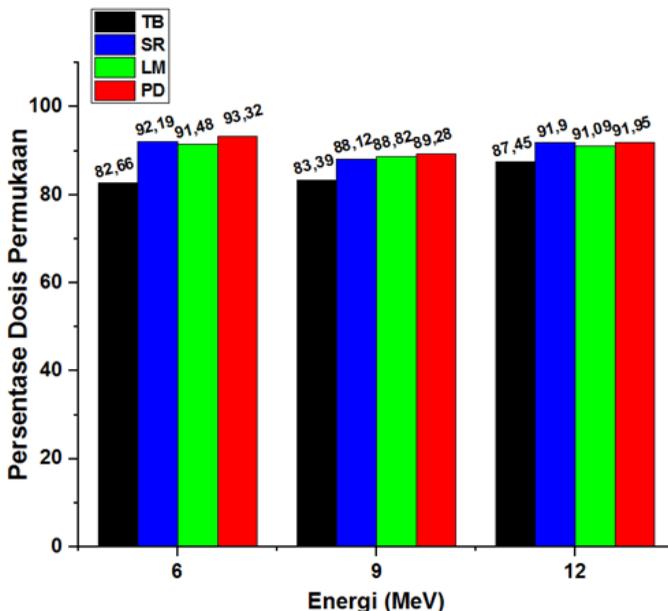
Nilai PDD bolus SR dengan ketebalan 1,5 cm dari tiap energi terlihat tidak sejajar dengan bolus LM dan PD dengan ketebalan yang sama. Hal ini dipengaruhi oleh nilai faktor transmisi bolus SR lebih besar dibanding bolus LM dan PD sehingga energinya lebih banyak diteruskan. Semakin tinggi energi yang diberikan membuat dosis maksimal ( $D_{max}$ ) semakin bergeser menjauhi permukaan. Penambahan energi juga membuat ekor kurva PDD semakin menjauhi nilai 0 karena efek samping dari interaksi *bremstrahlung*. Penambahan energi elektron menyebabkan terjadinya interaksi antara energi tinggi dengan elektron material yang bernomor atom tinggi sehingga membuat kurva PDD semakin menjauhi nilai 0. Interaksi ini terjadi sebelum sumber elektron mengenai bolus.

#### 4.2.5 Dosis Permukaan

##### a. Pengaruh Ketebalan Bolus 0,5 cm terhadap Dosis Permukaan

Salah satu fungsi dari suatu bolus adalah menaikkan dosis permukaan (Izeki et al. 2001). Pada Gambar 4.8 menampilkan grafik dosis permukaan tanpa bolus dan dengan bolus pada ketebalan 0,5 cm yang dihasilkan pada berkas elektron 6; 9 dan 12 MeV dengan titik referensi 1,3; 2 dan 2,9 cm. Pada energi 6 MeV dosis permukaan tanpa bolus 82,66%. Dosis permukaan menjadi bertambah dengan menggunakan bolus. Dosis permukaan bolus SR, LM dan PD berturut-turut meningkat

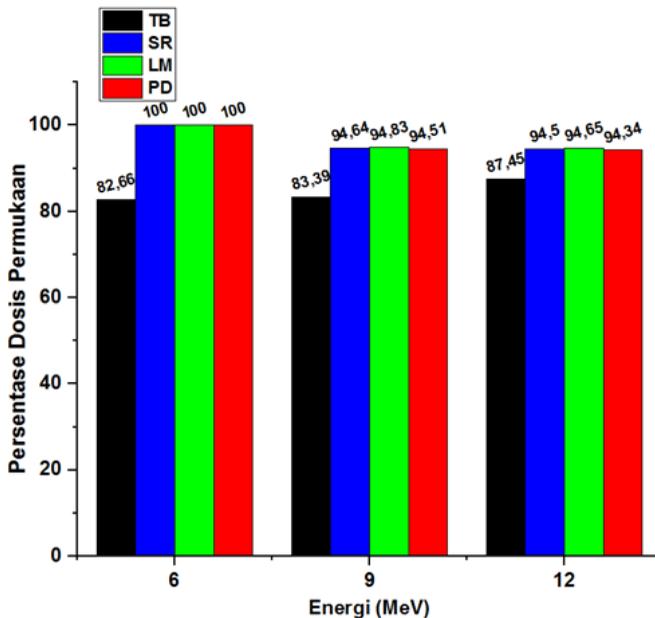
sebanyak 9,53 %, 8,82% dan 10,66%. Pada energi 9 MeV dosis permukaan bolus SR, LM dan PD juga meningkat menjadi 4,73%, 5,43% dan 6,90% dari dosis permukaan tanpa bolus yang hanya mencapai 83,39%. Pada energi 12 MeV meningkat sebanyak 4,45%, 3,64% dan 4,5% dari dosis permukaan tanpa bolus sebesar 87,45%. Pada energi 9 dan 12 MeV menunjukkan nilai dosis permukaan dengan bolus semakin meningkat dengan bertambahnya energi yang diberikan. Peningkatan persentase dosis permukaan ini terjadi karena adanya radiasi hambur ketika partikel elektron melewati bolus. Bolus pada ketebalan kecil membuat elektron lebih mudah mengalami hamburan dibandingkan dengan bolus pada ketebalan lebih besar sehingga nilai persentase dosis permukaan bisa meningkat dengan meningkatnya energi radiasi yang diberikan.



**Gambar 4.8** Grafik Dosis Permukaan pada Ketebalan 0,5 cm

b. Pengaruh Ketebalan Bolus 1 cm terhadap Dosis Permukaan

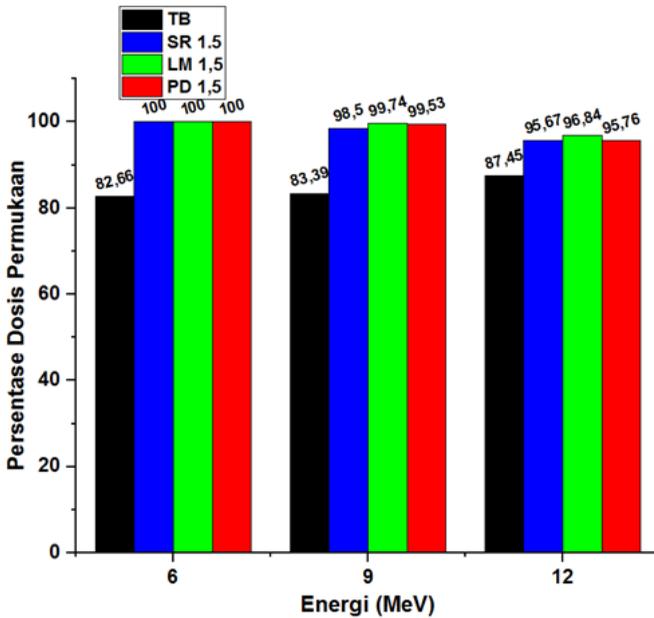
Gambar 4.9 menunjukkan persentase dosis permukaan tanpa bolus dan dengan bolus pada ketebalan 1 cm. pada energi 6 MeV, tanpa bolus persentase dosis permukaan mencapai 82,66 % sementara dengan menggunakan bolus SR, LM dan PD mencapai 100% yakni meningkat sebanyak 17,74%. Pada energi 9 MeV dosis persentase tanpa bolus mencapai 83,39% dan dengan menggunakan bolus SR, LM dan PD meningkat sebanyak 11,25%, 11,45% dan 11,12%. Sementara pada energi 12 MeV persentase dosis permukaan tanpa bolus mencapai 87,45 dan dengan menggunakan bolus SR, LM dan PD dosis permukaan meningkat sebanyak 7,05%, 7,20% dan 6,89%. Terlihat bahwa persentase dosis permukaan dengan menggunakan bolus semakin rendah dengan meningkatnya energi. Seharusnya secara teori semakin tinggi energi yang diberikan maka semakin meningkat dosis permukaan. Hal ini bisa dikarenakan oleh faktor ketebalan bolus pada ketebalan 1 cm menghasilkan energi elektron sekunder. Saat partikel elektron dengan energi yang lebih tinggi melewati bolus terjadi interaksi dengan partikel penyusun bolus berupa tumbukan elastis maupun inelastis sehingga menyebabkan terjadinya pelepasan elektron sekunder sebagai akibat proses ionisasi, sehingga energi elektron sekunder mampu melakukan penetrasi lebih dalam menuju posisi kedalaman dosis maksimal ( $D_{max}$ ).



**Gambar 4.9** Grafik Dosis Permukaan pada Ketebalan 1 cm

c. Pengaruh Ketebalan Bolus 1,5 cm terhadap Dosis Permukaan

Pada Gambar 4.10 terlihat persentase dosis permukaan tanpa bolus dan dengan bolus pada ketebalan 1,5 cm. Pada energi 6 MeV persentase dosis permukaan tanpa bolus mencapai 82,66% dan 100% untuk dosis kedalaman menggunakan bolus yakni meningkat 17,74%. Pada energi 9 MeV persentase dosis permukaan menjadi 83,39% tanpa bolus dan dengan bolus meningkat sebanyak 15,11% bolus SR, 16,35% bolus LM dan 16,14% bolus PD. Sementara pada energi 12 MeV persentase dosis permukaan tanpa bolus mencapai 87,45%. Ketika menggunakan bolus persentase dosis permukaan meningkat sebanyak 8,22% bolus SR, 9,39% bolus LM dan 8,31% untuk bolus PD.



**Gambar 4.10** Grafik Dosis Permukaan pada Ketebalan 1,5 cm

Persentase dosis permukaan tanpa bolus terlihat meningkat dengan meningkatnya energi yang digunakan (Podgorsak, 2005). Meningkatnya persentase dosis permukaan ini karena adanya perbedaan hamburan yang terjadi pada saat elektron melewati medium. Berkas elektron dengan energi rendah akan lebih mudah terhambur saat berinteraksi dengan medium sehingga berkas elektron menjadi lebih menipis (Podgorsak, 2005; Khan dan Gibbons, 2014).

## BAB V

### KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Nilai RED dan densitas fisik bolus SR, LM dan PD setara dengan denstas air sebagai acuan dalam pembuatan bolus kecuali bolus LM pada ketebalan 0,5 cm memiliki densitas yang lebih rendah dibandingkan dengan bolus pada ketebalan lain.
2. Nilai dosis serap semakin meningkat dengan bertambahnya energi elektron yang diberikan. Ditinjau dari nilai faktor transmisi dan koefisien atenuasi, bolus SR mampu menyerap energi seperti bolus LM dan PD pada ketebalan 1 dan 1,5 cm. Sementara pada ketebalan 0,5 cm bolus cenderung tidak menyerap energi kecuali bolus PD dan LM untuk energi 12 MeV.
3. Bolus SR mampu menaikkan dosis permukaan seperti bolus klinis (bolus LM dan PD) dengan daerah *build up* pada kurva PDD yang semakin bergeser mendekati daerah permukaan dengan bertambahnya ketebalan bolus.
4. Bolus SR pada ketebalan 1 dan 1,5 cm dapat dijadikan sebagai pengganti jaringan tubuh.

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

## DAFTAR PUSTAKA

- Baskar R, Lee KA, Yeo R, Yeoh KW. *Cancer and Radioation Therapy: Current advances and future direction*. Int J Med Sci. 2012; 9(3): 193-9. doi:10.7150/ijms.3 635.
- Battista dan Bronskill, 1981, Compton Scatter Imaging of Transverse Sections : An Overall Appraisal and Evaluation for Radiotherapy Planning, Physics Med Biol, Iran.
- Braun, U., Lorenz, E., Weimann, C., Sturm, H., Karimov, I., Ettl, J., Meier, R., Walter, A., Wohlgemuth., Berger, H., and Wildgruber, M. 2016. Mechanic and surface properties of centralvenous port catheters after removal: A comparison of polyurethane and silicon rubber materials. Journal of The Mechanical Behavior Of Biomedical Material 64, pp. 281-291
- Corvo R, Foppiano F, Orsatti Met al, (1997) [The application of the multileaf collimator in radiotherapy: the dosimetric problems and the technical implications for its clinical use] *Radiol Med* 94 (5): 512-19
- Davis, J.R., 1993. Aluminum and Aluminum Alloys. ASM International.
- Demir, B., Okutan, M., Cakir, A., Goksel, E., and Bilge, H. 2008. *The Effect of Oblique Electrom Beams to the Surface Dose Under the Bolus*. *Medical Dosimetry* 34, pp. 311-316
- Günhan, B., Kemikler, G., Koca, A., 2003. *Determination of surface dose and the effect of bolus to surface dose in electron beams*. *Med. Dosim. Off. J. Am. Assoc. Med. Dosim.* 28, 193–198. [https://doi.org/10.1016/S0958-3947\(03\)00072-4](https://doi.org/10.1016/S0958-3947(03)00072-4)
- IUPAC ( 2006). International Union of Pure And Applied Chemistry Inorganic Chemistry Division Commission on Isotopic Abundances and Atomic.
- Izeki, Shin, Kazunori Hatakeyama, Fumitaka Ebihara, and Yoshinori Koga. 2001. Bolus for radiotherapy. United

States US6231858B1, filed September 22, 1998, and issued May 15, 2001.  
<https://patent.google.com/patent/US6231858bB1/en>.

Junaedi D, Setiawati E, Arifin Z and Ramantisan S, 2016. Analysis on the use of polydimetil siloxane as bolus in radiotherapy using MeV electron beam with LINAC Journal Youngster Physics 539 1-8

Khan, FM. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; Ed-3.

Lothfy FA, Mustafa IS, Yahya ZS, Ishak SA dan Daud NM. 2015. “*To Syudy the Durian Seed as A New Substrate for Bolus in Radiotherapy. Proc. of 16th the IIER Int. Conf.14th pp 110-3.*”

Moyer, R.F., King, G.A., Hauser, J.F., 1986. Lead as surface bolus for high-energy photon and electron therapy. *Med. Phys.* 13, 263–266. <https://doi.org/10.1118/1.595955>.

Montaseri, A., Alinaghizadeh, M., and Mahdavi, S.R. 2012. Physical Properties of Ethyl Methacrylates as a Bolus in Radiotherapy. *Iranian Journal of Medical Physics* 9, pp.127-134.

Namitha, L.K., dan sebastian, M.T. 2015. Fused Silica Filled Silicon Rubber Composites for Flexible Electronic Applications. *International Conference on Advanced Material and Manufacturing Process for Strategic Sectors* 830-831, pp. 537-540.

Paliwal, B. R., S. Rommelfanger, and R. K. Das. 1998. “Attenuation Characteristics of a New Compensator Material: Thermo-Shield for High Energy Electron and Photon Beams.” *Medical Physics* 25 (4): 484–87. <https://doi.org/10.1118/1.598223>.

Park, JW., and Yea, JW. 2015. Three-dimensional customized bolus for intensity-modulated radiotherapy in a patient with Kimura’s disease involving the auricle. *Cancer/Radiothérapie* 20, pp. 205-209.

Perry Sprawl, Jr. *Physical Principle of Medical Imaging*, Edition

- 2<sup>nd</sup>. 1993. Library of Congress Catalog Card Number: SBN : 0-944838-54-5.
- Podgorsak, E.B. (2005) Radiation Oncology Physics A Handbook for Teachers and Students (Vienna: International Atomic Energy Agency).
- Porter AT, Forman JD (1993) Prostate Brachytherapy. An overview. *Cancer* 71 (3 suppl) : 953-8
- Segura, T., and Burillo, G. 2013. *Radiation modification of silicone rubber with glycidymethacrylate*. Radiation Physics and Chemistry 91, pp. 101-107.r
- Sharma, S. C., and M. W. Johnson. 1993. "Surface Dose Perturbation Due to Air Gap between Patient and Bolus for Electron Beams." *Medical Physics* 20 (2 Pt 1): 377–78. <https://doi.org/10.1118/1.597079>.
- Suharni S., Kusminarto K., dan Anggraita, P. 2013. Analisis Hasil Pengukuran Percentage Depth Dose (PDD) Berkas *Elektron Linac* Elekta RSUP Dr. Sardjito. Prosiding Pertemuan dan Presentasi Ilmiah Teknologi Akselerator dan Aplikasinya 15, pp. 8488.
- Susworo R & Kodrat H, 2017 Dasar-dasar Radioterapi Tata Laksana Radioterapi Penyakit Kanker. Universitas Indonesia. Jakarta
- Sulastri, S., dan Kristianingrum, S. 2010. Berbagai Macam Senyawa Silika: Sintesis, Karakterisasi dan Pemanfaatan. Prosiding Seminar Nasional Penelitian dan Penerapan MIPA, Fakultas MIPA, Universitas Negeri Yogyakarta, hal 211-216.
- Susworo, Tjarta A, Kresno SB, dkk., 1996, 'Pencegahan dan deteksi dini penyakit kanker', Jakarta. UI-press, hal 22-38
- Tremethick, L. 2012. "Characterisation of Dosimetry in Electron Radiotherapy under Different Bolus Applications."
- Wu, L., Wang, X., Ning, L., Han, J., Wan, Z., and Lu, M. 2016. Improvement of silicone rubber properties by addition of nano-SiO<sub>2</sub> particles. *Journal of Applied Biomaterial and Functional Material* 14, pp.11-14.

Yuniarti, N., dan Afandi, A.N. 2007. Tinjauan Sifat Hidrofobik Bahan Isolasi Silicon Rubber. Jurnal Tekno UM Malang 8, pp. 1-8.

### LAMPIRAN 1

1. Tabel Hasil Pengukuran CT Number dan RED

Jenis Bolus	Ketebalan	CT Number
SR	0,5	-103,4
	1	-24,5
	1,5	-3
LM	0,5	-207,3
	1	40
	1,5	147,7
PD	0,5	-84,5
	1	-25,9
	1,5	192,2

2. Tabel Nilai Dosis Serap pada  $Z_{ref}$

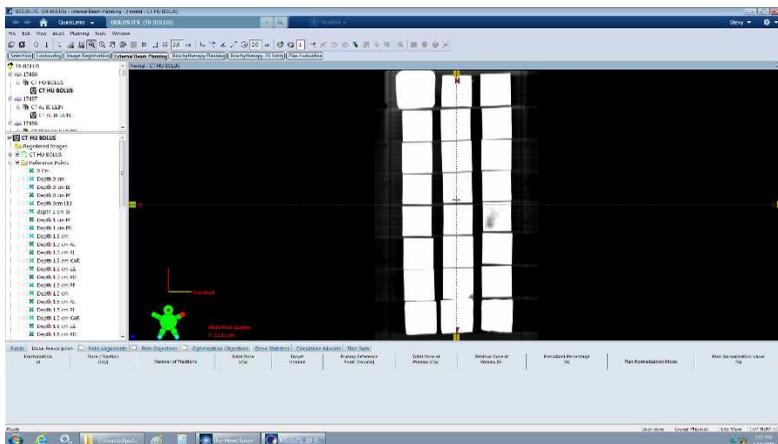
Bolus	Energi (MeV)	Dosis serap pada $Z_{ref}$			
		0 (cm)	0,5 (cm)	1 (cm)	1,5 (cm)
SR	6	0,95	1,02	0,85	0,56
	9	0,97	1,01	0,96	0,82
	12	1	0,99	0,97	0,92
LM	6	0,95	0,98	0,59	0,2
	9	0,97	1	0,85	0,62
	12	1	1	0,93	0,81
PD	6	0,95	0,98	0,84	0,42
	9	0,97	0,99	0,95	0,75
	12	1	0,99	0,97	0,88

3. Tabel Persentase Hasil Pengukuran Dosis Permukaan pada Permukaan *Slab Water Phantom*

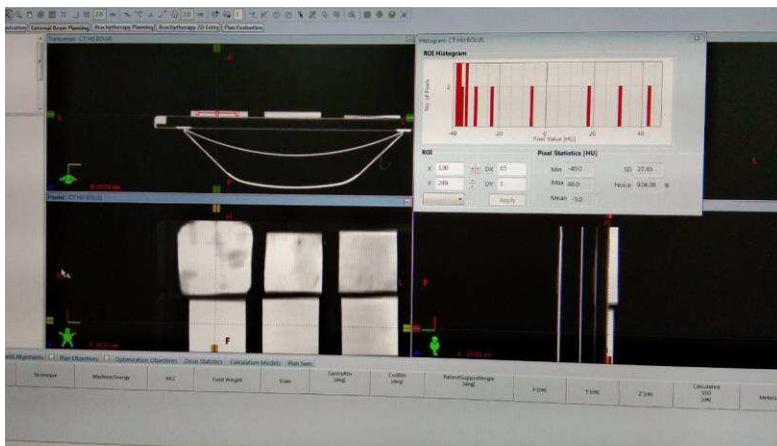
Bolus	Energi (MeV)	Persentase Dosis Permukaan (%)			
		Tanpa Bolus	0.5 cm	1 cm	1.5 cm
SR	6	82.66	92,19	100	100
	9	83.39	88,12	94,64	98,50
	12	87.45	91,90	94,50	95,67
LM	6	82.66	91,48	100	100
	9	83.39	88,82	94,82	99,74
	12	87.45	91.09	94,65	96,84
PD	6	82.66	93,32	100	100
	9	83.39	89,28	94,51	99,53
	12	87.45	91,95	94,34	95,76

**LAMPIRAN 2**

Gambar 1 Tahap Penyinaran Bolus dengan CT-Simulator  
(MRCCC Siloam Semanggi Hospitals)



Gambar 2. Tampak Atas Citra Bolus Hasil CT Simulator (MRCC Siloam Semanggi Hospitals)



Gambar 3. Tahap Menentukan CT Number Bolus SR 1,5cm (MRCC Siloam Semanggi Hospitals)



**LAMPIRAN 3**

Singkatan:

1. LINAC (*Linear Accelerator*)
2. TPS (*Treatment Planning system*)
3. RED (*Relative Electron Density*)
4. PDD (*Percentage Depth Dose*)
5. PSD (*Percentage Surface Dose*)
6. CT (*Computer Tomography*)
7. SR (*Silicone Rubber*)
8. PD (*Play-Doh*)
9. LM (*Lilin Malam*)

## BIODATA PENULIS



Nama lengkap penulis yaitu Trimawarti Nazara dengan nama panggilan Mawar. Penulis dilahirkan di Lawira Satua, Nias Utara pada tanggal 10 November 1995. Penulis merupakan anak dari pasangan Simoni Nazara dan Munila Harefa.

Riwayat pendidikan formal yang ditempuh oleh penulis yaitu SDN 071034 Lotu lulus tahun 2009, SMP N 1 Lotu lulus tahun 2012, SMA N 1 Lotu lulus tahun 2015. Pada tahun 2015 penulis melanjutkan pendidikan pada program S1 Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Analitika Data, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Penulis mengambil bidang minat Fisika Medis dan Biofisika. Selama kuliah, penulis aktif berorganisasi di PMK ITS dan juga aktif di organisasi kemanusiaan internasional yakni *HOPE Worldwide*. Penulis aktif di *HOPE* Surabaya sebagai *volunteer* di *Saturday Academi* (SA) di rusun Sombo dan *volunteer* di *Kirana Hospital Schooling* RS Soetomo Surabaya.

Email: [trimawartinazara@gmail.com](mailto:trimawartinazara@gmail.com)