

SKRIPSI

**ANALISIS KELUARAN BERKAS ELEKTRON ENERGI 6, 9 DAN 12 MeV
TERHADAP VARIASI LUAS LAPANGAN PENYINARAN PADA
PESAWAT *LINEAR ACCELERATOR* DI RS UNHAS**

RISDAYANTI

H021181018



**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2022

**ANALISIS KELUARAN BERKAS ELEKTRON ENERGI 6, 9 DAN 12 MeV
TERHADAP VARIASI LUAS LAPANGAN PENYINARAN PADA
PESAWAT *LINEAR ACCELERATOR* DI RS UNHAS**

SKRIPSI

*Diajukan sebagai Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Sains
pada Program Studi Fisika Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin*

RISDAYANTI

H021181018

**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2022**

HALAMAN PENGESAHAN

ANALISIS KELUARAN BERKAS ELEKTRON ENERGI 6, 9 DAN 12 MeV TERHADAP VARIASI LUAS LAPANGAN PENYINARAN PADA PESAWAT *LINEAR ACCELERATOR* DI RS UNHAS

Disusun dan diajukan oleh:

RISDAYANTI

H021181018

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka
Penyelesaian Studi Program Sarjana Program Studi Fisika Fakultas Matematika
dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin
Pada 12 Oktober 2022

Dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui,

Pembimbing Utama

Pembimbing Pertama

Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.
NIP. 19550105 197802 1 001

Satrial Male, S.Si., M.Si.
NIP. 19860814 200903 1 002

Ketua Program Studi



Prof. Dr. Arifin, M.T.
NIP. 19670520 199403 1 002

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Ridayanti
Nim : H021181018
Program Studi : Fisika
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul:

**Analisis Keluaran Berkas Elektron Energi 6, 9 dan 12 MeV Terhadap
Variasi Luas Lapangan Penyinaran Pada Pesawat *Linear Accelerator* Di RS
UNHAS**

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain, bahwa skripsi yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau seluruh skripsi ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, 10 Oktober 2022

Yang Menyatakan


Risdayanti

KATA PENGANTAR

Assalamualaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Puji syukur penulis panjatkan kehadirat Allah *Subhanahu Wa Ta'ala*, atas limpahan rahmat, nikmat, taufik, serta hidayah yang tak pernah berhenti mengalir dari-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi dengan sebaik-baiknya. Shalawat serta salam penulis curahkan kepada baginda Rasulullah Muhammad *Shalallaahu Alaihi Wassalaam*, suri tauladan terbaik bagi seluruh ummat islam. *Alhamdulillahirabbil Alamin*, penulis telah diberikan kesehatan serta kesempatan sehingga dapat menyelesaikan penyusunan skripsi dengan judul “**Analisis Keluaran Berkas Elektron Energi 6, 9 Dan 12 MeV Terhadap Variasi Luas Lapangan Penyeragaman Pada Pesawat *Linear Accelerator***”, yang disusun dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Hasanuddin. Dalam penyelesaian skripsi penulis telah banyak mengalami hambatan dari tahap awal penelitian hingga penyusunan skripsi. Penulis menyadari bahwa penulisan skripsi ini masih jauh dari kata sempurna karena keterbatasan pengetahuan yang dimiliki oleh penulis. Namun atas kehendak-Nya dan dukungan dari banyak pihak yang sangat berarti sehingga penulis termotivasi dan semangat untuk menyelesaikan penyusunan skripsi ini. Oleh karena itu, pada kesempatan ini dengan segala kerendahan hati penulis menyampaikan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. **Orang tua tercinta**, ayahanda **M. Jais** dan Ibunda Almarhumah **Sabriati**, yang selalu mengirimkan doa yang tak henti-hentinya, memberikan kasih sayang, nasehat, semangat, perhatian, motivasi hidup, dan dukungan moral maupun materi. Terima kasih juga kepada kakak satu-satunya **Ihda S.Pd**, dan adik-adik (**Hikma, suci, dan Muhammad Rendi Setiawan**) yang selalu tulus dalam memberikan doa dan semangat kepada penulis dalam menyelesaikan studi hingga akhir. Semoga kalian selalu diberikan kesehatan dan senantiasa dalam lindungan Allah dimanapun berada.
2. **Prof. Dr. Jamaluddin Jompa, M. Sc.**, selaku Rektor Universitas Hasanuddin beserta jajarannya .

3. **Dr. Eng. Amiruddin, M. Si.,** selaku Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin beserta jajarannya.
4. **Prof. Dr. Arifin, M.T.,** selaku Ketua Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.
5. **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M. Eng. Sc.,** selaku dosen pembimbing utama dan **Bapak Satrial Male, S.Si., M.Si.,** selaku pembimbing pertama yang dengan sabar, tulus, dan ikhlas meluangkan waktu, tenaga dan pikiran ditengah kesibukan dan prioritasnya untuk membimbing, mengarahkan, serta memotivasi penulis selama penyusunan skripsi ini.
6. **Prof. Dr. Syamsir Dewang, M. Eng. Sc.,** dan **Bapak Heryanto, S.Si., M.Si.,** selaku dosen penguji yang telah meluangkan waktunya dalam memberikan kritikan dan saran yang membangun dalam penyempurnaan penulisan skripsi ini.
7. **Bapak/Ibu Dosen pengajar** Departemen Fisika Fakultas MIPA Universitas Hasanuddin yang telah membekali ilmu dan pengetahuan kepada penulis selama perkuliahan.
8. **Bapak/Ibu Staff Pegawai** Fakultas MIPA Universitas Hasanuddin terutama **Staf Departemen Fisika: Ibu Evi, Kakak Rana, dan Pak Syukur** yang telah membantu selama perkuliahan dan berbagai persuratan baik dalam persuratan penenelitian maupun penyusunan skripsi ini.
9. Kepada keluarga tercinta (**Kakek, Nenek, Tante, Om, dan Sepupu**) yang selalu memberikan doa, semangat dan motivasi kepada penulis dalam menyelesaikan pendidikan dengan baik.
10. **Nur Indah Sari** yang selalu membersamai, mendukung dan berjuang bersama mulai dari penelitian sampai penulis bisa menyelesaikan skripsi ini. Teman yang salalu membantu, memberikan saran dan masukan hingga sama-sama dalam menyelesaikan tugas akhir ini dengan baik.
11. **Nur Afni, Fatimah Az-zahrah, Fenny Rahma Sari, Nur Aqila Ismail, Siti Nurhayati, Nurul Ilmi, Riska Damayanti, Milda Sari, Maulidiyah, Nur Wahyuni Hamzah, Reski Harsuni, Vika Sri Anti, Nunu, Yesriely, Gebi, Wibu, Suci, Dena, Angela, dan yang belum sempat tertulis namanya)**

yang selalu kebersamai dari masa-masa maba hingga saat ini. selalu menyemangati, mendoakan, memberikan nasehat serta dukungan selama masa perkuliahan. Terima kasih orang-orang hebat semoga kalian semua sukses dunia dan akhirat dan senantiasa bahagia dimanapun berada.

12. Teman-teman **Fisika 2018 dan Himafi 2018**, yang tidak dapat penulis tuliskan namanya satu persatu, yang telah mendukung dan berjuang bersama selama masa perkuliahan, terima kasih atas semua kenangan dan pembelajaran hidup yang telah diajarkan kepada penulis, semoga teman-teman senantiasa dalam lindungan Allah dan sukses dunia akhirat. Terima kasih orang-orang hebat.
13. Teman-teman se-pondok Ogista **Sitti Rahmah S. Si., Itsnaini Nur S. Si., Nur Inayah S. Kel., Kameriani, Richa Pratiwi, dan Lili Indri Ani** yang selalu memberikan bantuan, dukungan, dan semangat selama masa perkuliahan hingga penyusunan skripsi ini. Serta semua pihak yang telah membantu penulis dan tidak sempat penulis tuliskan namanya satu persatu.
14. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu, yang telah memberikan doa, semangat, serta dukungan kepada penulis sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik, doa yang baik Insyaa Allah akan kembali kepada kalian, semoga selalu diberikan kesuksesan dunia dan akhirat, diberikan kesahatan dan senantiasa dalam lindungan allah dimana pun kalian berada.

Penulis memohon maaf apabila dalam penulisan skripsi ini masih terdapat banyak kekurangan. Semoga skripsi ini dapat membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Wassalamualaikum warahmatullahi Wabarakatuh

Makassar 10 Oktober 2022

Risdayanti

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
PERNYATAAN KEASLIAN.....	iv
KATA PENGANTAR.....	xvi
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR LAMPIRAN	xii
ABSTRAK	xiii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
I.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
I.3 Tujuan Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	4
II.1 Radiasi	4
II.2 Radioterapi.....	4
II.2.1 Radioterapi Eksternal	4
II.2.2 Prinsip Dasar Radioterapi	5
II.3 Perkembangan Pesawat Pemercepat Partikel	5
II.3.1 Pesawat Linear Accelerator.....	6
II.3.2 Prinsip Kerja Pesawat <i>Linear Accelerator</i>	7
II.4 Terapi Elektron <i>Linear Accelerator</i>	8
II.5 Protokol <i>Technical Report Series 398 IAEA</i>	10
II.6 Dosis Serap	10
II.7 Persentase Dosis Kedalaman (PDD).....	10
II.8 Phantom	11

II.9 Lapangan Penyinaran.....	11
II.10 Alat Ukur Radiasi	12
II.10.1 Detektor <i>Ionisasi Chambers</i>	12
II.11 Penentuan Kedalaman Pengukuran Berkas Elektron (Z_{ref})	12
II.12.1 Faktor Koreksi Suhu dan Tekanan (k_{TP})	13
II.12.2 Faktor Koreksi Elektrometer (k_{elec}).....	13
II.12.3 Faktor Koreksi Efek Polaritas (k_{pol})	13
II.12.4 Faktor Koreksi Rekombinasi Ion (k_s)	14
II.12.5 Faktor Respon Detektor Ionisasi ($k_{Q,Q0}$)	14
II.13 Penentuan Ionisasi Chamber.....	14
II.14 Penentuan Keluaran Berkas Radiasi Elektron	15
II.14.1 Pada Kedalaman Referensi (Z_{ref})	15
II.14.2 Pada Kedalaman Maksimum (Z_{max}).....	15
II.15 Penentuan Deviasi Keluaran Berkas Elektron	16
BAB III METODE PENELITIAN	17
III.1 Tempat dan Waktu Penelitian	17
III.2 Alat dan Bahan	17
III.2.1 Alat.....	17
III.2.2 Bahan	20
III.3 Prosedur Penelitian.....	20
III.3.1 Pengukuran Keluaran Berkas Radiasi Elektron.....	20
III.3.2 Analisis Keluaran Radiasi Elektron.....	21
1. Perhitungan Nilai Faktor Koreksi Keluaran Radiasi	21
2. Perhitungan Keluaran Berkas Radiasi Pada Kedalaman Referensi (Z_{ref}) dan Kedalaman Maksimum (Z_{max})	22
III.4 Bagan Alir Penelitian	23
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	24
IV.1 Hasil Penentuan Kedalaman Pengukuran Berkas Elektron.....	24
IV.3 Hasil Perhitungan Nilai Faktor Koreksi.....	27
IV.4 Hasil Perhitungan Keluaran Berkas Radiasi Elektron.....	29

BAB V KESIMPULAN.....	32
V.1 Kesimpulan.....	32
V.2 Saran.....	32
DAFTAR PUSTAKA.....	33
LAMPIRAN.....	37

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Pesawat LINAC pada Instalasi Radioterapi RS UNHAS.....	7
Gambar 2.2 Bagian-bagian <i>Linear Accelerator</i>	7
Gambar 2.3 Prinsip Kerja <i>Linear Accelerator</i>	8
Gambar 2.4 Terapi Elektron Pada Kepala <i>Linear Accelerator</i>	9
Gambar 3.1 Pesawat Terapi LINAC di Instalasi Radioterapi RS Unhas	17
Gambar 3.2 <i>Water Phantom</i>	18
Gambar 3.3 <i>Ion Chamber Plane Parallel</i>	18
Gambar 3.4 Kabel Penghubung.....	18
Gambar 3.5 Elektrometer	19
Gambar 3.6 <i>Computer Control</i>	19
Gambar 3.7 Termometer.....	19
Gambar 3.8 Hygrometer	19

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Hasil Penentuan Nilai Kedalaman Referensi (Z_{ref}) 24 dan Nilai PDD Elektron	24
Tabel 4.2 Data Pengukuran Jumlah Muatan Pada kedalaman 1,41 cm..... 25 Untuk Energi 6 MeV	25
Tabel 4.2.1 Data Pengukuran Jumlah Muatan Pada Kedalaman..... 26 2,05 cm Untuk Energi 9 MeV	26
Tabel 4.2.2 Data Pengukuran Jumlah Muatan Pada Kedalaman..... 26 2,91 cm Untuk Energi 12 MeV	26
Tabel 4.3 Hasil Perhitungan Nilai Faktor Koreksi k_{TP} , k_{pol} , k_s , k_{elec} , $k_{Q,Q0}$ 27	27
Tabel 4.4 Hasil Perhitungan Nilai Keluaran Radiasi Elektron, 30 M_Q , $D_{w,Q(Zref)}$, $D_{w,Q (Zmax)}$, dan Deviasi (%)	30

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Data Pengukuran Jumlah Nilai Muatan Berkas Elektron	37
Lampiran 2. Perhitungan nilai kedalaman Z_{ref} , K_{TP} , K_{pol} , K_s ,	42
M_Q , $D_{w,Q(zref)}$, $D_{w,Q(zmax)}$, dan Deviasi	
Lampiran 3. Tabel 8 TRS 398, Kondisi Referensi Yang Direkomendasikan	62
Untuk Kalibrasi <i>Ion Chamber</i>	
Lampiran 4. Tabel 9 TRS 398 Koefisien Kuadratik Pada.....	62
Perhitungan Nilai K_s	
Lampiran 5. Tabel 16 TRS 398 Kondisi Referensi Untuk Penentuan	62
Kualitas Berkas Elektron (R_{50})	
Lampiran 6. Tabel 17 TRS 398 Kondisi Referensi Penentuan Dosis	63
Terserap Pada Berkas Elektron	
Lampiran 7. Tabel 18 TRS 398 Nilai K_Q Sebagai Fungsi Kualitas	63
Berkas Elektron R_{50}	
Lampiran 8. Gambar grafik PDD	64

ABSTRAK

Penelitian ini menganalisis keluaran berkas elektron energi 6, 9 dan 12 MeV terhadap variasi luas lapangan penyinaran (6x6) cm² (10x10) cm² (15x15) cm², (20x20) cm² dan (25x25)cm². Analisis ini bertujuan untuk mengetahui keluaran berkas elektron pada pesawat *Linear Accelerator* di Rumah Sakit UNHAS selama digunakan dengan mengacu pada nilai 1 cGy/MU dengan penyimpangan $\pm 3\%$ sesuai dengan TRS 398 IAEA. Penelitian ini dilakukan dengan cara menganalisis muatan yang ditangkap oleh detektor *ionisasi chamber plane parallel* tipe *Roos* dengan faktor koreksi suhu, tekanan, efek polaritas dan rekombinasi ion dengan teknik penyinaran *Source to Surface Distance* (SSD) 100 cm. Hasil analisis menunjukkan bahwa keluaran radiasi elektron cenderung semakin kecil seiring bertambahnya luas lapangan penyinaran. Pada energi 6 MeV terhadap masing-masing luas lapangan diperoleh nilai sebesar 0.991, 0.987, 0.975, 0.975 dan 0.976 cGy/MU dengan penyimpangan sebesar 0.9%, 1.3%, 2.5%, 2.5% dan 2.4%. Pada energi 9 MeV diperoleh nilai sebesar 0.992, 0.992, 0.992, 1.001 dan 0.975 cGy/MU dengan penyimpangan sebesar 0.8%, 0.8%, 0.8%, 0.1% dan 2.5%, sehingga nilai penyimpangan pada energi 6 dan 9 MeV masih sesuai dengan TRS 398 IAEA yaitu $< 3\%$. Selanjutnya Pada energi 12 MeV dengan luas lapangan penyinaran 6x6 cm² dan 25x25 cm² diperoleh penyimpangan sebesar 3.7% dan 3.2%, sehingga pada luas lapangan tersebut tidak sesuai dengan TRS 398 IAEA.

Kata Kunci: *LINAC, Berkas Elektron, Lapangan Penyinaran, TRS 398 IAEA*

ABSTRACT

This study analyzed output of electron beams of energy 6, 9 and 12 MeV on variations in the irradiation field area (6x6) cm² (10x10) cm² (15x15) cm², (20x20) cm² and (25x25)cm². This analysis aims to determine output of electron beam on the Linear Accelerator at the UNHAS Hospital during use with reference to the value of 1 cGy/MU with a deviation of $\pm 3\%$ according to TRS 398 IAEA. This research was conducted by analyzing the charge captured by the Roos type parallel chamber plane ionization detector with correction factors for temperature, pressure, polarity effect and ion recombination with a Source to Surface Distance (SSD) irradiation technique of 100 cm. The results of the analysis show that the output of electron radiation tends to be smaller as the area of the irradiation field increases. At 6 MeV energy for each field area, the values obtained are 0.991, 0.987, 0.975, 0.975 and 0.976 cGy/MU with deviations of 0.9%, 1.3%, 2.5%, 2.5% and 2.4%. At 9 MeV the values obtained are 0.992, 0.992, 0.992, 1.001 and 0.975 cGy/MU with deviations of 0.8%, 0.8%, 0.8%, 0.1% and 2.5%, so the deviation values at 6 and 9 MeV are still in accordance with TRS 398 IAEA that is $< 3\%$. Furthermore, at an energy of 12 MeV with an irradiating field area of 6x6 cm² and 25x25 cm², the deviation is 3.7% and 3.2%, so that the field area is not in accordance with TRS 398 IAEA.

Keywords: LINAC, Electron Beam, Radiation Field, TRS 398 IAEA

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Kanker merupakan penyakit yang muncul karena adanya pertumbuhan sel-sel abnormal yang tidak terkendali sehingga merusak organ penting dalam tubuh manusia. Penyakit kanker merupakan salah satu penyebab utama tingginya angka kematian diseluruh dunia. Pada tahun 2012 sekitar 8,2 juta kematian disebabkan oleh penyakit kanker [1]. Berbagai metode telah dikembangkan untuk mengobati penyakit kanker dan salah satunya dengan terapi radiasi atau yang biasa disebut dengan radioterapi [2]. Radioterapi adalah salah satu alternatif yang digunakan dibidang medis untuk terapi kanker menggunakan radiasi pengion untuk membunuh sel kanker, radioterapi dilakukan dengan memberikan dosis radiasi yang terukur pada sel kanker yang dituju untuk meminimalkan efek radiasi pada jaringan yang sehat [3].

Pesawat *Linear Accelerator* dalam dunia medis telah dikembangkan sehingga kini menjadi pesawat yang paling banyak digunakan dalam radioterapi modern [4]. *Linear Accelerator* adalah salah satu pesawat radioterapi yang dapat menghasilkan radiasi pengion foton dan elektron. Berkas foton biasanya terdiri dari variasi energi 6 MV dan 10 MV, sedangkan berkas elektron biasanya terdiri dari variasi energi 4, 6, 9, 12, 15 dan 18 MeV [5]. Berkas elektron memiliki distribusi dosis yang *uniform* dipermukaan sehingga sering digunakan sebagai terapi kanker terutama dipermukaan tubuh [6]. Elektron dapat digunakan untuk terapi kanker dengan kedalaman 70 mm sedangkan foton dapat digunakan untuk terapi kanker dengan kedalaman yang lebih besar. berkas elektron biasa digunakan untuk menyinari kasus kanker kulit [7].

Kestabilan berkas radiasi yang dihasilkan oleh *Linear Accelerator* sangat berpengaruh terhadap distribusi dosis yang diterima oleh pasien [8]. Untuk itu, pengukuran dosis radiasi harus dilakukan dengan tepat dan sesuai dengan standar aturan dosis yang telah ditetapkan, hal ini bertujuan agar paparan dosis dapat optimal dan efisien untuk melindungi jaringan yang sehat disekitar area penyinaran radiasi. Oleh karena itu perhitungan dosis harus mengikuti protokol

Technical Report Series No. 398 yang dikeluarkan oleh *International Atomic Energy Agency* [9]. *Technical Report Series* No. 398 merupakan suatu kode praktis Internasional untuk dosimetri berdasarkan standar dosis serap air yang dijadikan sebagai pedoman dalam penentuan dosis serap berkas radiasi pesawat terapi eksternal [2].

International Atomic Energy Agency memberikan rekomendasi dosis yang digunakan dalam terapi pasien yaitu untuk keluaran radiasinya bisa sampai $\pm 3\%$. Jika keluaran radiasi yang diperoleh lebih besar dari 3%, maka radiasi tersebut akan memberikan dampak negatif pada pasien [5]. Setiap kasus kanker yang menggunakan pesawat terapi harus dilakukan verifikasi terlebih dahulu, Salah satu bentuk rekaman hasil verifikasi keselamatan adalah verifikasi dosis radiasi dan verifikasi luas lapangan penyinaran radiasi [10]. Hal ini karena luas lapangan penyinaran berbeda untuk setiap pasien tergantung pada bentuk tumor/kanker. Selain luas lapangan penyinaran, verifikasi keluaran dosis radiasi juga sangat penting untuk mengetahui keluaran berkas radiasi yang dihasilkan oleh pesawat *Linear Accelerator* selama digunakan apakah masih dalam jangkauan normal dan aman diaplikasikan pada tindakan terapi kanker.

Penelitian telah dilakukan oleh Mona Vadilla 2018, tentang analisis keluaran berkas elektron pada pesawat *Linear Accelerator* pada *phantom* air. Analisis dilakukan dengan variasi 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV dan 18 MeV dengan teknik penyinaran *Source to Surface Distance* (SSD) 100 cm. ukuran luas lapangan penyinaran yang digunakan adalah $10 \times 10 \text{ cm}^2$. hasil analisis menunjukkan bahwa pada berkas elektron energi 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV dan 18 MeV, Nilai yang diperoleh masih berada dalam rentang toleransi pengukuran yaitu $\pm 3\%$ [5]. Penelitian serupa telah dilakukan juga oleh Edi Guritna 2017, tentang analisis berkas elektron pada pesawat Linac dengan menganalisis profil berkas sinar elektron energi 5 MeV pada kedalaman tertentu dan kedalaman maksimum (D_{max}) dengan variasi luas lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ dan $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Hasil penelitian profil dosis pada berkas elektron 5 MeV menunjukkan bahwa lapangan $5 \times 5 \text{ cm}^2$ memiliki nilai *flatness* yang cukup besar, sehingga dalam kalibrasi maupun terapi

radiasi perlu diperhatikan penggunaan luas lapangan penyinaran tersebut. Dalam penelitian ini juga didapatkan bahwa nilai *flatness* paling ideal (nilai *flatness* rendah) terjadi pada lapangan $15 \times 15 \text{ cm}^2$. Sehingga ada luas lapangan lain yang bisa digunakan untuk *treatment* maupun kalibrasi selain $10 \times 10 \text{ cm}^2$ yaitu $15 \times 15 \text{ cm}^2$ yang memiliki nilai *flatness* rendah [1].

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui nilai keluaran berkas elektron pada pesawat *Linear Accelerator* dengan variasi energi 6, 9, dan 12 MeV terhadap variasi luas lapangan penyinaran mulai dari $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ dan $25 \times 25 \text{ cm}^2$ dengan mengatur jarak sumber ke target (SSD) 100 cm. Penelitian ini dilakukan di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Universitas Hasanuddin Makassar. Keluaran berkas elektron yang dihasilkan pada penelitian ini, akan dibandingkan dengan nilai yang telah ditetapkan dengan mengacu pada batas toleransi pengukuran yakni $\pm 3\%$ yang telah ditetapkan oleh protokol *Technical Report Series No. 398 IAEA*.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah:

1. Bagaimana nilai keluaran berkas elektron untuk energi 6 MeV, 9 MeV dan 12 MeV terhadap variasi luas lapangan penyinaran $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ dan $25 \times 25 \text{ cm}^2$ pada pesawat *Linear Accelerator*?
2. Bagaimana analisis keluaran berkas elektron terhadap variasi luas lapangan penyinaran pada pesawat *Linear Accelerator*?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mengukur nilai keluaran berkas elektron untuk energi 6, 9 dan 12 MeV terhadap variasi luas lapangan penyinaran pada pesawat *Linear Accelerator*.
2. Menganalisis hasil pengukuran keluaran berkas elektron pada pesawat *Linear Accelerator* dan dibandingkan dengan protokol *Technical Report Series No. 398 IAEA*.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

II.1 Radiasi

Radiasi merupakan pancaran energi dalam bentuk gelombang atau partikel oleh sumber radiasi atau zat radioaktif. Energi radiasi yang cukup besar dapat menimbulkan ionisasi disepanjang lintasanya sehingga radiasi tersebut dinamakan radiasi pengion. Secara garis besar radiasi digolongkan kedalam radiasi pengion dan radiasi non-pengion. Radiasi pengion adalah jenis radiasi yang dapat menyebabkan proses ionisasi (terbentuknya ion positif dan ion negatif) apabila berinteraksi dengan materi. Jenis radiasi pengion adalah partikel alpha, partikel beta, sinar gamma, sinar-x dan neutron. Radiasi non-pengion adalah jenis radiasi yang tidak akan menyebabkan efek ionisasi apabila berinteraksi dengan materi. Jenis radiasi non-pengion antara lain adalah gelombang radio, gelombang mikro, sinar inframerah, cahaya dan sinar ultraviolet [15].

II.2 Radioterapi

Radioterapi adalah tindakan pengobatan medis yang dilakukan dengan menggunakan radiasi pengion yang bertujuan untuk membunuh sel-sel kanker yang diderita oleh pasien sebanyak mungkin dengan meminimalisasi kerusakan pada sel yang normal melalui pemberian dosis terukur pada organ target yang dituju. Radioterapi dapat dilakukan dengan radiasi eksternal dan radiasi internal. Radiasi eksternal merupakan terapi radiasi dengan sumber radiasi berada diluar tubuh atau mempunyai jarak dengan target yang dituju. Sumber radiasi yang dipakai biasanya adalah elektron, sedangkan radiasi internal atau brakhiterapi merupakan bentuk terapi radiasi dengan mendekatkan sumber radiasi kesasaran yang dituju [8].

II.2.1 Radioterapi Eksternal

Radioterapi Eksternal/teletherapy merupakan salah satu bentuk pengobatan menggunakan radiasi dengan sumber radiasi memiliki jarak dengan target yang dituju atau berada diluar tubuh. Pesawat teleterapi menggunakan source berupa radioaktif dan pancaran elektron dengan sumber listrik. Prinsip dari penggunaan pesawat radioterapi eksternal yakni target berada pada jarak tertentu dari source

alasan mendasar mengenai jarak antara *source* ke target adalah karena perbedaan efisiensi (jika terlalu jauh atau melebihi yang telah ditentukan maka energi yang terpancar sampai mencapai target akan membutuhkan energi yang lebih besar dan waktu yang lama) [12].

II.2.2 Prinsip Dasar Radioterapi

Prinsip dasar dari radioterapi adalah memberikan dosis radiasi yang mematikan tumor pada daerah yang telah ditentukan (volume target) sedangkan jaringan normal disekitarnya mendapatkan dosis seminimal mungkin [13].

Tujuan radioterapi dibagi menjadi dua yaitu:

1. Kuratif

Tujuannya yaitu untuk membunuh semua sel-sel tumor pada daerah lokal dan regional, serta mencegah terjadinya metastasis. Hal ini dilakukan dengan cara meradiasi tumor dan jaringan normal yang ada disekitarnya sampai batas maksimum yang ditoleransi.

2. Paliatif

Tujuannya yaitu untuk menghilangkan atau mengurangi nyeri, mengecilkan tumor, mengatasi pendarahan, menghilangkan gejala neurologik akibat metastasis sehingga dapat meningkatkan kualitas hidup pasien [12].

II.3 Perkembangan Pesawat Pemercepat Partikel

Pesawat pemercepat partikel atau *accelerator* adalah alat yang digunakan untuk mendapatkan sinar-X dengan energi yang sangat tinggi, pada umumnya generasi pertama hanya memproduksi sinar-X dengan energi berorde KeV. Akselerator juga merupakan peralatan yang dipakai untuk mempercepat gerak partikel nuklir bermuatan listrik seperti elektron, proton, inti-inti ringan serta inti atom lainnya. Mempercepat gerak partikel ini bertujuan agar partikel tersebut bergerak sangat cepat sehingga memiliki energi kinetik yang sangat tinggi. Semula, akselerator partikel dipakai sebagai sarana penelitian dilaboratorium fisika nuklir energi tinggi. Namun ada beberapa jenis akselerator partikel yang dirancang dan dikembangkan untuk keperluan radioterapi.

Seiring perkembangan pada pesawat pemercepat partikel, para ilmuwan berhasil menghadirkan jenis mesin pemercepat partikel lain berupa *Linear*

Accelerator, alat ini pertama kali diperkenalkan oleh Rolf Wideroe di Swiss pada tahun 1929. pesawat *Linear Accelerator* semula dirancang untuk mempercepat partikel bermuatan positif seperti proton. Namun setelah melalui berbagai proses modifikasi, mesin ini juga dapat dipakai untuk mempercepat partikel bermuatan negatif seperti elektron. Dalam hal ini elektron yang dipercepat mampu bergerak hingga mendekati kecepatan cahaya. Elektron dengan energi 2 MeV bergerak dengan kecepatan $0,98c$, dengan c adalah cepat rambat cahaya dalam vakum, nilainya 3×10^8 m/s. jika elektron berenergi kinetik tinggi itu ditabrakkan kearah target logam berat, maka dari pesawat *Linear Accelerator* ini akan dipancarkan sinar-X berenergi tinggi. Sehingga baik berkas elektron maupun sinar-X dapat dimanfaatkan langsung untuk pengobatan radioterapi kanker [14].

II.3.1 Pesawat Linear Accelerator

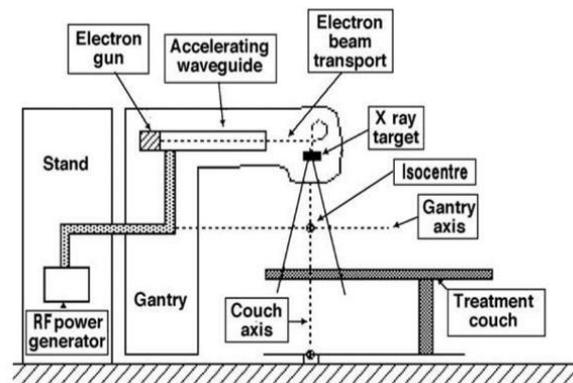
Linear Accelerator adalah pesawat pemercepat partikel yang digunakan untuk mematikan sel tumor maupun kanker pada pengobatan dengan radioterapi. *Linear Accelerator* disebut sebagai megavoltage, yang merupakan perangkat yang menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi, dengan tujuan untuk mempercepat partikel bermuatan seperti elektron energi tinggi melalui sebuah tabung linear. [15]. *Linear Accelerator* tersusun dari komponen-komponen tertentu yang bekerja secara bersamaan dengan pemercepat elektron. Berkas elektron yang dihasilkan dari pesawat linac bersumber dari sebuah elektron *gun* yang terdapat pada bagian belakang pesawat linac. Elektron tersebut selanjutnya masuk kedalam tabung pemercepat gelombang berjalan. Pada saat yang bersamaan gelombang elektromagnetik berfrekuensi tinggi kemudian diinjeksikan ketabung melalui sistem penunjuk gelombang (*wave guide*). Gelombang elektromagnetik berfrekuensi tinggi kemudian diperkuat oleh magnetron atau klystron berenergi tinggi. Elektron berenergi tinggi yang dihasilkan dan dipercepat oleh bending magnet selanjutnya diarahkan sesuai dengan keperluan radiasi [8].



Gambar 2.1 Pesawat *Linear Accelerator* pada Instalasi Radioterapi RS Universitas Hasanuddin

Bagian umum linear accelerator yaitu:

1. Generator RF: untuk mengakselerasi elektron pada energi tertentu dan dapat berupa magnetron atau klystron.
2. *Elektron gun*: mentransmisikan elektron kedalam tabung akselerasi.
3. Tabung akselerasi: mempercepat elektron
4. Bending magnet: mengubah arah lintasan elektron pada sudut 90° , 270° maupun zig-zag.
5. Bagian kepala



Gambar 2.2 Bagian-bagian *Linear Accelerator* [15]

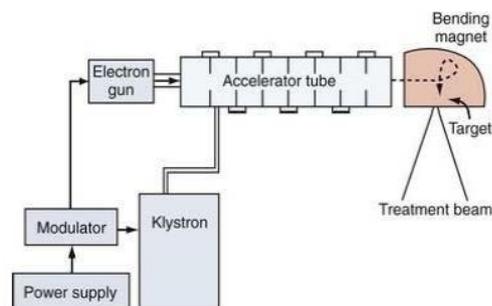
II.3.2 Prinsip Kerja Pesawat *Linear Accelerator*

Prinsip kerja pesawat *Linear accelerator* adalah mempercepat partikel bermuatan sehingga partikel tersebut menghasilkan energi kinetik yang sangat tinggi. Pesawat *Linear Accelerator* menggunakan gelombang elektromagnetik

dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan seperti elektron sehingga menghasilkan energi yang diarahkan pada sebuah tabung linear. Elektron energi tinggi yang dihasilkan 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 [15].

Elektron pada pesawat terapi *Linear Accelerator* bersumber dari *electron gun*. Selanjutnya elektron tersebut dipercepat oleh gelombang mikro yang disuplai dari magnetron menjadi elektron berenergi tinggi. Proses mempercepat elektron dilakukan di dalam sebuah tabung yang disebut *accelerator waveguide* (*accelerator tube*). Selanjutnya elektron yang telah dipercepat oleh gelombang mikro akan dilewatkan ke magnet pembelok. Kemudian magnet pembelok akan membelokkan berkas elektron sebesar 90° , agar berkas elektron dapat diarahkan sesuai dengan keperluan radiasi. Pada magnet pembelok elektron dengan energi sedikit lebih tinggi atau lebih rendah akan dibelokkan sedemikian rupa sehingga energi dan lintasannya dapat sesuai dengan yang dikehendaki [2].

Elektron dengan penyimpangan energi yang lebih besar akan dihilangkan oleh sebuah filter celah mekanis. Dengan demikian, dapat dihasilkan pemfokusan yang sangat baik dari berkas elektron serta energi yang monokromatis. Setelah mengalami pembelokan, elektron energi tinggi dapat digunakan secara langsung.

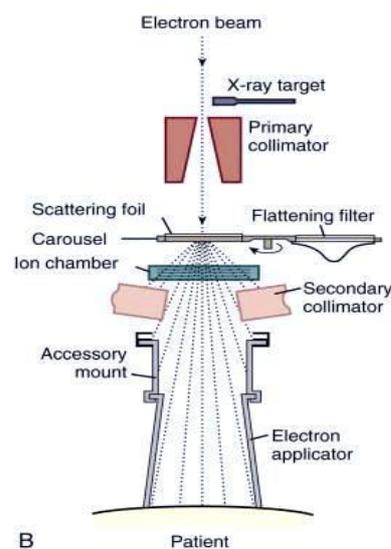


Gambar 2.3 Prinsip Kerja *Linear Accelerator* [2].

II.4 Terapi Elektron *Linear Accelerator*

Pada berkas elektron, elektron dipercepat oleh gelombang mikro yang disuplai dari magnetron menjadi elektron yang berenergi tinggi. elektron yang telah dipercepat oleh gelombang mikro langsung diteruskan ke *primary collimator* tanpa ditembakkan pada target. Kemudian dari *primary collimator* berkas elektron

diteruskan ke bagian *carousel*, saat melewati bagian *carousel* akan mengeluarkan alat *scattering foil*. Tujuannya agar ekstrak berkas elektron dapat terhamburkan. Selanjutnya elektron tersebut diteruskan ke *ion chamber* untuk membentuk dosis elektron dalam jumlah Monitor Unit (MU). Lalu ekstrak berkas elektron akan dilanjutkan lagi menuju ke *secondary collimator*. Tujuannya agar mendapatkan ekstrak berkas elektron yang lebih rata dan meminimalkan luas lapangan berkas elektron. Terapi elektron Linac dilengkapi dengan *electron applicator*, yang digunakan untuk membantu berkas elektron hasil *secondary collimator* jatuh pada *field size* yang tepat. Hasil akhir terapi elektron akan keluar dari bagian pada *Linear Accelerator* yang disebut *gantry*, yang berotasi sekitar pasien [10].



Gambar 2.4 Terapi Elektron Pada Kepala *Linear Accelerator* [24].

Berkas elektron memiliki dua hal utama yaitu muatannya negatif dan memiliki massa yang kecil hampir mendekati $\frac{1}{2000}$ massa proton atau neutron. Elektron termasuk partikel bermuatan sehingga dapat secara langsung berinteraksi maupun mengionisasi materi yang dilaluinya. Elektron berinteraksi dengan dipengaruhi gaya coulomb. Karena elektron memiliki massa yang ringan, arah gerakan elektron dapat berubah dengan mudah selama berinteraksi dengan suatu materi. Ketika elektron melewati suatu materi, rata-rata energi yang dimilikinya akan berkurang dengan kedalaman dan hamburan disepanjang perjalanannya [16].

II.5 Protokol *Technical Report Series 398 IAEA*

Technical Report Series 398 yang dikeluarkan oleh *International Atomic Energy Agency* merupakan suatu kode praktis Internasional untuk dosimetri berdasarkan standar dosis serap air yang dijadikan sebagai pedoman dalam pentuan dosis serap berkas radiasi pesawat terapi eksternal. *International Atomic Energy Agency* merekomendasikan agar pengukuran dosis keluaran radiasi (berkas foton dan elektron) pada pesawat terapi, mengikuti protokol *Technical Report Series 398* yang telah ditetapkan dengan batas toleransi yaitu $\pm 3\%$ [17]. Berdasarkan protokol *Technical Report Series 398*, *phantom* yang direkomendasikan sebagai medium referensi untuk pengukuran dosis serap dan kualitas berkas pada berkas foton dan elektron adalah *phantom* air. Umumnya, air merupakan material yang direkomendasikan untuk fantom pada pengukuran keluaran berkas foton dan elektron. Untuk berkas elektron direkomendasikan agar menggunakan *ionisasi chamber plane parallel* untuk pengukuran keluaran berkas radiasi elektron [25].

II.6 Dosis Serap

Jumlah radiasi yang diserap oleh jaringan tubuh disebut Dosis serap. Dosis serap merupakan besaran yang dapat diterapkan pada ionisasi radiasi langsung maupun tidak langsung [16]. Dosis serap digunakan untuk mengetahui jumlah energi yang diserap oleh medium. Dosis serap merupakan besaran penting yang menyatakan efek ionisasi radiasi terhadap jaringan biologis. Laju serapan energi yang timbul akibat radiasi ionisasi tergantung pada jenis bahan yang diradiasi. Besaran yang dipakai sebagai standar serapan radiasi untuk berbagai jenis bahan dosis serapan, yaitu jumlah energi radiasi yang terserap dalam 1 satuan massa bahan. Satuan untuk dosis serap adalah Gray (Gy) dan didefinisikan sebagai dosis radiasi yang diserap satu *joule* per kilogram, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$.

II.7 Persentase Dosis Kedalaman (PDD)

Percentage Depth Dose (PDD) merupakan perbandingan dosis radiasi dari kedalaman tertentu terhadap dosis radiasi di kedalaman maksimum yang dinormalisasikan dalam persentase yang bergantung pada 4 faktor yaitu kedalaman, luas lapangan penyinaran, jarak sumber ke permukaan (SSD) dan

energi berkas radiasi [18]. (PDD) memberikan informasi tentang kualitas berkas agar pemberian dosis dapat optimal pada lapangan dan kedalaman yang diinginkan [26]. Nilai PDD ditentukan dari Hasil bagi antara dosis serap pada suatu kedalaman tertentu (D_d) dengan dosis serap pada kedalaman maksimum (D_{max}) yang dinyatakan dalam bentuk persentase.

II.8 Phantom

Phantom yang digunakan dalam radioterapi adalah sebuah perangkat yang dirancang untuk menstimulasikan bentuk dari tubuh manusia yang digunakan dalam bidang radiologi baik radiodiagnostik maupun radioterapi. Dalam penggunaan *phantom* untuk aplikasi radioterapi digunakan berbagai jenis *phantom* yang berbeda tergantung pada jenis radiasi dan organ target yang dituju [20]. Air direkomendasikan dalam kode praktik *International Atomic Energy Agency* sebagai media referensi untuk pengukuran dosis serap untuk berkas foton dan elektron [25].

Phantom memiliki sifat menyerap dan menghamburkan berkas mendekati jaringan. Material *phantom* yang digunakan harus memiliki sifat mendekati suatu material (misalnya jaringan atau udara). Kebanyakan *phantom* yang digunakan yaitu *phantom* yang terbuat dari akrilik karena mempunyai rapat massa yang hampir sama dengan kerapatan air yakni $0,994 \text{ gr/cm}^3$, sedangkan manusia terdiri dari 75% molekul air. Untuk keperluan pengukuran foton maupun elektron, air dipakai sebagai *phantom* standar ekuivalen jaringan, hal ini dilakukan karena air mempunyai kemampuan menyerap foton hampir sama dengan jaringan basah [2].

II.9 Lapangan Penyinaran

Luas lapangan standar yang biasa digunakan dalam kalibrasi bulanan maupun *treatment* pada pesawat linac yaitu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dengan SSD 100 cm . Luas lapangan penyinaran dalam radioterapi berbeda untuk setiap pasien, luas lapangan bergantung pada bentuk tumor/kanker pasien. Hal ini menyebabkan muncul kemungkinan terdapat luas lapangan selain luas lapangan standar yaitu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ yang sering digunakan dalam *treatment*. Untuk itu perlu dicari referensi mengenai variasi luas lapangan penyinaran lain yang bisa digunakan dalam aplikasi klinis baik itu kalibrasi atau *treatment* pada pasien [1]. Dalam

radioterapi pemberian dosis radiasi bergantung pada kedalaman, lapangan penyinaran, jenis kanker dan tujuan pengobatan.

II.10 Alat Ukur Radiasi

Alat ukur radiasi yang digunakan untuk pengukuran keluaran sumber radiasi harus mempunyai kualitas dan ketelitian yang baik karena akan menentukan keberhasilan pemberian dosis radiasi pada pasien. Persyaratan penting adalah alat ukur radiasi dapat memberikan informasi dengan tepat untuk menentukan nilai yang sebenarnya dari pengukuran keluaran dosis yang diukur dan untuk mengetahui kondisi dari suatu alat ukur maka perlu dilakukan kalibrasi. Alat ukur yang biasanya digunakan dalam radioterapi terdiri dari dua bagian utama, yakni detektor dan elektrometer [19].

II.10.1 Detektor *Ionisasi Chambers*

Detektor *ionisasi chambers* merupakan detektor berupa tabung yang didalamnya terdapat elektroda. *Ionisasi chamber* (bilik ionisasi) ini merupakan alat ukur radiasi yang mengukur jumlah ionisasi yang terjadi didalam rongga detektor. Detektor bergerak vertikal pada sumbu utama secara otomatis. Agar pengukuran yang dilakukan oleh detektor dapat digunakan, dibutuhkan suatu alat yang dapat membaca jumlah ion yang dikumpulkan. Alat tersebut adalah elektrometer yang disambungkan dengan komputer [22].

II.11 Penentuan Kedalaman Pengukuran Berkas Elektron (Z_{ref})

Pengukuran berkas elektron dengan menggunakan *detektor ionisasi chamber plane parallel* dilakukan pada kedalaman Z_{ref} . Kedalaman referensi Z_{ref} ditentukan dengan persamaan 2.1 [25]:

$$Z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2 \quad (2.1)$$

Dengan

Z_{ref} : kedalaman referensi pada saat pengukuran berkas radiasi elektron (g/cm^2)

R_{50} : merupakan kedalaman paro pada dosis serap di air (g/cm^2)

II.12 Faktor Koreksi Penentuan Dosis Keluaran Berkas Elektron

Penentuan nilai keluaran berkas radiasi elektron pada pesawat *Linear Accelerator* diperlukan beberapa faktor koreksi untuk menentukan laju dosis serap berkas radiasi didalam air. Adapun faktor koreksi adalah sebagai berikut [8]:

II.12.1 Faktor Koreksi Suhu dan Tekanan (k_{TP})

Faktor koreksi suhu dan tekanan udara (k_{TP}) terlebih dahulu dilakukan sebelum dilakukan penyinaran. Faktor koreksi tersebut dilakukan dengan cara mengukur nilai tekanan udara pada saat pengukuran berlangsung (P) dengan tekanan referensi (P_0) sebesar 101,325 kPa dan nilai temperatur pada saat pengukuran berlangsung (T) dan temperatur referensi (T_0) sebesar 20 °C. Nilai faktor koreksi dapat dihitung dengan persamaan 2.2 [25]:

$$k_{TP} = \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} \frac{P_0}{P} \quad (2.2)$$

Dengan

T : suhu rongga *chamber* yang berdasarkan suhu air disekitar *chamber* (°C)

P : tekanan udara saat pengukuran berlangsung (kPa)

T_0 : suhu referensi yang dicantumkan dalam sertifikat kalibrasi *chamber*
(umumnya 20 °C)

P_0 : tekanan referensi yang dicantumkan dalam sertifikat kalibrasi *chamber*
(umumnya 101,325 kPa)

II.12.2 Faktor Koreksi Elektrometer (k_{elec})

Faktor kalibrasi elektrometer, jika dalam sertifikat tidak dicantumkan faktor tersebut maka nilai k_{elec} adalah 1. Hal tersebut menunjukkan bahwa ionisasi *chamber* dikalibrasi bersamaan dengan elektrometer [5].

II.12.3 Faktor Koreksi Efek Polaritas (k_{pol})

Efek polaritas merupakan faktor koreksi respon detektor ionisasi terhadap efek pergantian polaritas (positif atau negatif) yang diberikan pada detektor saat penyinaran. Nilai k_{pol} dapat dihitung dengan menggunakan persamaan 2.3 [25]:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.3)$$

Dimana:

M_+ : bacaan pengukuran pada polaritas positif (nC/MU)

M_- : bacaan pengukuran pada polaritas negatif (nC/MU)

M : bacaan dari polaritas yang rutin digunakan (nC/MU)

II.12.4 Faktor Koreksi Rekombinasi Ion (k_s)

Rekombinasi ion adalah proses dimana ion positif menangkap elektron bebas dan bergabung dengan elektron atau ion negatif untuk membentuk atom netral yang baru. Faktor koreksi rekombinasi ion ini ditentukan dengan mengukur tegangan yang biasa digunakan beserta tegangan referensinya. Nilai k_s dapat dihitung menggunakan persamaan 2.4 [25]:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.4)$$

K_s : Faktor koreksi rekombinasi ion

M_1 : Muatan pada tegangan V_1 (tegangan normal)

M_2 : Muatan pada tegangan V_2 (tegangan yang lebih rendah dari V_1)

a_0, a_1, a_2 : Koefisien kuadratik (Tabel 9 TRS 398)

II.12.5 Faktor Respon Detektor Ionisasi (k_{Q,Q_0})

Faktor koreksi ini telah ada pada Tabel 18 TRS 398 sebagai fungsi dari kualitas berkas R_{50} [25].

II.13 Penentuan Ionisasi Chamber

M_Q adalah pembacaan dosimeter dengan titik acuan chamber yang diposisikan pada z_{ref} pada kualitas referensi k_Q dan Q_0 yang di pengaruhi oleh banyaknya suhu dan tekanan, kalibrasi elektrometer, efek polaritas dan rekombinasi ion. Nilai M_Q dapat ditentukan dengan persamaan 2.5 [17].

$$M_Q = M \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (2.5)$$

Dimana:

M_Q : bacaan dosimeter terkoreksi (nC/MU)

M : muatan rata-rata hasil pengukuran (nC/MU)

k_{TP} : faktor koreksi temperatur dan tekanan udara terhadap keadaan referensi.

k_{elec} : faktor kalibrasi elektrometer, jika dalam sertifikat tidak dicantumkan faktor tersebut maka nilai k_{elec} adalah 1.

k_{pol} : faktor koreksi respon detektor ionisasi terhadap efek pergantian polaritas yang diberikan pada detektor.

k_s : faktor koreksi respon detektor ionisasi terhadap kurang lengkapnya pengumpulan muatan pada ionisasi di udara.

II.14 Penentuan Keluaran Berkas Radiasi Elektron

II.14.1 Pada Kedalaman Referensi (Z_{ref})

Keluaran berkas elektron pada kedalaman referensi ditentukan dengan pengukuran ionisasi menggunakan dosimeter *ion chamber plane parallel*. Pengukuran dilakukan didalam phantom air berukuran (37 cm x 42 cm x 36 cm) dengan *Source Surface Distance* (SSD) 100 cm. Berkas elektron pada kedalaman Z_{ref} ditentukan dengan persamaan 2.6 [25]:

$$D_{W,Q(z_{ref})} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2.6)$$

Dengan :

$D_{W,Q(z_{ref})}$: dosis serap didalam air pada kedalaman Z_{ref} (cGy/MU)

M_Q : bacaan dosimeter (nC/MU)

N_{D,w,Q_0} : koefisien kalibrasi detektor dalam dosis serap air pada kualitas referensi Q_0 (84,28 mGy/MU)

k_{Q,Q_0} : faktor koreksi berkas elektron yang digunakan sebagai kalibrasi detektor.

II.14.2 Pada Kedalaman Maksimum (Z_{max})

Penentuan keluaran berkas elektron pada kedalaman maksimum bertujuan untuk mengatur bacaan detektor monitor dalam satuan MU sehingga 1 cGy sama dengan 1 MU [19]. Dibutuhkan PDD untuk menentukan keluaran berkas elektron pada kedalaman maksimum (Z_{max}). Data pengukuran PDD biasanya sudah disediakan dari pihak rumah sakit melalui pengukuran oleh fisikawan medis di rumah sakit tersebut [10]. Penentuan dosis serap pada kedalaman maksimum dapat ditentukan dengan persamaan:

$$D_{w,Q(Z_{max})} = 100 D_{w,Q(Z_{ref})} / PDD_{(Z_{ref})} \quad (2.7)$$

Dengan :

$100D_{w,Q}(Z_{ref})$: 100 adalah nilai 100%, dan $D_{w,Q}(Z_{ref})$ adalah dosis serap pada kedalaman Z_{ref} (cGy/MU)

$PDD(Z_{ref})$: nilai presentase untuk pengukuran di kedalaman Z_{ref} (%).

II.15 Penentuan Deviasi Keluaran Berkas Elektron

Penyimpangan (deviasi) dari dosis keluaran pada pesawat *linear accelerator* terhadap nilai acuan sesuai TRS No 398 IAEA yaitu 1 cGy/MU. Perhitungan deviasi dapat dihitung dengan persamaan 2.8 [2].

$$\text{Deviasi} = \frac{D_{w,Q(z_{max})} - 1 \text{ cGy/MU}}{1 \text{ cGy/MU}} \times 100\% \quad (2.8)$$