

SKRIPSI

**ANALISIS KELUARAN BERKAS RADIASI FOTON 6 MV TERHADAP
VARIASI LUAS LAPANGAN PENYINARAN MENGGUNAKAN *LINEAR*
ACCELERATOR (LINAC) VARIAN HCX 6540**

Disusun dan Diajukan Oleh:

NUR INDAH SARI

H021181003



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

2022

**ANALISIS KELUARAN BERKAS RADIASI FOTON 6 MV TERHADAP
VARIASI LUAS LAPANGAN PENYINARAN MENGGUNAKAN *LINEAR*
ACCELERATOR (LINAC) VARIAN HCX 6540**

SKRIPSI

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

NUR INDAH SARI

H021181003

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

2022

HALAMAN PENGESAHAN

**ANALISIS KELUARAN BERKAS RADIASI FOTON 6 MV TERHADAP
VARIASI LUAS LAPANGAN PENYINARAN MENGGUNAKAN *LINEAR
ACCELERATOR* (LINAC) VARIAN HCX 6540**

Disusun dan Diajukan Oleh:

NUR INDAH SARI

H021181003

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka
Penyelesaian Studi Program Sarjana Program Studi Fisika Fakultas Matematika
dan Ilmu Penegetahuan Alam Universitas Hasanuddin

Pada 12 Oktober 2022

Dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui

Pembimbing Utama,

Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.
NIP. 195501051978021001

Pembimbing Pertama

Satrial Male, S.Si., M.Si.
NIP. 198608142009031002



Ketua Program Studi,
Prof. Dr. Arifin, M.T.
NIP. 196705201994031002

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Nur Indah Sari
NIM : H021181003
Program Studi : Fisika
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul:

**Analisis Keluaran Berkas Radiasi Foton 6 MV Terhadap Variasi Luas
Lapangan Penyinaran Menggunakan *Linear Accelerator* (LINAC)
Varian HCX 6540**

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 akan bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, 12 Oktober 2022

YANA menyatakan
METERA
TEMPER
4A53AAKX06049801
Nur Indah Sari

KATA PENGANTAR

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Assalamualaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT karena atas berkah, rahmat dan karunianya-Nya sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan sebaik-baiknya. Shalawat serta salam dipanjatkan kepada baginda Rasulullah Nabi Muhammad SAW, Nabi yang telah membawa nikmat dan syafaat kepada umat-Nya. *Alhamdulillah* Alamin, penulis telah menyelesaikan penyusunan skripsi dengan judul “**Analisis Keluaran Berkas Radiasi Foton 6 MV Terhadap Variasi Luas Lapangan Penyinaran Menggunakan Linear Accelerator (LINAC) Varian HCX 6540**” yang merupakan salah satu syarat dalam menyelesaikan studi dan mendapatkan gelar Sarjana Sains di Departemen Fisika Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin. Dalam penyelesaian skripsi penulis telah mengalami berbagai hambatan dari tahap awal penelitian hingga tahap penyusunan skripsi. Oleh karena itu, penulis menyadari bahwa penulisan skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan 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. Dengan segala kerendahan hati, penulis mengucapkan banyak terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. **Allah SWT**, Tuhan Yang Maha Esa, Tuhan Yang Maha Kuasa yang telah memberikan nikmat, kesehatan, dan rejeki kepada penulis. Terimakasih telah menjadi pendengar yang baik atas segala keluhan yang dialami penulis. Terimakasih sudah memberikan dan mendekatkan penulis dengan orang-orang yang baik dan peduli kepada penulis.
2. Orang Tua, Mamaku tersayang **Juliati** dan Bapakku tercinta **Muh. Mustari** yang tulus memanjatkan do'a, memberikan kasih sayang, mendukung dan memberi semangat kepada penulis baik rohani dan jasmani Terimakasih karena tidak pernah mengeluh dalam mendidik dan memberikan motivasi

kepada penulis. Kakak, **Indra Rahmat** yang selalu mengirimkan do'a, memberikan semangat dan membantu segala kebutuhan penulis. Terimakasih karena sudah sabar dalam memberikan nasehat kepada penulis. Terimakasih kepada Keluarga **Hj. Memang** yang telah memberikan dukungan dan semangat kepada penulis.

3. **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng. Sc.** selaku Dosen Pembimbing Utama, dan **Bapak Satrial Male, S.Si., M.Si.** selaku Dosen Pembimbing Pertama yang telah banyak membimbing dan meluangkan waktu, tenaga, serta pemikirannya untuk penulis sehingga skripsi ini dapat terselesaikan baik.
4. **Ibu Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si., M.Si,** dan **Bapak Azwar Sutiono, S.Si., M.Si** selaku Dosen Penguji yang telah meluangkan waktu dan tenaga untuk memberikan saran, diskusi dan ilmu untuk menjadikan skripsi ini lebih baik.
5. **Prof. Dr. Arifin, MT** selaku Ketua Departemen Fisika serta **Bapak dan Ibu Dosen Pengajar Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin,** terima kasih telah senantiasa memberikan ilmu yang bermanfaat dan menjadi bekal yang bermanfaat untuk masa depan.
6. Bapak/Ibu **Staf Pegawai FMIPA UNHAS,** terutama **Staf Departemen Fisika; Kak Rana, Ibu Evi dan Pak Syukur** yang selalu membantu selama proses administrasi di departemen hingga skripsi dapat terselesaikan dengan baik.
7. Teman seperjuangan, **Risdayanti** yang telah memberikan masukan, bantuan, motivasi, semangat dan dukungan kepada penulis. Terimakasih sudah menjadi pendengar keluh kesah selama proses penyelesaian skripsi, teman belajar dan teman bertukar pikiran.
8. Teman-teman **Laboratorium Optik dan Spektroskopi (Fenny Rahma Sari, Siti Nurhayati, Mildasari, Nur Aqila Ismail, Nur Hikmah Indah, Nurul Ilmi, Nur Afni, Yesriely)** dan teman-teman **Laboratorium Elektronika dan Instrumentasi (terkhusus: Riska Dama Yanti, Resky Harsuni, Rahmayanti, Dewi, Suci Indah Sari, Fatimah Az-Zahra dan Firdayanti Firman)** yang telah membantu memberikan saran, dukungan dan

semangat kepada penulis. Teman baikku **Nurwahyuni Hamzah** yang telah menjadi pendengar, penampung segala keluhan penulis. Terimakasih telah memberikan semangat dan dukungan baik berupa materil dan moril.

9. Kakak **Indra Wijaya** yang telah memberikan dukungan berupa materil sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik.
10. **Hesty Andrian** dan **Nurlinda** yang telah mendukung dan memberikan semangat kepada penulis
11. Teman-teman **Fisika UH 2018 (terkhusus: Vika Sri Anti, Nurul Fajri dan Hilal Hamdi)** yang telah memberikan masukan, informasi baru kepada penulis. Tetap semangat untuk teman-teman yang menjalani proses penyelesaian skripsweet.
12. Kakak **Khazanal** yang menjadi pendengar keluh kesah, memberikan dukungan selama penyelesaian skripsi penulis.
13. Tim Oke Gass (**Azizah Sahir, Nashroh, Gebi dan Hidayat**) terimakasih jalan-jalannya.
14. Tim Suju (**Aldi, Fira. Dilla, Abol, Anggi, Mutia, Aqila**) teman SMA yang hingga saat ini *alhamdulillah* masih terjalin hubungan yang baik, terimakasih untuk seluruh dukungan dan semangat kepada penulis.
15. Keluarga **Land Ghost Scout** (terkhusus: **Bunda, Alm. Kak Heri, Kak Ical, Yuni, Ica, Ulfah, Farihah, Rifqah, Aco**) yang telah menjadi keluarga penulis memberikan nasehat, masukan kepada penulis.
16. Keluarga **Pramuka Unhas (terkhusus: Heni, dan Sule)**, yang telah menjadi keluarga dan memberikan dukungan kepada penulis. Kakak **Jarak (Jalan Ala Pramuka, terkhusus: Kak Alif, Kak Tira)** terimakasih jalan-jalannya.
17. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu, yang telah memberikan semangat, dukungan serta doa sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik.

Harapan dari penulis skripsi, hasil penelitian yang telah dilakukan semoga dapat bermanfaat bagi penulis dan pembaca. Memohon maaf atas segala kekurangan yang terdapat dalam skripsi. Semoga ilmu yang diperoleh menjadi berkah, Aamiin.

Wassalamualaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Makassar, 4 Maret 2022

Nur Indah Sari

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
PERNYATAAN KEASLIAN.....	iv
KATA PENGANTAR	xiv
DAFTAR ISI.....	xv
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL.....	ix
DAFTAR LAMPIRAN.....	xi
ABSTRAK	xii
ABSTRACT.....	xiii
BAB I PENDAHULUAN	1
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Rumusan Masalah	3
I.3 Tujuan Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	4
II.1 Radiasi.....	4
II.2 Radioterapi	5
II.3 Linear Accelerator.....	6
II.3.1 Energi LINAC	7
II.3.2 Prinsip Kerja LINAC	8
II.3.3 Terapi Foton pada LINAC	8
II.4 Dosis	9
II.4.1 Dosis Serap.....	9
II.4.2 Dosis Ekuivalen	9
II.4.3 Dosis Efektif.....	10
II.5 Panduan Protokol <i>Technical Report Series 398</i> IAEA	10
II.6 <i>Percentage Depth Dose</i>	11
II.7 Faktor Koreksi Keluaran Radiasi	11
II.7.1 Faktor Suhu dan Tekanan (k_{TP}).....	11

II.7.2 Faktor Elektrometer (k_{elec})	11
II.7.3 Faktor Efek Polaritas (k_{pol}).....	12
II.7.4 Faktor Rekombinasi Ion (k_s)	12
II.7.5 Faktor Respon Detektor Ionisasi ($k_{Q,Q0}$)	12
II.8 Penentuan Kualitas Berkas	12
II.9 Penentuan <i>Ionisasi Chamber</i>	13
II.10 Pengukuran Keluaran Berkas Radiasi.....	13
II.10.1 Pada Kedalaman Referensi (z_{ref}).....	13
II.10.2 Pada Kedalaman Maksimum (z_{max}).....	14
II.10.3 <i>Persentase</i> Nilai Deviasi	14
BAB III METODE PENELITIAN.....	15
III.1 Waktu dan Tempat Penelitian	15
III.2 Alat dan Bahan	15
III.2.1 Alat.....	15
III.2.2 Bahan	18
III.3 Prosedur Penelitian.....	18
III.3.1 Desain Pengukuran	18
III.3.2 Pengukuran Nilai Keluaran Berkas Radiasi Foton	19
III.3.3 Analisis <i>Output</i> Radiasi Foton.....	19
III.4 Bagan Alir Penelitian	21
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	22
IV.1 Hasil Pengukuran Jumlah Nilai Muatan.....	22
IV.2 Hasil Perhitungan Faktor Koreksi	24
IV.3 Hasil Perhitungan <i>Output</i> Radiasi Foton.....	27
BAB V KESIMPULAN	30
V.1 KESIMPULAN	30
V.2 SARAN	30
DAFTAR PUSTAKA	31
LAMPIRAN.....	36

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 LINAC secara medik	6
Gambar 2.2 Terapi foton pada kepala LINAC	8
Gambar 3.1 LINAC Instalasi Radioterapi RS Universitas Hasanuddin	15
Gambar 3.2 <i>Phantom</i> yang berisi <i>Aquades</i>	16
Gambar 3.3 <i>Ion Chamber Farmer</i>	16
Gambar 3.4 Elektrometer	16
Gambar 3.5 <i>Computer Control</i>	17
Gambar 3.6 <i>Thermometer</i>	17
Gambar 3.7 <i>Hygrometer</i>	17
Gambar 3.8 Kabel Penghubung	18
Gambar 3.9 Desain Pengukuran	18
Gambar 4.1 Grafik Deviasi <i>Output</i> Berkas Foton	28

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Data pengukuran jumlah nilai muatan pada kedalaman referensi (z_{ref})	22
Tabel 4.2 Data pengukuran jumlah nilai muatan pada kedalaman 20 g/cm ² didalam air	24
Tabel 4.3 Data nilai perhitungan faktor koreksi k_{TP} , k_{pol} , k_s , k_{elec} , $k_{Q,Q0}$	24
Tabel 4.3 Data nilai perhitungan dan pembacaan $D_{20,10}$, $PDD_{(zref)}$, PDD_{20} , dan $TPR_{20,10}$	26
Tabel 4.5 Data nilai perhitungan <i>output</i> radiasi foton M_Q , $D_{w,Q(zref)}$, $D_{w,Q(zmaks)}$, dan deviasi (%)	27

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Data pengukuran jumlah nilai muatan pada berkas foton	36
Lampiran 2. Perhitungan nilai $TPR_{20,10}$, K_{TP} , K_{pol} , K_s , M_Q , $D_{w,Q(zref)}$, $D_{w,Q(zmax)}$, dan Deviasi (%)	39
Lampiran 3. Kondisi referensi yang direkomendasikan untuk kalibrasi <i>Ion Chamber</i>	51
Lampiran 4. Kondisi referensi untuk penentuan kualitas foton	51
Lampiran 5. Tabel untuk nilai K_Q Sebagai Fungsi $TPR_{20,10}$	52
Lampiran 6. Koefisien kuadratik untuk nilai K_s	52
Lampiran 7. Gambar Grafik Nilai PDD	53

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian tentang analisis keluaran berkas radiasi foton terhadap variasi luas lapangan penyinaran pada energi 6 MV menggunakan LINAC varian HCX 6540. Penelitian dilakukan dengan mengukur keluaran radiasi foton menggunakan *ion chamber farmer* tipe PTW 30013 *Farmer* pada *water phantom* sebagai pengganti pasien dengan SSD 100 cm. Pada penelitian Mona Vadila (2018) menggunakan detektor *ion chamber* FC65-G/IC70 *Farmer*. Analisis dilakukan dengan menentukan faktor koreksi k_{TP} , k_{pol} , k_{elec} , k_s , serta nilai $TPR_{20,10}$ untuk menentukan nilai dosis pada kedalaman z_{maks} yang mengacu pada TRS 398 IAEA dengan dosis 1 cGy/MU dan deviasi $\pm 3\%$. Pada luas lapangan (5 x 5) cm², (10 x 10) cm² dan (15 x 15) cm² diperoleh nilai $D_{w,Q(z_{maks})}$ 0,866 cGy/MU, 0,902 cGy/MU dan 0,959 cGy/MU dengan deviasi 13,4 %, 9,8 % dan 4,1 % sehingga nilai penyimpangan $> 3\%$ tidak sesuai dengan TRS 398 IAEA. Pada luas lapangan (20 x 20) cm², (25 x 25) cm², (30 x 30) cm² dan (35 x 35) cm² diperoleh $D_{w,Q(z_{maks})}$ 0,974 cGy/MU, 0,978 cGy/MU, 0,983 cGy/MU, dan 0,99 cGy/MU dengan nilai penyimpangan 2,6 %, 2,2 %, 1,7 %, dan 1 %, hal tersebut sesuai dengan TRS 398 IAEA dengan nilai penyimpangan $\pm 3\%$.

Kata kunci: LINAC, Luas Lapangan Penyinaran, Radiasi Foton, TRS 398 IAEA

ABSTRACT

Research has been conducted on the analysis of photon radiation output on variations in the irradiation field area at 6 MV energy using LINAC variant HCX 6540. The study was carried out by measuring photon radiation output using ion chamber farmer type PTW 30013 Farmer on water phantom as a substitute for patients with 100 cm SSD. In Mona Vadila's research (2018), the FC65-G/IC70 Farmer ion chamber detector was used. The analysis was carried out by determining the correction factor for k_{TP} , k_{pol} , k_{elec} , k_s , and the value of $TPR_{20,10}$ to determine the dose value at a depth of z_{max} which refers to the TRS 398 IAEA with a dose of 1 cGy/MU and a deviation of $\pm 3\%$. In the field area (5 x 5) cm², (10 x 10) cm² and (15 x 15) cm², the values of $D_{w,Q}(z_{max})$ are 0.866 cGy/MU, 0.902 cGy/MU and 0.959 cGy/MU with a deviation of 13.4 %, 9.8 % and 4,1 % so that the deviation value $> 3\%$ is not in accordance with TRS 398 IAEA. In the field area (20 x 20) cm², (25 x 25) cm², (30 x 30) cm² and (35 x 35) cm², the obtained $D_{w,Q}(z_{max})$ 0.974 cGy/MU, 0.978 cGy/MU, 0.983 cGy/MU , and 0.99 cGy/MU with deviation values of 2.6%, 2.2%, 1.7%, and 1%, these are in accordance with the TRS 398 IAEA with deviation values of $\pm 3\%$.

Keywords: *LINAC, Irradiation Field Area, Photon Radiation, TRS 398 IAEA*

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Tumor dan kanker merupakan salah satu penyakit yang memiliki resiko kematian yang cukup tinggi [1]. Penyebab penyakit kanker dapat meliputi gaya hidup eksternal seperti penggunaan tembakau dan kelebihan berat badan. Faktor-faktor internal seperti mutasi genetik bawaan, hormon, dan kondisi kekebalan tubuh juga dapat menjadi penyebab penyakit kanker [2]. Terdapat beberapa metode yang dapat digunakan untuk pengobatan penyakit kanker, yaitu pembedahan, kemoterapi atau disebut juga kemo, imunoterapi, *targeted therapy*, terapi hormon atau terapi endokrin, transplantasi sel induk dan terapi radiasi atau radioterapi [3].

Radioterapi adalah salah satu pemanfaatan radiasi dalam bidang medis yang merupakan teknik pengobatan penyakit seperti kanker dan tumor menggunakan sinar pengion [1]. Radioterapi atau terapi radiasi merupakan perawatan kanker menggunakan sinar-X berenergi tinggi untuk membunuh sel-sel kanker serta menjaga agar sel tersebut tidak tumbuh kembali [3]. Selain menghasilkan energi tinggi, radiasi pengion digunakan karena dapat membentuk ion (partikel bermuatan listrik) dan menyimpan energi ke sel-sel jaringan yang melewatinya. Energi yang tersimpan dapat menyebabkan perubahan genetik yang mengakibatkan kematian sel kanker [4]. Oleh karena itu, penggunaan radiasi pengion merupakan sebuah metode terapi yang efektif dan efisien untuk terapi kanker [5].

Salah satu peralatan radioterapi yang telah dikembangkan untuk mengobati kanker yaitu pesawat terapi *Linear Accelerator* (LINAC) [6]. LINAC adalah salah satu pesawat radioterapi yang didesain untuk mempercepat pergerakan elektron secara linier sehingga menghasilkan berkas foton dan elektron. Berkas foton biasanya memiliki energi 6 MV dan 10 MV yang dapat digunakan untuk menyinari kanker yang berada pada jaringan dalam misalnya kanker payudara, kanker serviks, dan kanker nasofaring [7,8].

Dalam radioterapi dapat dilakukan pengukuran, perhitungan, dan penilaian dosis radiasi yang diserap oleh tubuh manusia (*radiation dosimetry*) [9]. Pada

perhitungan dosis radiasi harus mengikuti protokol *Technical Report Series (TRS)* 398. TRS 398 adalah kode praktis yang dikeluarkan oleh *International Atomic Energy Agency (IAEA)* pada akhir tahun 2000 yang dijadikan sebagai pedoman untuk menentukan dosis serap berkas radiasi [10]. TRS 398 merekomendasikan penggunaan detektor *ionisasi chamber farmer* untuk foton energi tinggi dengan pengukuran berkas radiasi dikalibrasi langsung di dalam air atau fantom air [11]. Berdasarkan rekomendasi IAEA, nilai dosis radiasi yang dapat diterima oleh terapi pasien memiliki deviasi $\pm 3\%$ [10]. Pada beberapa kasus yang terjadi keluaran radiasi yang diterima tidak berada dalam batas toleransi yang ditentukan sehingga akan memberikan dampak negatif pada pasien [11].

Telah dilakukan penelitian oleh Mona Vadila (2018) yang dilakukan dengan luas lapangan penyinaran $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dengan SSD 100 cm pada berkas foton 6 MV dan 10 MV dan pada berkas elektron energi 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV dan 18 MeV [11]. Hasil analisis menunjukkan bahwa pada berkas foton dan elektron masih berada dalam rentang toleransi pengukuran yaitu $< 3\%$ [11]. Selain itu penelitian juga mengukur *Percentage Depth Dose (PDD)* [12] dan distribusi dosis radiasi foton [13] pada variasi kedalaman dan luas lapangan penyinaran. Hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa bertambah kedalaman target maka semakin meningkat nilai dosis radiasi yang diterima fantom sampai mencapai kedalaman maksimum (Z_{maks}) dan semakin bertambah luas lapangan penyinaran maka semakin bertambah nilai dosis radiasi yang didapatkan [12,13].

Pemilihan berkas radiasi sangat berkaitan dengan penerimaan berkas radiasi sehingga diperlukan ketepatan dalam pemberian dosis radiasi. Pemberian dosis tersebut bergantung pada tujuan pengobatan, jenis kanker dan kedalaman target. Parameter lain dalam ketepatan pemberian dosis radiasi bergantung pada ukuran lapangan dan kedalaman yang diinginkan yang berkaitan dengan nilai PDD [12,14]. Nilai PDD digunakan untuk menentukan berapa nilai dosis radiasi yang diterima oleh pasien. Selain itu, teknik yang dapat digunakan dalam penyinaran salah satunya adalah teknik SSD yang merupakan teknik penyinaran dimana diberikan jarak tertentu dari sumber radiasi ke permukaan tubuh [12].

Melihat pentingnya kesesuaian dosis yang diterima oleh pasien, peran fisika medis sangat penting karena fisikawan medis mampu menjalankan pelaksanaan jaminan kualitas instrumen radioterapi [1] sehingga penelitian ini dilakukan dengan mengukur dan menganalisis keluaran pada berkas radiasi foton dengan energi 6 MV pada SSD 100 cm dengan memvariasikan luas lapangan penyinaran mulai dari $(5 \times 5) \text{ cm}^2$ hingga $(35 \times 35) \text{ cm}^2$ dengan interval $(5 \times 5) \text{ cm}^2$ menggunakan pesawat terapi LINAC di ruang Radioterapi Rumah Sakit Universitas Hasanuddin. Hasil pada penelitian ini akan dibandingkan dengan batas toleransi pengukuran yang ditentukan oleh TRS 398 IAEA sehingga dapat diketahui apakah LINAC masih aman digunakan dan mampu memberikan hasil yang maksimal untuk pasien.

I.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, rumusan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana nilai keluaran berkas radiasi foton 6 MV terhadap variasi luas lapangan penyinaran pada LINAC?
2. Bagaimana *output* radiasi foton 6 MV terhadap variasi luas lapangan penyinaran pada LINAC?

I.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah tersebut, tujuan penelitian ini adalah:

1. Mengukur nilai keluaran radiasi foton 6 MV terhadap variasi luas lapangan penyinaran $(5 \times 5) \text{ cm}^2$ hingga $(35 \times 35) \text{ cm}^2$ dengan interval $(5 \times 5) \text{ cm}^2$ pada LINAC Varian HCX 6540
2. Menganalisis *output* radiasi foton 6 MV terhadap variasi luas lapangan penyinaran pada LINAC dan membandingkan dengan protokol TRS 398 IAEA.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

II.1 Radiasi

Radiasi adalah perpindahan energi dari suatu sumber radiasi terhadap medium lain, dalam bentuk partikel (radiasi partikel) maupun gelombang/cahaya (radiasi elektromagnetik) [4]. Radiasi elektromagnetik adalah pancaran energi dalam bentuk gelombang elektromagnetik [15] seperti gelombang radio, sinyal televisi, sinar radar, cahaya tak terlihat, sinar-X dan sinar gamma [16]. Sedangkan radiasi partikel adalah pancaran energi dalam bentuk energi kinetik yang dibawa oleh partikel bermassa seperti elektron yang disebut sebagai sinar-X [15]. Pada pengobatan kanker gelombang yang digunakan adalah gelombang elektromagnetik/foton (sinar-X dan sinar γ) dan partikel (alfa, proton dan neutron) [17]. Secara umum, radiasi dapat dibagi menjadi dua yaitu radiasi pengion dan non pengion.

Radiasi pengion merupakan radiasi yang apabila melewati suatu materi akan membentuk partikel bermuatan positif dan negatif (radiasi ionisasi) jika berinteraksi dengan materi [11,18]. Berkas partikel tersebut memiliki energi foton yang cukup tinggi untuk melampaui energi ikat elektron [19]. Contoh radiasi pengion seperti sinar-X, partikel alfa (α), partikel beta (β), sinar gamma (γ), dan partikel neutron [20]. Radiasi pengion dapat menyebabkan kematian atau kelainan pada sel, dalam waktu sementara maupun permanen. Selain itu, radiasi pengion juga dapat menyebabkan mutasi pada gen, sehingga dapat mengganggu keturunan [11]. Dalam bidang kesehatan radiasi pengion digunakan sebagai tindakan untuk melindungi pasien, pekerja, masyarakat dan lingkungan dari bahaya radiasi [21].

Radiasi non pengion adalah radiasi yang dapat mengeksitasi elektron atau molekul ke tingkat energi yang lebih tinggi (transisi molekul) yang menyebabkan getaran dan rotasi molekul [19]. Seperti ultraviolet, cahaya, inframerah, dan gelombang radio, serta gelombang mekanis seperti ultrasound [22]. Radiasi non-pengion memiliki energi foton lebih rendah daripada radiasi pengion. Radiasi pengion tidak dapat mengionisasi atom atau molekul kecuali foton yang memiliki

energi yang lebih rendah masih dapat berpengaruh secara kolektif dan menyebabkan ionisasi atom dan molekul, seperti pada sinar UV dan cahaya tampak. Berbeda dengan radiasi pengion, radiasi non-pengion lebih muda ditemukan, lebih murah, dan tidak terlalu berbahaya. Oleh sebab itu, akses radiasi non jauh lebih mudah daripada radiasi pengion di laboratorium [19].

II.2 Radioterapi

Radioterapi atau terapi radiasi adalah pengobatan kanker dengan menggunakan radiasi pengion [23] seperti pada kanker retina, sistem saraf pusat, kulit, isofaring dan laring, kerongkongan, leher rahim, vagina, prostat dan limfa. Selain itu, radioterapi juga digunakan sebagai pengobatan tambahan, untuk kanker paru-paru, payudara, rahim, kandung kemih, rektum, testis (seminoma) dan tumor lunak [24]. Prinsip radioterapi adalah memberikan dosis radiasi yang akurat untuk mematikan sel-sel ganas (terapi kuratif) atau menghambat pertumbuhan sel-sel ganas (terapi paliatif) serta meminimalkan [25] kerusakan pada sel normal sekecil mungkin [26]. Oleh karena itu, dosis radiasi yang diberikan pada sel kanker diusahakan harus terdistribusi secara merata dan sebisa mungkin meminimalisir dosis radiasi yang jatuh di luar lapangan penyinaran [10]. Radioterapi diklasifikasikan menjadi dua jenis, yaitu radioterapi eksternal (teleterapi) dan internal (brakhiterapi) [27].

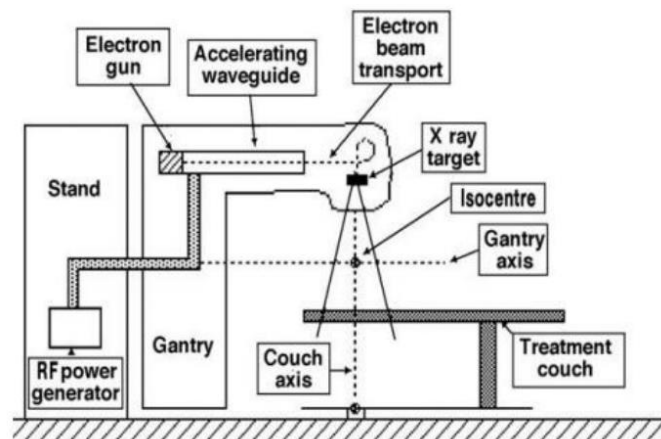
Brakhiterapi merupakan jenis radioterapi jarak dekat yang diberikan secara manual atau remote after loading [12]. Radiasi internal (brakhiterapi) memanfaatkan sumber radionuklida yang telah dibungkus kapsul dan dimasukkan langsung ke volume target atau di dekatnya dimana sumber yang dimasukkan ke dalam tubuh dapat bersifat sementara atau permanen [27]. Contoh kanker yang diobati dengan brakhiterapi adalah kanker payudara, kanker kepala dan kanker vagina [11].

Radioterapi eksternal (teleterapi) adalah jenis radioterapi dengan peralatan pemancar berkas radiasi berada pada jarak tertentu di luar tubuh manusia [12]. Teleterapi menggunakan sumber foton dalam mesin yang mengarahkan foton sinar

ke pasien. Contoh teleterapi adalah terapi radiasi yang menggunakan pesawat terapi Co-60, Linear Accelerator (LINAC), pesawat terapi Cs-137 dan lain-lain [11].

II.3 Linear Accelerator

Linear Accelerator (LINAC) merupakan pesawat yang dirancang untuk mempercepat pergerakan elektron secara linier sehingga dapat menghasilkan berkas foton dan electron [28]. LINAC 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. Elektron energi tinggi yang dihasilkan dapat digunakan sebagai terapi tumor yang dekat pada permukaan (*superficial tumours*), atau ditembakkan ke sebuah target untuk menghasilkan sinar-X energi tinggi yang digunakan sebagai terapi tumor pada kedalaman tertentu [29].



Gambar 2.1 LINAC secara medik [29]

LINAC memiliki dosis yang seragam dengan foton energy tinggi dan berkas electron pada bagian kanker. Pada proses ionisasi sebagian hasil dari interaksi radiasi pengion (berkas foton dan elektron) dengan materi kanker akan membuat rantai *Deoxyribose Nucleic Acid* (DNA) pada kanker terputus sehingga dapat mematikan jaringan kanker itu. Input yang dibutuhkan merupakan jumlah dalam *Monitor Unit* (MU). Jumlah MU bergantung pada besarnya dosis yang digunakan,

kedalaman kanker, laju dosis referensi/kalibrator monitor, ukuran pengaturan kolimator, luas lapangan kanker dan sebagainya [8].

II.3.1 Energi LINAC

Pada tahun 1970, penggunaan LINAC energi tinggi mempunyai multi energi berkas elektron dan foton, yaitu pada energi radiasi dengan elektron berkisar 4-22 MeV dan untuk energi radiasi dengan foton adalah 6-18 MV. LINAC dapat menghasilkan foton dan elektron dalam berbagai tingkat energi. Keluaran pada setiap energi mempunyai karakteristik dan tujuan penggunaan yang berbeda. Mekanisme keluaran foton dan elektron merupakan pertimbangan dalam menentukan penggunaan nilai energi baik foton atau elektron. Sehingga, LINAC sangat dianjurkan digunakan untuk mengobati kanker [30]. Pemberian dosis radiasi harus dilakukan secara tepat sesuai dari radioterapi, yaitu kuratif radiasi dan paliatif radiasi dosis yang berlebihan akan menyebabkan kerusakan pada jaringan normal, yang dapat menyebabkan nekrosis jaringan, sedangkan dosis yang tidak cukup untuk membunuh sel ganas akan menyebabkan kambuh/residif [31].

Selama 40 tahun terakhir linac medis telah melalui lima perbedaan generasi yaitu sebagai berikut [32]:

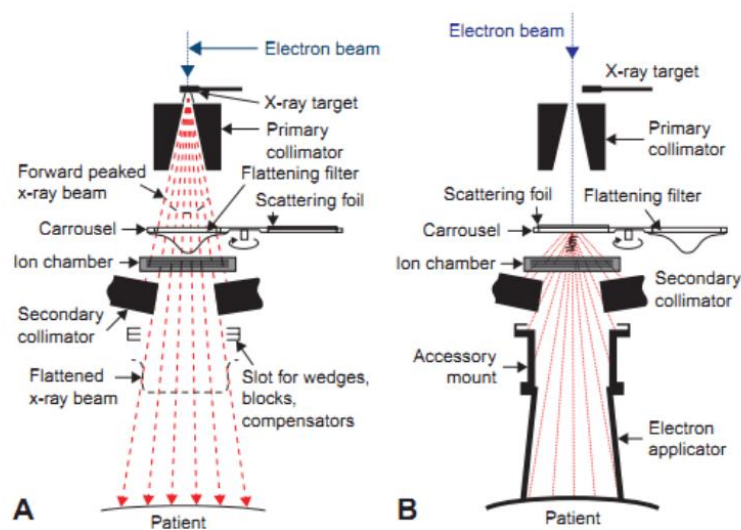
1. Foton energi rendah (4–8 MV): sinar lurus, perataan tetap Saring, irisan eksternal, rahang simetris, ionisasi transmisi tunggal ruang, pemasangan isosentris.
2. Foton energi sedang (10–15 MV) dan elektron: sinar bengkok, bergerak filter target dan perataan; hamburan foil, ionisasi transmisi ganda ruang, kerucut elektron.
3. Foton energi tinggi (18–25 MV) dan elektron: energi foton ganda dan beberapa energi electron, magnet lentur akromatik, hamburan ganda foil atau berkas pensil elektron yang dipindai, baji bermotor, asimetris atau rahang kolimator independen.
4. Foton dan elektron berenergi tinggi: operasi yang dikendalikan computer, irisan dinamis, perangkat pencitraan portal elektronik (EPID), berdaun banyak kolimator (MLC).

- Foton dan elektron energi tinggi: modulasi intensitas berkas foton dengan MLC, pengiriman dosis konformal dinamis penuh dengan intensitas balok termodulasi yang diproduksi dengan MLC.

II.3.2 Prinsip Kerja LINAC

Prinsip kerja LINAC adalah mempercepat partikel bermuatan sehingga partikel tersebut dapat menghasilkan energi kinetik yang sangat tinggi. Pesawat LINAC menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan seperti elektron sehingga mampu menghasilkan energi yang diarahkan pada sebuah tabung linear [1]. Elektron merupakan sumber awal radiasi yang dipancarkan pada pasien. Elektron pada LINAC bersumber dari elektron gun yang kemudian elektron tersebut dipercepat oleh gelombang mikro yang disuplai dari magnetron menjadi elektron berenergi tinggi [11].

II.3.3 Terapi Foton pada LINAC



Gambar 2.2 Skema Komponen Dasar Bagian Kepala Linac untuk (A) Menghasilkan Berkas Foton dan (B) Berkas Elektron [33].

Pada berkas foton, berkas elektron berenergi tinggi tersebut dilewatkan pada target sehingga pengeraman oleh target pada elektron yang dipercepat gelombang mikro dan menghasilkan sinar-X *Bremsstrahlung*. Sinar-X *Bremsstrahlung* adalah foton dengan spektrum energi yang kontinu. Penciptaan foton mempunyai intensitas yang tinggi pada arah sumbu target. Maksimum energi foton akan sama

dengan energi elektron datang yang ditembakkan ke target. Foton tersebut akan diteruskan melewati *primary collimator* menuju bagian *carrousel*. Bagian *carrousel* akan mengeluarkan alat filter pemerata (*flattening filter*). Kemudian foton hasil pemerata diteruskan ke ion chamber untuk membentuk dosis foton dalam jumlah Monitor Unit (MU). Lalu diteruskan ke *secondary collimator* untuk lebih mendapatkan foton dalam MU yang lebih flat. Hasil akhir terapi foton akan keluar dari bagian pada LINAC yang disebut gantry, yang berotasi sekitar pasien [11].

II.4 Dosis

II.4.1 Dosis Serap

Dosis serap (D) didefinisikan sebagai jumlah energi yang diserahkan oleh radiasi atau banyaknya energi yang dapat diserap oleh bahan persatuan massa bahan itu [11]. Satuan dasar dosis serap radiasi dinyatakan dengan energi yang diserap persatuan massa dalam jaringan. Satuan ini disebut *Gray* (Gy) dan didefinisikan sebagai energi radiasi yang diserap dalam satu *joule* per kilogram, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$ [35].

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (2.1)$$

Dimana:

D : Dosis Serap

ΔE : Perubahan Energi

Δm : Perubahan Massa

II.4.2 Dosis Ekuivalen

Dosis Ekuivalen (H) adalah dosis serap yang sama, tetapi berasal dari jenis radiasi yang berbeda dan dapat memberikan efek yang berbeda pada sistem tubuh. Dosis ekuivalen disebut dengan dosis Hp. Besar dosis ekuivalen lebih sering digunakan untuk menghitung perbedaan efek biologis terhadap berbagai jenis paparan radiasi. Faktor bobot radiasi atau *Weighting Factor* (WR) digunakan untuk menentukan dosis ekuivalen sebagai pengali pada dosis serap (D). WR merupakan besar kuantitas radiasi yang dapat menimbulkan kerusakan pada jaringan organ tubuh [35].

$$H_p = W_R D \quad (2.2)$$

Dimana:

H_p : Dosis Ekuivalen

W_R : Faktor Bobot (*Weighting Factor*)

D : Dosis Serap

II.4.3 Dosis Efektif

Dosis efektif (HE) merupakan pengukuran dosis yang digunakan untuk mempertimbangkan jumlah kerusakan yang memungkinkan dapat dihasilkan dari suatu dosis radiasi. Dosis efektif diperoleh dari penjumlahan dosis ekuivalen jaringan tubuh (H) yang dikalikan dengan *Weighting Factor Tissue* (WT). Dosis efektif adalah *Rem* atau *Sievert* (Sv) [35].

$$H = H_p W_T \quad (2.3)$$

Dimana:

H : Dosis Efektif

H_p : Dosis Ekuivalen

W_T : *Weighting Factor Tissue*

II.5 Panduan Protokol *Technical Report Series 398 IAEA*

TRS 398 merupakan kode praktis yang diaplikasikan pada berkas Foton klinis berenergi tinggi dengan kisaran 6 MV hingga 18 MV. Fantom yang digunakan harus 5 cm lebih panjang pada setiap sisinya daripada lapangan yang digunakan dan sekurang-kurangnya 5 g.cm⁻² melebihi kedalaman pengukuran maksimum. Umumnya, fantom air merupakan material yang direkomendasikan untuk pengukuran berkas elektron namun pada keadaan tertentu fantom plastik dimungkinkan dapat digunakan pada kualitas berkas $R50 < 4$ g.cm⁻² [34]. Pengukuran nilai keluaran berkas radiasi (berkas foton dan elektron) pesawat terapi pada TRS 398 ditetapkan sebesar 1 cGy sama dengan 1 MU dengan batas toleransi $\pm 3\%$ [11].

II.6 Percentage Depth Dose

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 [9]. Nilai PDD ditentukan dari Hasil bagi antara dosis serap pada suatu kedalaman tertentu (D_d) dengan dosis serap pada suatu kedalaman tertentu dengan dosis serap pada kedalaman maksimum (D_{max}) yang dinyatakan dalam bentuk persentase [11].

II.7 Faktor Koreksi Keluaran Radiasi

Pada penentuan nilai keluaran berkas radiasi pada pesawat terapi LINAC diperlukan beberapa faktor koreksi untuk menentukan laju dosis serap berkas radiasi di dalam air. Faktor koreksi tersebut sebagai berikut [34]:

II.7.1 Faktor Suhu dan Tekanan (k_{TP})

k_{TP} adalah faktor koreksi suhu dan tekanan udara terhadap keadaan referensi 20°C dan $101,325\text{ kPa}$, hal tersebut dapat dihitung dengan persamaan 2.4 [11]:

$$k_{TP} = \frac{273.15 + T}{273.15 + T_0} \frac{P_0}{P} \quad (2.4)$$

Dimana:

T : suhu rongga chamber yang berdasarkan suhu air di sekitar chamber ($^\circ\text{C}$)

P : tekanan udara saat pengukuran berlangsung (kPa)

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

P_0 : tekanan referensi yang dicantumkan dalam sertifikat kalibrasi chamber ($101,325\text{ kPa}$)

II.7.2 Faktor Elektrometer (k_{elec})

Faktor kalibrasi elektrometer, jika dalam sertifikat tidak dicantumkan faktor tersebut maka nilai k_{elec} adalah 1 [11]. Hal tersebut menunjukkan bahwa *ionization chamber* dikalibrasi bersamaan dengan elektrometer [36].

II.7.3 Faktor 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 2.5 [37]:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.5)$$

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.7.4 Faktor 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 2.6 [37]:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.6)$$

Dimana:

K_s : Faktor koreksi rekombinasi ion

M_1 : Muatan pada tegangan V_1 (tegangan normal)

M_2 : Muatan pada tegangan V_2

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

II.7.5 Faktor Respon Detektor Ionisasi (k_{Q,Q_0})

Faktor koreksi ini telah ada pada Tabel 14 TRS 398 sebagai fungsi dari kualitas berkas $TPR_{20,10}$ terhadap kualitas berkas radiasi yang diberikan [37].

II.8 Penentuan Kualitas Berkas

Khusus pada foton berenergi tinggi yang dihasilkan oleh akselerator klinis, kualitas berkas ditentukan oleh *Tissue Phantom Ratio* ($TPR_{20,10}$). Variabel tersebut

merupakan rasio dosis serap pada kedalaman 20 cm dan 10 cm pada fantom air, yang diukur dengan kondisi SSD konstan 100 cm dan pada lapangan (10 x 10) cm dengan jarak ruang sumber (SSD) 100 cm dengan ukuran lapangan 10 cm×10 cm. Nilai $TPR_{20,10}$ ditentukan dengan persamaan 2.7 [10,37]:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (2.7)$$

II.9 Penentuan *Ionisasi Chamber*

M_Q adalah pembacaan dosimeter dengan titik acuan chamber yang diposisikan pada z_{ref} pada kualitas referensi Q_0 dan k_Q yang di pengaruhi oleh banyaknya suhu dan tekanan, kalibrasi elektrometer, efek polaritas dan rekombinasi ion. Nilai M_Q dapat ditentukan dengan persamaan 2.8 [36].

$$M_Q = M_r \cdot k_{TP} \cdot k_{elec} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (2.8)$$

Dimana:

M_r : Nilai rata-rata muatan pada saat 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.10 Pengukuran Keluaran Berkas Radiasi

II.10.1 Pada Kedalaman Referensi (z_{ref})

Keluaran berkas foton pada kedalaman referensi ditentukan dengan pengukuran ionisasi menggunakan dosimeter. Pengukuran dilakukan di dalam phantom air dengan (SSD) *Source Surface Distance* 100 cm dan pada kedalaman z_{ref} yang nilai $z_{ref} = 10$. Berkas foton untuk kedalaman z_{ref} dihitung dengan persamaan 2.9 [37]:

$$D_{W,Q(z_{ref})} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.9)$$

Dimana:

- $D_{w,Q(z_{ref})}$: dosis serap pada kedalaman z_{ref} (cGy/MU)
 M_Q : dosimeter pembaca (nC/MU)
 $N_{D,w,Q0}$: koefisien kalibrasi dalam hal dosis serap air pada kualitas referensi
 $k_{Q,Q0}$: faktor koreksi perbedaan antara respon detektor ionisasi dalam kualitas berkas yang digunakan sebagai kalibrasi detektor (Co-60)

II.10.2 Pada Kedalaman Maksimum (z_{max})

Penentuan keluaran berkas foton pada kedalaman maksimum bertujuan untuk mengatur bacaan detektor monitor dalam satuan MU sehingga 1 cGy sama dengan 1 MU. Dibutuhkan PDD untuk menentukan keluaran berkas radiasi foton pada LINAC dengan kedalaman maksimum (z_{max}) [11]. Untuk menghitung nilai dosis yang radiasi yang diterima oleh pasien, dapat dihitung dengan persamaan 2.10 [37]:

$$D_{w,Q(z_{max})} = 100 D_{w,Q(z_{ref})} / PDD_{(z_{ref})} \quad (2.10)$$

Dimana:

- $D_{w,Q(z_{ref})}$: dosis serap pada kedalaman z_{ref} (cGy/MU)
 $PDD_{(z_{ref})}$: nilai persentase untuk pengukuran di kedalaman z_{ref} (%)

II.10.3 Persentase Nilai Deviasi

Penentuan nilai deviasi dilakukan untuk mengetahui nilai penyimpanan dalam pengukuran. Persentase nilai deviasi dihitung menggunakan persamaan 2.11 [37]:

$$Deviasi = \frac{D_{w,Q(z_{max})} - D_{TPS}}{D_{TPS}} \times 100\%$$

Dimana;

- $D_{w,Q(z_{max})}$: Dosis pada Kedalaman Maksimum
 D_{TPS} : Dosis pada TRS 398