

# BAB I PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

Kanker merupakan salah satu penyakit yang menyebabkan angka kematian tertinggi di dunia (Harun et al., 2022). Penyakit kanker merupakan penyakit yang ditandai dengan adanya sel yang abnormal yang bisa berkembang tanpa terkendali dan memiliki kemampuan untuk menyerang dan berpindah antar sel dan jaringan tubuh (Ardrianti et al., 2023).

Metode radioterapi merupakan salah satu pilihan pengobatan dalam mengatasi penyakit kanker (Firmansyah, 2019). Tujuan dari radioterapi adalah memberikan dosis radiasi yang aman, akurat, dan efisien untuk mengobati berbagai jenis kanker dan juga kelainan non-keganasan (Alimin et al., 2019). Salah satu peralatan radioterapi yang telah dikembangkan untuk mengobati kanker yaitu pesawat terapi *Linear Accelerator*.

*Linear accelerator* (Linac) adalah perangkat yang menggunakan gelombang elektromagnetik berfrekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan, sehingga menghasilkan radiasi berupa berkas foton dan elektron (Khan, 2003). Berkas foton berenergi tinggi ini tercipta ketika elektron yang telah dipercepat menumbuk target tungsten yang tebal. Namun, radiasi foton yang dihasilkan oleh alat radioterapi seperti Linac atau Co-60 bukanlah foton murni, melainkan merupakan campuran antara foton dan sejumlah kecil elektron yang terbentuk dari interaksi berkas foton tersebut (Yani et al., 2016).

Berkas foton yang dihasilkan oleh Linac terbentuk melalui proses *Bremsstrahlung*, yang menyebabkan berkas tersebut memiliki spektrum energi yang beragam atau heterogen (Mayles et al., 2007). Radiasi sinar-X yang dihasilkan memiliki intensitas tinggi pada arah sumbu target. Untuk mencapai kerataan (*flatness*) yang diperlukan pada berkas ini, digunakan filter pemerata (*flattening filter*) berbahan baja (Podgorsak, 2005; Xirau, 2020). Saat ini, beberapa rumah sakit mulai mengembangkan penggunaan energi foton FFF (*Flattening Filter Free*), yang memiliki keunggulan dapat digunakan untuk penyinaran pada area lapangan kecil (Firmansyah et al., 2020). Berkas foton umumnya dimanfaatkan untuk penyinaran kanker yang berada dalam jaringan tubuh, seperti kanker payudara, kanker serviks, dan kanker nasofaring (Milvita et al., 2018).

Pembentukan berkas elektron pada Linac tidak memerlukan penembakan elektron ke target. Elektron yang telah dipercepat diarahkan langsung menuju *primary collimator*, setelah itu elektron melewati *scattering foil* pada bagian *carrousel*, yang berfungsi untuk menyebarkan berkas elektron. Selanjutnya, berkas elektron diarahkan ke *secondary collimator* untuk menghasilkan berkas dengan distribusi yang lebih merata (Fitriani et al., 2022). Berkas elektron berenergi tinggi ini juga dapat memproduksi sinar-X yang digunakan dalam pengobatan kanker. Biasanya, berkas elektron digunakan untuk penyinaran kanker yang berada di permukaan atau dekat dengan permukaan tubuh, seperti kanker kulit (Metcalf et al., 2007). Dosis radiasi

dari berkas foton dan elektron ini dapat diukur untuk mengetahui tingkat keluaran radiasi yang diterima.

Pengukuran dosis keluaran pesawat Linac merupakan bagian dari program Jaminan Kualitas (*Quality Assurance*, QA) dan Pengendalian Kualitas (*Quality Control*, QC) pada fasilitas radioterapi. QA adalah suatu program atau langkah teratur yang bertujuan untuk memastikan konsistensi dalam tahapan medis. Di sisi lain, QC merupakan tindakan pengukuran yang dilakukan secara rutin untuk memantau performa visual dan uji kinerja peralatan sehingga kualitas keluaran dapat terjamin. Salah satu rangkaian dari QA dan QC adalah kalibrasi atau pengukuran dosis itu sendiri, yang mencakup QC harian, QC mingguan, dan QC bulanan (Suharmono dkk., 2020 ; Setiawan et al., 2016).

Pengukuran dosis radiasi harus mengacu pada standar, salah satunya adalah *Technical Report Series* (TRS) 398 yang dikeluarkan oleh *International Atomic Energy Agency* (IAEA) pada akhir tahun 2000 (*International Atomic Energy Agency*, 2008). TRS 398 merupakan panduan praktis internasional dalam dosimetri, yang menggunakan standar dosis serap air sebagai pedoman untuk menetapkan dosis radiasi dalam terapi eksternal (Sugiarta et al., 2022). Protokol TRS 398 IAEA merekomendasikan agar dosis keluaran radiasi tidak lebih dari  $\pm 2\%$ , penggunaan detektor ionisasi chip paralel untuk elektron dan detektor silinder untuk foton energi tinggi dengan pengukuran berkas radiasi yang dikalibrasi secara langsung di dalam phantom air (Vienna, 2000).

Alya dkk.(2024). telah melakukan penelitian tentang pengukuran keluaran radiasi berkas foton dengan mengatur posisi detektor, dimana detektor tidak hanya diletakkan pada posisi sumbu, tetapi juga diletakkan pada 4 tepi bidang dengan tujuan untuk mengetahui pengaruh letak detektor terhadap dosis yang diserap pada bidang Linac. Hasil deviasi pengukuran pada posisi 4 tepi bidang sumbu adalah 0,01%, 0,06%, 0,03%, 0,05%, dan 0,05%. Penelitian lainnya dilakukan oleh Saphira dkk. (2024), dilakukan dengan memvariasikan energi foton sebesar 6 MV dan energi elektron dengan variasi energi (4, 6, 8, 10, 12, dan 15) MeV. Hasil analisis menunjukkan berkas energi foton 6 MV didapatkan nilai deviasi 0,46%. Sedangkan pada berkas elektron energi 4 MeV 1,12%, energi 6 MeV 0,64%, energi 8 MeV 0,09%, energi 10 MeV 0,13%, energi 12 MeV 0,22% dan energi 15 MeV 0,13%.

Berdasarkan latar belakang diatas, penelitian ini bertujuan untuk menganalisis keluaran radiasi pesawat Linac menggunakan berkas foton dengan energi 6MV, 10 MV, dan 6 FFF dan berkas elektron dengan energi 6 MeV, 9 MeV, dan 12 MeV menggunakan pesawat Linac Varian *True Beam*.

## 1.2 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini yaitu:

1. Mengukur nilai suhu (T), tekanan (P), dan jumlah muatan keluaran berkas radiasi foton dan elektron berbagai energi.
2. Menentukan nilai faktor koreksi, *ionisasi chamber* dan dosis serap *phantom* terhadap kedua keluaran berkas setiap energi.

3. Menganalisis kesesuaian dengan panduan TRS 398 berdasarkan nilai deviasi yang dihasilkan setiap parameter.

### **1.3 Manfaat Penelitian**

Manfaat dari penelitian ini adalah untuk mengetahui kesesuaian keluaran berkas radiasi energi foton maupun elektron dari pesawat terapi LINAC dengan standar protokol *Technical Report Series 398* IAEA. Sehingga kesesuaian ini menjamin ketetapan pemberian dosis pasien pada saat terapi.

## BAB II METODE PENELITIAN

### 2.1 Tempat dan Waktu

Penelitian dilaksanakan pada bulan Juli sampai Desember 2024 di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit TK. II Pelamonia Makassar, Sulawesi Selatan.

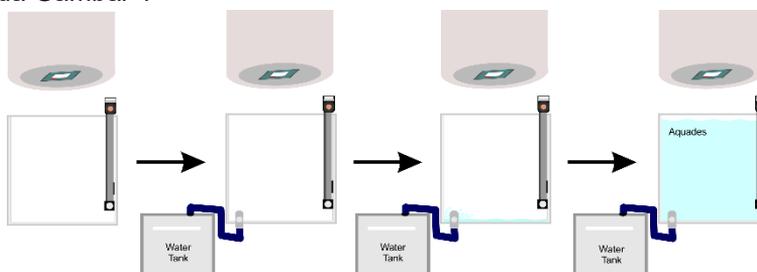
### 2.2 Alat dan Bahan

1. Pesawat teleterapi *Linear Accelerator* (Linac) *TrueBeam*
2. *Water Tank*
3. Detektor PPC40
4. Detektor FC65
5. Elektrometer (*Dose 1*)
6. *Computer Control Unit*
7. Barometer
8. Termometer
9. Kabel Penghubung
10. *Waterpass*
11. Aplikator
12. Meja pemeriksaan Linac
13. *Phantom*
14. *Aquades*

### 2.3 Metode Penelitian

#### 2.4.1 Mengkalibrasi Berkas Radiasi Foton

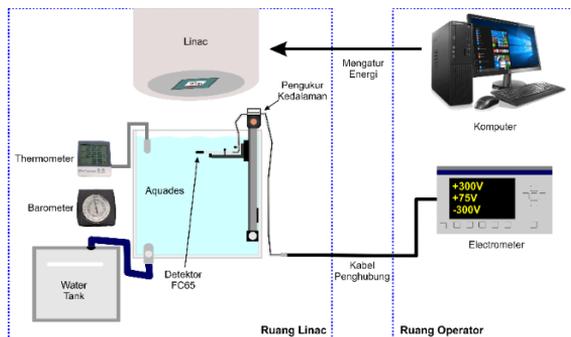
Proses kalibrasi foton dimulai dengan meletakkan *phantom* diatas meja pemeriksaan Linac yang diisi dengan *aquades*. Proses pengisian *phantom* dapat dilihat pada Gambar 1



**Gambar 1.** Pengisian *phantom* dengan *aquades* melalui *water tank*

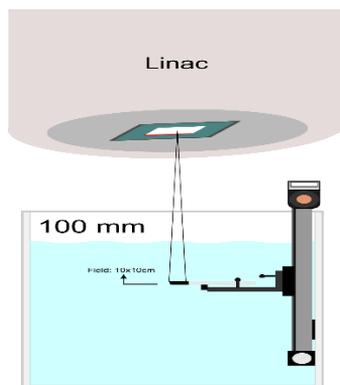
Setelah pengisian *phantom* selesai, detektor FC65 diatur pada *water phantom* dan memposisikan detektor dengan garis *cross line* hingga detektor menyentuh permukaan air dengan seimbang. Selanjutnya, detektor dihubungkan ke elektrometer (*Dose 1*). Sebelum penyinaran dilakukan, suhu air dan tekanan udara diukur menggunakan termometer dan barometer. Pengukuran dilakukan dengan

jarak *Source to Surface Distance* (SSD) sebesar 100 cm dan luas lapangan  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>. Penyinaran dilakukan sebanyak tiga kali untuk setiap energi berbeda dengan tegangan +300V, +75V, dan -300V. Setiap pengukuran dilakukan dengan kondisi yang sama, menggunakan energi 6 MV, 10 MV, dan 6 FFF. Proses pengkalibrasian detektor, termometer, dan barometer sebelum penyinaran dapat dilihat pada Gambar 2.



**Gambar 2.** Kalibrasi detektor, termometer, dan barometer sebelum penyinaran

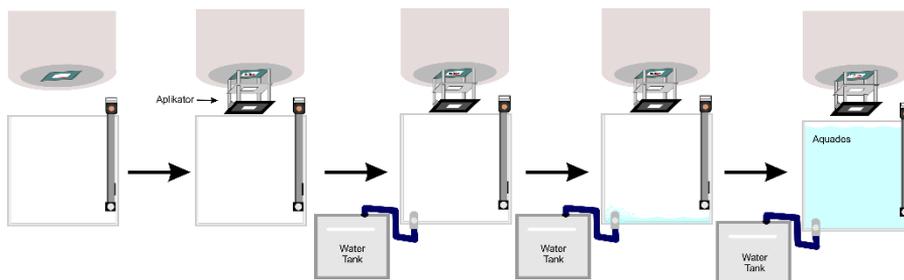
Setelah kalibrasi selesai, penyinaran dilakukan dengan posisi detektor diatur pada kedalaman 100 mm. Penyinaran dilakukan sebanyak 3 kali pengulangan untuk setiap tegangan yang berbeda. Posisi kedalaman detektor dapat dilihat pada Gambar 3



**Gambar 3.** Posisi kedalaman detektor pada saat penyinaran

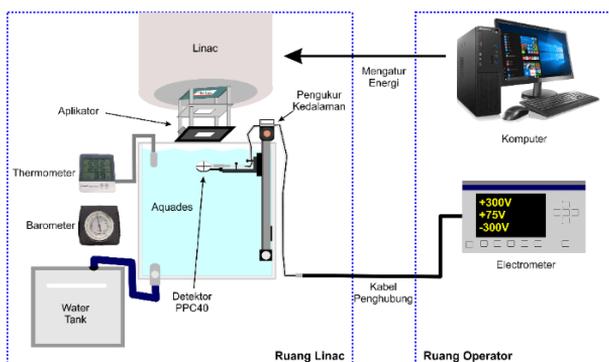
#### 2.4.2 Mengkalibrasi Berkas Radiasi Elektron

Proses kalibrasi elektron dimulai dengan meletakkan *phantom* diatas meja pemeriksaan Linac kemudian memasang aplikator tepat dibawah kolimator. Tujuan dipasang kolimator pada pengukuran berkas elektron untuk memastikan bahwa berkas elektron fokus dan diarahkan dengan tepat. Setelah aplikator terpasang *phantom* diisi dengan *aquades*. Proses pengisian *phantom* dan pemasangan aplikator dapat dilihat pada Gambar 3



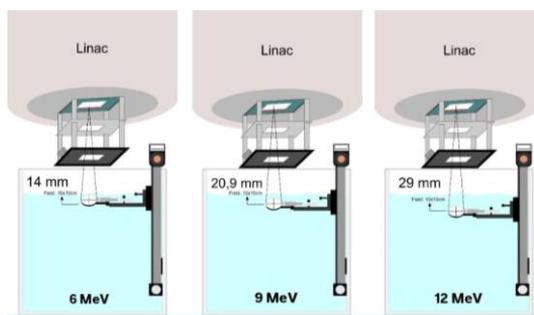
**Gambar 4.** Pemasangan Aplikator dan Pengisian phantom dengan *aquades* melalui *water tank*

Pengukuran berkas elektron dilakukan menggunakan detektor tipe PPC45. Setelah aplikator dipasang tepat dibawah kolimator dan *water phantom* sudah terisi, detektor diatur pada *water phantom* dan memposisikan detektor dengan garis *cross line* hingga detektor menyentuh permukaan air dengan seimbang kemudian detektor dihubungkan ke elektrometer (*Dose 1*). Sebelum dilakukan penyinaran, suhu air dan tekanan udara diukur menggunakan termometer dan barometer. Pengukuran dilakukan dengan SSD 100 cm dengan luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Penyinaran dilakukan sebanyak 3 kali disetiap energi yang berbeda dengan jumlah tegangan +300V, +75V, dan -300V (Vienna, 2000). Setiap pengukuran dilakukan dengan kondisi yang sama dengan menggunakan energi 6 MeV, 10 MeV, dan 12 MeV. Proses pengkalibrasian detektor, termometer, dan barometer dapat dilihat pada Gambar 4



**Gambar 5.** Kalibrasi Kalibrasi detektor, termometer, dan barometer sebelum penyinaran

Setelah kalibrasi selesai, penyinaran dilakukan dengan posisi detektor diatur pada kedalaman yang berbeda untuk setiap energi. Penyinaran dilakukan sebanyak 3 kali untuk setiap tegangan yang berbeda. Posisi kedalaman detektor selama penyinaran dapat dilihat pada Gambar 6



**Gambar 6.** Posisi kedalaman detektor pada saat penyinaran

## 2.4 Pengolahan Data

Penyinaran pada berkas foton dengan energi 6 MV, 10 MV, dan 6 FFF dan berkas elektron dengan energi 6 MeV, 9 MeV, dan 12 MeV, selanjutnya mencatat hasil keluaran muatan disetiap tegangan +300V, +75V, dan -300V.

### 2.4.1 Analisis Output Radiasi Foton dan Elektron

#### 1. Faktor Koreksi Keluaran Radiasi

Pengukuran faktor koreksi pada keluaran berkas radiasi di lakukan untuk menentukan laju dosis serap berkas di dalam air (Vienna, 2000). Pengukuran faktor koreksi dilakukan pada masing-masing energi foton 6 MV, 10MV, 6 FFF, dan elektron 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV. Faktor koreksi tersebut sebagai berikut:

##### a) Faktor Koreksi Suhu dan Tekanan ( $K_{TP}$ )

Pengukuran suhu dan tekanan ( $K_{TP}$ ) dilakukan dengan melihat tekanan udara pada elektrometer (*Dose 1*) dan mengukur suhu air menggunakan termometer. Kemudian nilai suhu dan tekanan dihitung menggunakan persamaan 1 (Vadila et al., 2018):

$$K_{TP} = \left( \frac{273,15+T}{273,15+T_0} \right) \frac{P_0}{P} \quad (1)$$

Keterangan:

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

P : tekanan udara saat pengukuran berlangsung (kPa)

$P_0$  : suhu referensi yang dicantumkan dalam sertifikat kalibrasi *chamber* (20 °C)

$T_0$  : tekanan referensi yang dicantumkan dalam sertifikat kalibrasi *chamber* (101,325 kPa)

##### b) Faktor Koreksi Elektrometer ( $K_{elec}$ )

Faktor kalibrasi elektrometer, jika dalam sertifikat tidak dicantumkan faktor tersebut maka nilai  $K_{elec}$  adalah 1 dimana hal ini berarti *chamber* dikalibrasi bersamaan dengan elektrometer (Cahyaningtyas et al., 2024).

##### c) Faktor Koreksi Efek Polaritas ( $K_{pol}$ )

Faktor koreksi respon detektor terhadap efek pergantian polaritas yang diberikan detektor. Untuk mengukur efek polaritas dapat dilihat dari persamaan 2 (Vienna, 2000):

$$K_{pol} = \frac{[M_+] + [M_-]}{2M} \quad (2)$$

Keterangan:

- $M_+$  : bacaan pengukuran pada polaritas positif (nC/MU)  
 $M_-$  : bacaan pengukuran pada polaritas negatif (nC/MU)  
 $M$  : bacaan dari polaritas yang rutin digunakan (nC/MU)

d) Faktor Koreksi Rekomendasi Ion ( $K_s$ )

Faktor koreksi respon detektor ionisasi terhadap kurang lengkapnya pengumpulan muatan pada ionisasi di udara yang dapat ditentukan dengan persamaan 3 (Vienna, 2000):

$$K_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (3)$$

Keterangan:

$K_s$  : faktor koreksi rekombinasi ion

$M_1$  : muatan pada tegangan  $V_1$

$M_2$  : muatan pada tegangan  $V_2$

$a_0, a_1, a_2$ : koefisien kuadratik untuk perhitungan nilai  $K_s$  dengan menggunakan metode *two voltage* yang diambil dari Tabel 4.VII TRS 398 IAEA

e) Respon Koreksi Detektor Ionisasi ( $K_{Q,Q_0}$ )

Faktor koreksi ini telah ada pada Tabel 6.III untuk berkas foton dan Tabel 7.III untuk berkas elektron pada TRS 398 sebagai fungsi dari kualitas berkas  $TPR_{20,10}$  terhadap kualitas berkas radiasi yang diberikan (Vienna, 2000).

## 2. 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 4 (Nabilla et al., 2020):

$$M_Q = M_1 K_{TP} K_{elec} K_{pol} K_s \quad (4)$$

Keterangan :

$M_1$  : 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 rekombinasi ion

## 3. Pengukuran Keluaran Berkas Radiasi

Keluaran berkas radiasi LINAC pada kedalaman referensi ekuivalen ( $Z_{ref}$ ) ditentukan dengan pengukuran ionisasi menggunakan dosimeter *ion chamber*. Pengukuran dilakukan di dalam fantom air yang berukuran  $(36 \times 42 \times 36)$  cm<sup>3</sup>, luas lapangan penyinaran  $(10 \times 10)$  cm, dan *Source to Surface Distance* (SSD) 100 cm.

a) Pada Kedalaman Referensi ( $Z_{ref}$ )

Nilai keluaran berkas radiasi pada kedalaman referensi dapat dihitung menggunakan persamaan 5 (Cahyaningtyas et al., 2024):

$$D_{W,Q}(Z_{ref}) = M_Q N_{D,W,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (5)$$

Keterangan:

- $D_{W,Q}(Z_{ref})$  : dosis serap pada kedalaman  $Z_{ref}$  (cGy/MU)  
 $M_Q$  : dosimeter pembaca (nC/MU)  
 $N_{D,w,Q_0}$  : koefisien kalibrasi dalam hal dosis serap air pada kualitas referensi  $Q_0$ . Nilai  $N_{D,w,Q_0}$  untuk radiasi foton *ion chamber farmer* adalah  $4,809 \times 10^7$  Gy/C, dan pada *ion chamber plane parallel* adalah  $8,663 \times 10^7$  Gy/C.  
 $K_{Q,Q_0}$  : faktor koreksi perbedaan antara respon detektor ionisasi dalam kualitas berkas yang digunakan sebagai kalibrasi detektor (Co-60) terhadap kualitas berkas.

b) Pada Kedalaman Maksimum ( $Z_{max}$ )

Penentuan keluaran berkas elektron dan berkas foton pada kedalaman maksimum bertujuan untuk mengatur bacaan detektor monitor dalam satuan MU sehingga 1 cGy sama dengan 1 MU. Penentuan dosis serap pada kedalaman maksimum dapat dihitung menggunakan persamaan 6 (Cahyaningtyas et al., 2024):

$$D_{W,Q}(z_{max}) = \frac{100D_{W,Q}(z_{ref})}{PDD_{(z_{ref})}} \quad (6)$$

Keterangan :

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

c) Presentase Nilai Deviasi

Penentuan nilai deviasi dilakukan untuk mengetahui nilai penyimpangan dalam pengukuran. Nilai deviasi dapat dihitung menggunakan persamaan 7 (Vienna, 2000):

$$\text{Deviasi} = \frac{D_{W,Q}(z_{max}) - D_{TPS}}{D_{TPS}} \times 100\% \quad (7)$$

Keterangan:

- $D_{W,Q}(z_{max})$  : dosis pada kedalaman maksimum  
 $D_{TPS}$  : dosis pada TRS 398