

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 *Linear Accelerator (Linac)*

Linear accelerator adalah sebuah alat yang digunakan untuk mempercepat partikel bermuatan, seperti elektron atau proton, hingga kecepatan yang sangat tinggi. Linac digunakan dalam berbagai aplikasi, termasuk dalam bidang medis untuk terapi radiasi, fisika partikel, dan penelitian ilmiah lainnya. Energi kinetik electron dapat mencapai 25 MeV dan dapat digunakan untuk terapi tumor dekat permukaan, sedangkan untuk sinar-x dapat digunakan untuk terapi tumor pada kedalaman tinggi dengan energi kinetiknya mencapai 24 MV (Khan & Gibbons, 2014).

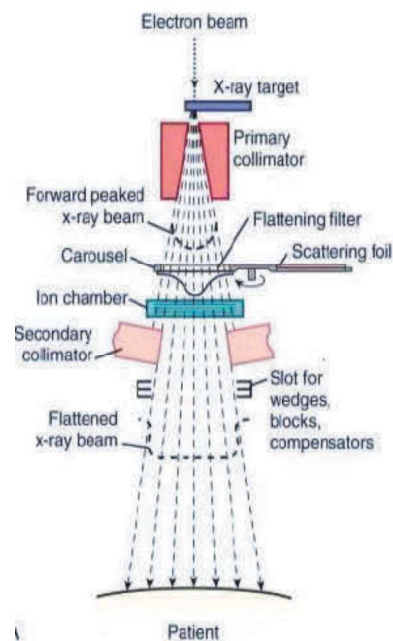
Komponen utama Linac terdiri dari:

- a. *Electron gun*: *Electron gun* adalah sumber elektron yang menghasilkan partikel bermuatan negatif. *Elektron Gun* terdiri dari sebuah katode (berbahan tungsten) yang dipanaskan sehingga melepaskan elektron, dan sebuah anoda yang mempercepat elektron-elektron tersebut.
- b. *Radio Frequency Cavity*: *RF Cavity* adalah komponen yang digunakan untuk mempercepat partikel. *RF Cavity* terdiri dari serangkaian tabung resonansi yang dipasok dengan energi listrik oleh generator *microwave*. Ketika partikel melewati *RF Cavity*, medan listrik di dalamnya memberikan gaya dorong yang mempercepat partikel.
- c. *Focusing Magnet*: *Focusing magnet* digunakan untuk membentuk dan mempertahankan jalur lintasan partikel di dalam Linac. Medan magnet ini digunakan untuk memfokuskan partikel-partikel tersebut sehingga tetap dalam jalur yang diinginkan.
- d. *Collimators*: Kollimator digunakan untuk mengatur dan mengarahkan aliran partikel. Kolimator ini membantu memastikan

- e. partikel bergerak dalam lintasan yang diinginkan dan memungkinkan penyempitan aliran partikel ketika diperlukan.

2.1.1.1 Cara Kerja

Linac menggunakan gelombang elektromagnetik frekuensi tinggi untuk mempercepat energy kinetic elektron hingga energi tinggi (4-25 MeV) melalui *Linear accelerator waveguide* (Khan & Gibbons, 2014). Elektron dihasilkan dari *electron gun*, yang pada ujungnya terdiri dari katoda (filamen tungsten) dan anoda. Ketika tegangan tinggi diterapkan antara katoda dan anoda, elektron dari filamen tungsten dipancarkan ke arah anoda. Elektron yang dihasilkan kemudian diarahkan ke perangkat yang dikenal sebagai *Accelerator Waveguide* dimana elektron dipercepat hingga kecepatan relativistik melalui transfer energi dari medan elektromagnetik dalam bentuk radiasi gelombang mikro (Podgorsak, 2004). Berkas elektron homogen yang dihasilkan kemudian diteruskan ke *head* pesawat Linac dan disinarkan pada pasien (Khan & Gibbons, 2014).



Gambar 2. 1 Head Linac untuk Berkas Foton

(Sumber : Khan & Gibbons, 2014))

2.1.1.2 Terapi Berkas Sinar Foton

Apabila yang dikehendaki adalah berkas foton, maka elektron dengan energi tinggi akan menumbuk target. Pembentukan sinar-x Bremsstrahlung terjadi saat pengereman elektron yang dipercepat oleh gelombang mikro. Sinar-x *Bremsstrahlung* merupakan foton yang memiliki spektrum energi kontinu. Terbentuknya foton memiliki tingkat intensitas yang tinggi menuju target, dan energi maksimum foton akan sebanding dengan energi elektron yang ditembakkan ke target. Foton tersebut akan diteruskan melewati *primary collimator* hingga mencapai bagian *carrousel*. Bagian *carrousel* akan mengeluarkan alat filter pemerata (*flattening filter*). Tujuan filter pemerata yang terbuat dari baja anti karat adalah untuk mencapai tingkat kerataan yang diperlukan. Kemudian foton hasil pemerata diteruskan ke *ion chamber* untuk menghasilkan dosis foton dalam jumlah *Monitor unit* (MU). Hasil akhir terapi berkas sinar foton akan keluar dari bagian *head* Linac. Berkas foton yang digunakan dalam aplikasi klinis biasanya terdiri dari variasi energi 6 MV dan 10 MV untuk menyinari kanker di dalam jaringan tubuh seperti kanker servix, kanker payudara dan kanker nasofaring.

2.1.2 Quality Assurance (QA) dan Quality Control (QC) Pada Pesawat Linear Accelerator

QA untuk linac merupakan aspek penting dalam memastikan pemberian terapi radiasi yang aman dan akurat dalam penggunaan klinis. Tujuan dari program QA pada Linac ini adalah untuk memastikan bahwa karakteristik mesin tidak menyimpang jauh dari nilai yang diperoleh pada saat *commissioning* dan *acceptance test*. QA adalah proses keseluruhan kegiatan yang sistematis untuk memberikan kepercayaan atau layanan yang memuaskan yang didukung oleh kegiatan QC. QC adalah suatu uji yang dilakukan untuk memastikan bahwa peralatan yang digunakan masih sesuai dengan standar yang berlaku dengan serangkaian tindakan untuk mengukur parameter yang akan dibandingkan dengan parameter standar

(Podgorsak, 2004). Prosedur QA Linac yang umum meliputi:

a. Daily test (Kontrol harian)

QA harian dilakukan dengan memastikan semua peralatan terapi yang digunakan berada dalam kondisi baik dan siap digunakan oleh pasien. Salah satu hal yang dilakukan dalam daily test adalah mempertahankan stabilitas berkas secara konsisten. Kegiatan ini sangat penting dilakukan karena ketepatan pengiriman dosis kepada pasien sangat berdampak pada efektivitas terapi pengobatan (Suharmono et al., 2020).

Tabel 2. 1 *Daily Test Linac*

Frequency	Procedure	Tolerance ^a
<i>Daily</i>	Dosimetry	
	X-ray output constancy	3%
	Electron output constancy ^b	3%
	Mechanical	
	Localizing lasers	2 mm
	Optical Distance Indicator (ODI)	2 mm
	Safety	
	Door interlock	Functional
	Audiovisual monitor	Functional

(Sumber : AAPM TG-40)

Pada Tabel 2.1 dijelaskan bahwa untuk kolom *Tolerance^a* diisi dengan parameter tindakan atau toleransi yang jika terdapat ketidaksesuaian maka harus dilakukan tindakan. Sedangkan untuk *constancy^b* disini yaitu semua energi elektron tidak perlu diperiksa setiap hari, tetapi semua energi elektron harus diperiksa setidaknya dua kali seminggu.

b. Monthly test

Kegiatan QA bulanan dilakukan untuk mengevaluasi dosis keluaran Linac setiap hari, yang akan dibandingkan dengan dosis masukan Linac yang diukur menggunakan water phantom. Tujuan pengukuran ini adalah untuk memastikan bahwa penggunaan pesawat terapi Linac masih sesuai dengan standar, di mana 1 cGy setara dengan 1 MU. Tujuan dari *Monthly test* untuk mengkalibrasi

alat dan mengembalikan fungsi alat seperti semula.

Tabel 2. 2 *Monthly* Test Linac

<i>Monthly</i>	Dosimetry	
	X-ray output constancy ^c	2%
	Electron output constancy ^c	2%
	Backup monitor constancy	2%
	X-ray central axis dosimetry	2%
	parameter constancy (PDD, TAR, TPR)	
	Electron central axis dosimetry	2 mm @therapeutic
	parameter constancy (PDD)	depth
	X-ray beam flatness constancy	2%
	Electron beam flatness constancy	3%
	X-ray and electron symmetry	3%
	Safety Interlocks	
	Emergency off switches	Functional
	Wedge, electron cone interlocks	Functional
	Mechanical Checks	
	Light/radiation field coincidence	2 mm or 1% on a
		side ^d
	Gantry/collimator angle indicators	1°
	Wedge position	2 mm (or 2% change
		in transmission factor)
	Tray position	2 mm
	Applicator position	2 mm
	Field size indicators	2 mm
	Cross-hair centering	2 mm diameter
	Treatment table position indicators	2 mm/1°
	Latching of wedges and blocking	Functional
	tray	
	Jaw symmetry ^e	2 mm
	Field light intensity	Functional

(Sumber : AAPM TG-40)

Pada Tabel 2.2, yang dimaksud dengan *constancy*^c yaitu pemeriksaan ketetapan dengan sebuah *field instrument* menggunakan koreksi suhu dan tekanan.

c. Annual test

Annual test ini mengevaluasi sejauh mana alat tetap konsisten dengan membandingkan dosis keluaran yang diukur dalam satu tahun. Apabila stabilitas tetap terjaga, kinerja alat pesawat Linac pun tetap optimal. Jika terdeteksi bahwa dosis yang

dikeluarkan oleh Linac tidak stabil, seorang fisikawan medis perlu memberitahukan kesalahan tersebut kepada seorang teknisi Linac agar dapat diperbaiki dan berfungsi dengan baik. *Annual test* Linac di rumah sakit dilakukan bersama BAPETEN/BATAN untuk mengevaluasi kualitas penggunaan alat radioterapi dan memastikan kualitas pelayanan radioterapi di setiap rumah sakit (BAPETEN, 2002).

Tabel 2. 3 *Annual Test Linac*

<i>Annual</i>	Dosimetry	
	X-ray/electron output calibration constancy	2%
	Field size dependence of X-ray output constancy	2%
	Output factor constancy for electron applicators	2%
	Central axis parameter constancy (PDD,TAR,TPR)	2%
	Off-axis factor constancy	2%
	Transmission factor constancy for all treatment accessories	2%
	Wedge transmission factor constancy	2%
	Monitor chamber linearity	1%
	X-ray output constancy vs gantry angle	2%
	Electron output constancy vs gantry angle	2%
	Off-axis factor constancy vs gantry angle	2%
	Arc mode	Manufacturer's specifications
	Safety Interlocks	
	Follow manufacturers test procedures	Functional
	Mechanical Checks	
	Collimator rotation isocenter	2 mm diameter
	Gantry rotation isocenter	2 mm diameter
	Couch rotation isocenter	2 mm diameter
	Coincidence of collimetry, gantry, and table axes with isocenter	2 mm diameter
	Coincidence of the radiation and mechanical isocenter	2 mm diameter
	Table top sag	2 mm
	Vertical travel of the table	2 mm

(Sumber : AAPM TG-40)

2.1.3 Protokol *Technical Report Series (TRS) 398* IAEA

Pada tahun 2000, IAEA (*International Atomic Energy Agency*) merilis protokol kalibrasi terbaru yaitu TRS (*Technical Report Series*) No.398. TRS 398 adalah kode praktis yang dapat diaplikasikan untuk berkas elektron dan berkas foton berenergi tinggi. TRS 398, dengan judul "*Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*" memberikan langkah-langkah, teknik kalibrasi, dan data lain yang relevan untuk menentukan dosis yang diserap oleh air dalam radioterapi eksternal guna memastikan konsistensi dan ketepatan dalam pengukuran dosis. Protokol ini menggantikan protokol IAEA TRS 277 yang telah ada sebelumnya. Perkembangan TRS 398 bersamaan dengan perkembangan protokol AAPM TG 51. Jadi, kedua protokol ini memiliki kesamaan dasar yang sama dan keduanya menggunakan hasil kalibrasi dosis serap di air oleh detektor *ionization chamber* untuk berkas Cobalt-60. Toleransi yang ditetapkan oleh protokol ini menetapkan batas tindakan yang menentukan data pengukuran berkas dapat diterima atau tidak untuk penerapan pengobatan (Pal et al., 2020).

Pada AAPM TG 51, terdapat beberapa notasi yang relative berbeda dengan notasi pada IAEA TRS 398. Namun, semua besaran pada dasarnya dapat diterjemahkan ke besaran dalam formalism TRS 398 (Kinoshita et al., 2017). Dosis serapan terhadap air dan bacaan dosimeter terkoreksi ditunjukkan pada Tabel 2.4 berikut.

Tabel 2. 4 Perbandingan Parameter Pengukuran Pada TRS 398 dan AAPM TG-51

Parameter	TRS-398	AAPM TG-51
Dosis serap air	$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$	$D_w^Q = M k_Q N_{D,w}^{60Co}$
Bacaan dosimeter terkoreksi	$M_Q = M_{raw} P_{TP} P_{ion} P_{elec} P_{pol} P_{elec} P_{rp}$	$M_Q = M_{raw} h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s$

(Sumber : Diolah peneliti)

2.1.3.1 Percentage Depth Dose (PDD)

PDD adalah perbandingan antara dosis serap pada setiap kedalaman dengan dosis serap maksimum di sepanjang sumbu utama berkas pada fantom yang dinormalisasikan ke $D_{max} = 100\%$. Persentase kedalaman dosis (PDD) adalah (Khan & Gibbons, 2014) :

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\% \quad (2.1)$$

D_d = dosis pada kedalaman d

D_{d_0} = dosis pada kedalaman d_0

Dalam penggunaannya, puncak dosis yang terserap pada sumbu utama disebut juga dosis maksimum (D_{max}), sehingga :

$$D_{max} = \frac{D_d}{PDD} \times 100\% \quad (2.2)$$

Dosis foton maksimum tidak terletak di permukaan kulit, tetapi di titik spesifik di bawah kulit yang disebut dosis kedalaman maksimum (d_{max}), bergantung pada energi foton. Daerah antara permukaan dan kedalaman maksimum disebut daerah buildup. Semakin besar energi foton, semakin panjang daerah buildup (Podgorsak, 2004).

Untuk sinar-x, kualitas penetrasi berkas diukur sebagai persentase dosis pada kedalaman 10 cm (D_{10}) dibandingkan dengan dosis serap maksimum pada sumbu berkas radiasi. Untuk pesawat Linac Elekta, nilai standar presentasi dosis pada kedalaman 10 cm adalah 67.5% untuk energy foton 6 MV dan 73 % untuk energy foton 10 MV. Perbedaan maksimum yang diizinkan antara nilai pengukuran dan nilai standar pada pesawat Linac Elekta adalah $\pm 1\%$ (Elekta Limited, 2018).

2.1.3.2 Tissue Phantom Ratio (TPR)

Foton berenergi tinggi yang dihasilkan oleh *Linear Accelerator*, kualitas berkas ditentukan melalui rasio *Tissue Phantom Ratio* ($TPR_{20,10}$). Variabel 20,10 tersebut menunjukkan perbandingan dosis yang diserap pada kedalaman 20 cm dan 10 cm pada water phantom, diukur dengan kondisi *Source to Surface Distance* (SSD) konstan 100 cm dan lapangan

(10 x 10) cm. Variabel $TPR_{20,10}$ ini menunjukkan kemampuan sinar dalam menembus water phantom dan dapat ditentukan melalui hubungan sederhana persamaan berikut ini (J. Pearce and G. Bass, 2010):

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \frac{PDD_{20}}{PDD_{10}} - 0,0595 \quad (2.3)$$

dengan

$TPR_{20,10}$: perbandingan pengukuran ionisasi pada kedalaman 20 cm dan 10 cm dalam air untuk jarak sumber ke chamber yang konstan untuk lapangan (10 x 10).

$PDD_{20,10}$: perbandingan dosis (dalam persen) pada kedalaman 20 cm dan 10 cm untuk lapangan (10 x 10) cm dengan SSD 100 cm.

2.1.3.3 Laju Dosis Serap Air Bekas Foton

Berdasarkan TRS 398, laju dosis serap air bekas foton pada kondisi referensi pesawat teleterapi dengan kualitas radiasi Q_0 (^{60}Co) dapat ditentukan menggunakan detector ionisasi yang telah dikalibrasi dalam besaran dosis serap air menggunakan persamaan berikut:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.4)$$

dengan

M_Q : bacaan dosimeter terkoreksi suhu, tekanan, rekombinasi ion dan polaritas dengan kualitas Q (nC)

$D_{w,Q}$: dosis serap air untuk sejumlah MU tertentu dari pancaran berkas foton dengan kualitas Q pada titik pengukuran acuan (Gy)

N_{D,w,Q_0} : factor kalibrasi detector dengan berkas sinar referensi, Q_0 , (Gy/C)

k_{Q,Q_0} : faktor konversi kualitas berkas foton dari berkas sinar referensi, Q_0 .

Kemudian, dosis serap radiasi pada kedalaman maksimum (D_{max}) dapat dihitung menggunakan persamaan 2.5 dengan $PDD(Z_{ref})$ merupakan dosis serap pada kedalaman tertentu.

$$D_{max} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} / PDD(Z_{ref}) \quad (2.5)$$

M_Q adalah hasil pembacaan dosimeter kamar pengion yang telah dikoreksi secara total. Nilai M_Q diberikan oleh persamaan:

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (2.6)$$

dimana M_1 adalah hasil pembacaan dosimeter pada tegangan V_1 , h_{pl} merupakan faktor koreksi laju elektron di dalam plastik yang dibandingkan dengan laju elektron di dalam air (jika pengukuran dilakukan di *water phantom* maka nilai h_{pl} adalah 1), k_{TP} adalah faktor koreksi suhu dan tekanan udara terhadap kondisi acuan 20°C dan 101.3 *kPa*, besarnya koreksi ini dapat ditentukan dengan persamaan berikut:

$$k_{TP} = \frac{P_0(273.2+T)}{P(273.2+T_0)} \quad (2.7)$$

k_{elec} adalah faktor kalibrasi electrometer jika dikalibrasi terpisah dengan *ionization chamber* (bernilai 1 untuk electrometer yang dikalibrasi bersamaan dengan *ionization chamber*), k_{pol} adalah factor koreksi respon *ionization chamber* terhadap efek pergantian polaritas yang diberikan pada detector. Dalam kondisi yang sama, penggunaan potensial polarisasi dengan polaritas yang berlawanan dalam detector menghasilkan pembacaan yang berbeda dan dapat ditentukan melalui persamaan berikut:

$$k_{pol} = \frac{|M^+| + |M^-|}{2|M|} \quad (2.8)$$

dengan M^+ adalah pembacaan electrometer pada polaritas positif, dan M^- adalah pembacaan electrometer pada polaritas negative, dan M adalah rata-rata nilai pembacaan *ionization chamber* pada kedua polaritas (polaritas negatif atau positif). Jika nilai k_{pol} berbeda lebih dari 0.3% pada foton berenergi 6 MV atau lebih rendah, maka kita harus menentukan nilai k_{pol} yang sebenarnya pada laboratorium kalibrasi (Almond et al., 1999). Nilai ini dapat diminta dari laboratorium kalibrasi atau ditetapkan oleh fisikawan klinis menggunakan sumber ^{60}Co karena laboratorium kalibrasi biasanya melaporkan faktor kalibrasi hanya untuk satu polaritas. Nilai M dapat dihitung dengan menggunakan persamaan berikut:

$$M = \frac{\text{dosimeter reading}}{\text{monitor units}} \quad (2.9)$$

Sementara itu faktor k_s adalah koreksi respon *ionization chamber* terhadap kurang lengkapnya pengumpulan muatan pada ruang *ionization chamber*. Jika ion chamber menunjukkan k_s lebih besar dari 1.05 menunjukkan bahwa ketidakpastian dari koreksi ini termasuk sangat besar sehingga *ionization chamber* dengan efek rekombinasi yang lebih kecil harus digunakan (Almond et al., 1999). Teknik dua tegangan standar untuk menentukan k_s harus digunakan dengan melibatkan pengukuran muatan yang dihasilkan oleh ion chamber pada berkas yang diinginkan saat dua tegangan bias berbeda diterapkan pada detektor. Nilai k_s pada tegangan normal dapat dihitung dengan menggunakan persamaan berikut:

$$k_s = \alpha_0 + \alpha_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + \alpha_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.10)$$

dengan α_0 , α_1 , dan α_2 adalah merupakan nilai yang bergantung pada jenis berkas (*pulsed* atau *pulsed scanned*). Sedangkan M_1 dan M_2 merupakan perbandingan antara pembacaan dosimeter dan monitor unit pada tegangan V_1 dan V_2 . Secara matematis nilai M_1 dan M_2 dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (2.9).

Pengukuran nilai keluaran berkas radiasi foton dari pesawat terapi harus setara dengan 1 cGy untuk setiap 1 MU dengan batas toleransi ± 3 %. Untuk menentukan besar deviasi dari keluaran berkas sinar yang dihasilkan dari Linac, dapat dihitung menggunakan persamaan umum berikut ini :

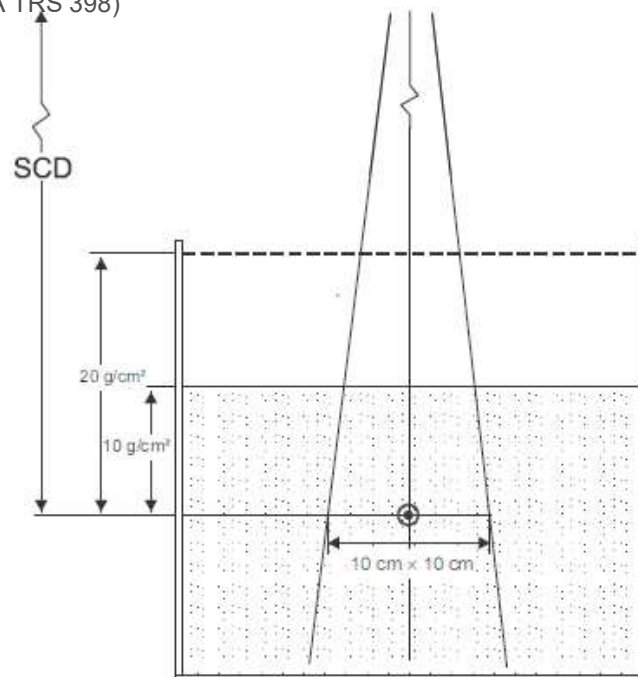
$$\text{Deviasi} = \frac{\left| D_{\text{terukur}} - \frac{1 \text{ cGy}}{\text{MU}} \right|}{1 \text{ cGy/MU}} \times 100\% \quad (2.11)$$

Kondisi referensi yang harus dipenuhi untuk menentukan indeks kualitas berkas diberikan oleh Tabel 2.4.

Tabel 2. 5 Kondisi Referensi Untuk Penentuan Keluaran Berkas Radisi Pada Sinar Foton

Influence quantity	Reference value or reference characteristics
Phantom material	water
Chamber type	cylindrical
Measurement depth z_{ref}	for $TPR_{20,10} < 0.7$, 10 g cm^{-2} (or 5 g cm^{-2}) for $TPR_{20,10} \geq 0.7$, 10 g cm^{-2}
Reference point of chamber	on central axis at centre of cavity volume
Position of reference point of chamber	at the measurement depth z_{ref}
SSD/SCD	100 cm
Field size	10 cm x 10 cm

(Sumber : IAEA TRS 398)



Gambar 2. 2 Set-up Percobaan Penentuan Indeks Kualitas Berkas ($TPR_{20,10}$)

(Sumber : IAEA TRS 398)

Gambar 2.2 merupakan Setup pengukuran PDD dengan kondisi SSD konstan untuk dosimetry referensi berkas sinar foton pada kedalaman detector 10 cm dan 20 cm untuk menentukan indeks kualitas berkas sinar foton.

2.1.4 *Water Phantom*



Gambar 2. 3 *Water Phantom*

(Sumber : ptwdosimetry)

Dalam bidang radioterapi, fantom adalah jenis permodelan objek manusia yang dipakai untuk menilai kualitas gambar radiograf secara nyata karena mampu menyerap dan menghamburkan berkas mendekati sifat jaringan (Vassileva,2002). Material fantom yang dipakai harus mempunyai karakteristik yang mirip suatu material (misalnya jaringan atau udara), minimal dalam tiga parameter yaitu densitas massa, jumlah elektron per gram dan nomor atom efektif. Air merupakan material phantom standar yang digunakan untuk pengukuran dosimetri sinar foton dan electron karena dianggap mampu menggantikan struktur jaringan tubuh manusia (Podgorsak, 2003).

Berdasarkan TRS 398, water phantom direkomendasikan sebagai medium referensi untuk mengukur dosis serap pada sinar foton. Fantom yang digunakan harus memiliki panjang 5 cm lebih besar dari panjang lapangan yang digunakan dan kedalamannya harus paling tidak 10 cm melebihi kedalaman titik pengukuran (Elekta Limited, 2018).

2.1.5 *Ionization Chamber*

Secara umum, *ionization chamber* terdiri dari ruang gas tertutup oleh

dinding konduktif dan memiliki elektroda di bagian tengah untuk mengumpulkan ion. Menurut TRS 398, *ionization chamber* yang disarankan untuk pengukuran absolut dari keluaran berkas foton adalah *ionization chamber farmer*. Dosimeter yang disarankan untuk dosimetri referensi pada foton energi tinggi adalah *cylindrical ionization chambers* tipe Farmer chamber (TM30013) (Baghani, 2021).

2.2 Hasil Penelitian Terdahulu

Berikut ini beberapa rangkuman perkembangan penelitian mengenai analisis keluaran berkas sinar foton pada pesawat teleterapi *Linear Accelerator*.

Tabel 2. 6 Hasil Penelitian Terdahulu

No	Peneliti dan Tahun	Judul Penelitian	Metode Penelitian	Hasil	Perbedaan
1.	Komang Sugiarta (2022)	Analisis Dosis Keluaran Berkas Sinar-X Pesawat LINAC Varian CLINAC CX Berdasarkan Protokol Dosimetri IAEA TRS 398	Analisa dengan menggunakan protokol dosimetri IAEA TRS 398 dengan melakukan pengukuran Absolut	Nilai dosis keluaran : 6 MV : 1,00138 <i>cGy/MU</i> 10 MV : 0,99456 <i>cGy/MU</i> Besarnya deviasi : 6 MV : 0,138 % 10 MV : 0,544 %.	Pada penelitian terdahulu variable bebasnya adalah menggunakan Linac Varian Clinac, sementara penulis menggunakan Linac Elekta
2.	Hendra Setiawan (2016)	Analisis Dosis Keluaran Berkas Foton dan Elektron Energi Tinggi Pesawat Linac Elekta Precise 5991 Berdasarkan Code of Partice IAEA TRS 398	Analisa dengan menggunakan protokol dosimetri IAEA TRS 398 pada pesawat Linac Elekta Precise 5991	Dosis keluaran berkas foton dan berkas elektron : 6 MV : 1.0018 <i>cGy/MU</i> dan 0,18% 10 MV : 1.0030 <i>cGy/MU</i> dan 0.30% 6 MeV : 0.9994 <i>cGy/MU</i> dan 0.06 % 8 MeV : 0.9987 <i>cGy/MU</i> dan 0.13% 10 MeV : 1.0003 <i>cGy/MU</i> dan 0.03% 12 MeV : 1.0010 <i>cGy/MU</i> dan 0.19%, 15 MeV : 0.9987 <i>cGy/MU</i> dan 0.13%.	Pada penelitian terdahulu pedoman acuan standar deviasi kalibrasi menggunakan AAPM, sementara penulis menggunakan pedoman standar deviasi kalibrasi dengan TRS 398

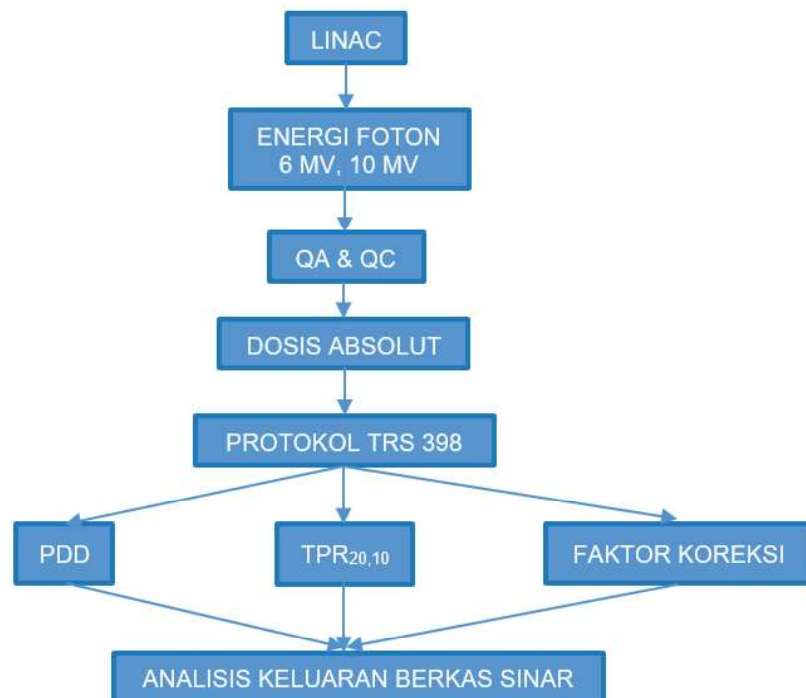
3.	Kinoshita (2017)	<i>Comparison of AAPM Addendum to TG-51, IAEA TRS-398, and JSMP 12: Calibration of photon beams in water</i>	Membandingkan dosis serapan air untuk berkas foton berenergi tinggi menurut protokol yang berbeda seperti AAPM TG-51, Addendum to TG-51, JSMP 12, dan IAEA TRS-398	Ketidakpastian dalam pengukuran diukur dengan memperkirakan ketidakpastian posisi ruang pada kedalaman referensi, dengan faktor cakupan $k = 1$, sekitar 0,4 mm	Pada penelitian terdahulu menjabarkan perbedaan formalism pada AAPM TG 51, JSMP 12, dan IAEA TRS 398, sedangkan penulis menjabarkan pedoman TRS 398 yang lebih sederhana
----	------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(Sumber : diolah oleh peneliti)

Kedua jurnal penelitian tersebut menunjukkan perbedaan dalam variable bebas yang digunakan antara lain jenis pesawat Linac yang digunakan serta berkas sinar yang dihasilkan. Perbedaan ini dalam factor penentuan kualitas berkas radiasi sangatlah berpengaruh terhadap hasil yang akan didapatkan karena setiap alat dari produksi manufaktur yang berbeda akan memiliki karakteristiknya masing-masing.

2.3 Kerangka Berpikir

Kerangka berpikir merupakan gambaran umum yang dibuat oleh peneliti untuk merencanakan proses penelitian. Kerangka berpikir adalah gambaran awal untuk masalah yang sedang dipelajari. Kerangka ini dibentuk berdasarkan studi literatur dari penelitian relevan atau terkait. Penyelesaian atas permasalahan yang telah diidentifikasi ditemukan melalui hubungan dengan teori.



Gambar 2. 4 Kerangka Berpikir Penelitian

(Sumber : diolah oleh peneliti)