

BAB I PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Jumlah kasus kanker di Indonesia meningkat secara signifikan sehingga mendorong pemerintah untuk memperkuat sistem kesehatan di tingkat nasional. Hal ini ditentukan dengan perkembangan radioterapi di Indonesia yang mengalami kemajuan signifikan (Dian Savitri et al., 2022). Radioterapi merupakan salah satu perawatan medis yang dilakukan untuk membunuh sel-sel kanker dengan memanfaatkan radiasi pengion. Pengobatan radioterapi terdiri dari dua jenis antara lain internal dan eksternal. Adapun pesawat yang sering digunakan di rumah sakit adalah *Linear Accelerator* (pesawat radioterapi eksternal) (Winarno, 2021)

Pesawat *Linear Accelerator* pada pembentukan berkas foton dipercepat melalui elektron di dalam tabung sinar-X dengan menggunakan gelombang elektromagnetik frekuensi tinggi (Issue, 2020). Energi foton berasal dari konversi energi fotolistrik elektron berenergi tinggi yang mengalami perlambatan saat menumbuk target *tungsten* melalui proses *bremsstrahlung*. Foton yang dihasilkan memiliki spektrum energi yang kontinu. (Suharmono et al., 2020). Pesawat Linac memiliki beberapa *accessories* meliputi kolimator dan *wedge filter* (dian milvita, 2018)

Kolimator merupakan komponen mekanik pada kepala pesawat Linac yang berfungsi sebagai pembatas fisis untuk mengatur geometri dan ukuran berkas radiasi yang keluar menuju pasien. Pada dimensi luas lapangan radiasi pesawat *Linear Accelerator* dipresisikan melalui sistem kolimasi yang terdiri dari kolimator utama dan sekunder (Kurnianto et al., 2023). Sistem ini berfungsi untuk membatasi serta membentuk berkas foton agar sesuai dengan geometri volume target, sehingga dosis terakumulasi secara presisi pada tumor dan paparan terhadap organ sehat di sekitarnya dapat diminimalisir (Grace Vanya., 2024) .

Selain pengaturan luas lapangan, *wedge filter* juga menjadi salah satu hal penting untuk meningkatkan keseragaman dosis didalam volume target. *Filter* ini dapat digunakan sebagai modifikasi berkas untuk mengubah bentuk kurva isodosis tanpa mengubah karakteristik sinar, sehingga *Wedge filter* menjadi parameter penting uji keluaran pesawat Linac. *Wedge filter* terbagi menjadi dua yaitu *physical wedge* dan *dynamical wedge* (Attalla, n.d., 2020).

Karakteristik keluaran pesawat Linac dapat ditinjau berdasarkan parameter *Percentage depth dose* (PDD) dan *Profile Dose. Percentage depth dose* (PDD) bertujuan untuk melihat distribusi dosis dan dosis maksimum (D_{maks}) yang akan diterima oleh phantom pada sumbu utama. Daerah antara permukaan sampai dengan kedalaman maksimum dikenal sebagai daerah *build-up* (Issue, 2020). Kurva PDD merupakan profil dosis bervariasi terhadap kedalaman, bentuk dan luas lapangan penyinaran, serta jarak permukaan ke sumber radiasi (Haffty dan Wilson, 2009). Adapun *profile dose* merupakan parameter yang menunjukkan kerataan (*flatness*) dan keseragaman (*symmetry*) dan penumbra dosis yang diterima oleh pasien (Suharmono et al., 2020). Batas toleransi pengukuran parameter PDD (*Percentage depth dose*) dan *profile dose* ditentukan oleh *internasional Atomic*

Energy Agency (IAEA) Series No. 398 (TRS-398) sebesar $\pm 2\%$ sehingga dapat dipastikan bahwa dosis radiasi yang diberikan kepada pasien akurat dan aman.

(Zabihzadeh et al., 2019), telah melakukan penelitian mengenai simulasi pemodelan kepala Linac *Siemens PRIMUS* untuk berkas foton energi 6 MV menggunakan kode Monte Carlo *BEAMnrc* dan *DOSXYZnrc*. Penelitian ini bertujuan mengevaluasi karakteristik dosimetri pada kondisi medan terbuka serta medan berbaji fisik dengan sudut 15° dan 45° . Evaluasi dilakukan melalui perbandingan antara hasil simulasi dan data pengukuran yang meliputi parameter *Percentage Depth Dose* (PDD), profil dosis, serta *wedge factor* pada luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan konfigurasi setengah berkas (*half-beam*). Hasil penelitian menunjukkan kesesuaian yang baik antara dosis hasil simulasi dan data pengukuran, yang menandakan tingkat akurasi dan validitas model yang tinggi dan diperoleh fluensi foton total pada medan baji fisik 15° dan 45° masing-masing mengalami penurunan menjadi 71,6% dan 27,7% dibandingkan dengan medan terbuka.

(Alhafiz et al., 2025) telah melakukan penelitian mengenai penggunaan *physical wedge filter* pada energi foton 6 MV dan 10 MV terbukti tidak mengubah karakteristik penetrasi radiasi secara signifikan, sebagaimana ditunjukkan oleh stabilitas kurva PDD dan nilai Z_{max} yang masing-masing berada pada rentang 13,8-14,7 mm serta 23,4-24 mm. Sebaliknya, modifikasi ini memberikan dampak besar pada profil dosis lateral, terutama pada penggunaan sudut 60° yang memicu lonjakan nilai simetris hingga 32,4%, keseragaman hingga 58,3%, dan perluasan penumbra hingga 15,8 mm. Dengan demikian, *physical wedge filter* berfungsi spesifik sebagai pengendali distribusi dosis lateral tanpa memengaruhi kualitas energi atau kemampuan penetrasi berkas radiasi ke dalam medium.

(Kashyap et al., 2023) telah melakukan penelitian terkait membandingkan penggunaan *physical wedge* (PW) dan *Enhanced Dynamic Wedge* (EDW) pada sudut 15° , 30° , 45° , dan 60° menggunakan energi 6 MV serta 15 MV dengan fokus evaluasi pada kedalaman referensi 10 cm. Metode penelitian melibatkan pengukuran profil berkas menggunakan detektor *MatriXX Evolution* dan perhitungan unit monitor serta kurva isodosis melalui sistem perencanaan *Eclipse*. Hasilnya menunjukkan bahwa PW memicu efek pengerasan berkas yang lebih kuat pada bagian tebal baji, sementara (EDW) terbukti lebih efisien dalam penggunaan Monitor Unit (MU) meski keduanya menghasilkan kurva isodosis yang setara untuk distribusi dosis target.

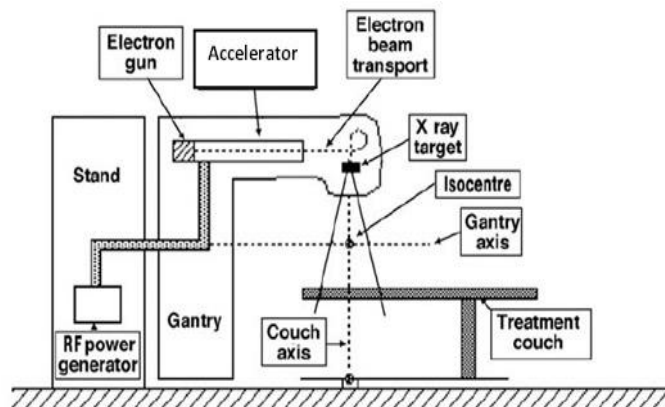
Berdasarkan latar belakang di atas, akan dilakukan penelitian terkait uji karakteristik pesawat Linac 6 MV berdasarkan variasi luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, dan $30 \times 30 \text{ cm}^2$ dan *physical wedge filter* sudut 0° , 15° , 30° , 45° , dan 60° .

1.2 Teori Dasar

1.2.1 Pesawat Linear Accelerator (Linac)

Pesawat *Linear Accelerator* (Linac) adalah perangkat radioterapi yang menggunakan megavoltase dan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan, terutama electron dalam lintasan yang lurus. Energi radiasi yang dihasilkan oleh Linac dapat disesuaikan berdasarkan dua jenis

utama, tergantung pada daerah anatomi dari tumor yang menjadi target. Untuk menangani neoplasma yang berada dekat permukaan kulit, berkas elektron berenergi tinggi dapat dipancarkan langsung. Sebaliknya, untuk mencapai jaringan tumor yang lebih dalam, elektron tersebut dipercepat hingga mengenai target logam, yang kemudian mengubah energi kinetiknya menjadi sinar-X atau berkas foton berenergi tinggi yang memiliki daya tembus yang lebih besar (Nabilla et al., 2020).



Gambar 1. Skema Pesawat *Linear Accelerator* (Linac)

Secara radioterapis, keberhasilan penyinaran pada pesawat Linac sangat bergantung pada kemampuannya dalam mendistribusikan dosis radiasi pengion secara tepat dan merata pada jaringan tumor. Interaksi antara berkas radiasi dengan materi seluler akan memicu proses ionisasi yang secara spesifik merusak dan memutus rantai *Deoxyribose Nucleic Acid* (DNA) sel kanker, sehingga menghentikan proses proliferasi dan mematikan jaringan tumor. Untuk memastikan akurasi paparan radiasi secara klinis, operasional penembakan Linac dikuantifikasi menggunakan parameter berupa Monitor Unit (MU). Kalkulasi jumlah MU ini bersifat spesifik untuk setiap prosedur dan bergantung pada berbagai faktor, termasuk target dosis radiasi, kedalaman tumor, laju dosis referensi (kalibrator), pengaturan ukuran kolimator, serta luas area radiasi yang difokuskan (Suharmono et al., 2020).

1.2.2 Percentage Depth Dose

Percentage depth dose (PDD) merupakan suatu rasio antara jumlah dosis yang diserap pada kedalaman tertentu dibandingkan dengan dosis yang diserap pada kedalaman standar sepanjang sumbu berkas radiasi. Secara umum, distribusi dosis di titik sumbu utama phantom dinyatakan dalam bentuk normalisasi dengan menetapkan dosis maksimum (D_{max}) dalam persentase 100% pada kedalaman yang menjadi referensi. Konfigurasi untuk pendefinisian persentase dosis kedalaman ditunjukkan pada (gambar 6). Dengan Hasil ini, nilai PDD mencerminkan tingkat dosis yang dinyatakan dalam bentuk persentase dari dosis serap pada kedalaman tertentu terhadap dosis acuan yang diterima pada kedalaman d dibandingkan dengan dosis pada kedalaman standar d_0 . Adapun rumus *Percentage Depth Dose* (PDD) (Khan, 2003)

$$PDD = \frac{D_d}{D_{max}} \times 100\% \quad (1)$$

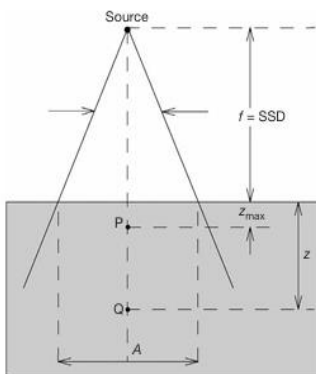
Keterangan:

PDD: Persentase dosis pada kedalaman

(D_d) = Dosis radiasi yang terukur pada kedalaman d

D_{max} = Dosis maksimum yang terukur pada kedalaman tertentu.

Pada radiasi orthovoltage (≤ 400 kVp) dan sinar-x berenergi rendah, kedalaman acuan ditetapkan pada permukaan ($d = 0$). Sedangkan untuk energi yang lebih tinggi, titik acuan ditentukan pada kedalaman di mana dosis serap maksimum tercapai ($d_0 = D_{max}$)(Khan, 2003).



Gambar 2. Geometry untuk PDD, titik Q me (Podgorsak, 2005)

Pada gambar. 1 di mana, untuk A , f dan $h\nu$ konstan, PDD mengalami peningkatan dari permukaan sampai kedalaman Z_{maks} dan setelahnya mengalami penurunan dengan peningkatan kedalaman z . Kedalaman pada dosis maksimum (Z_{maks}) dan dosis pada permukaan atau kulit tergantung pada energi radiasi. Semakin tinggi energi maka Z_{maks} juga meningkat sedangkan dosis pada permukaan akan mengalami penurunan.

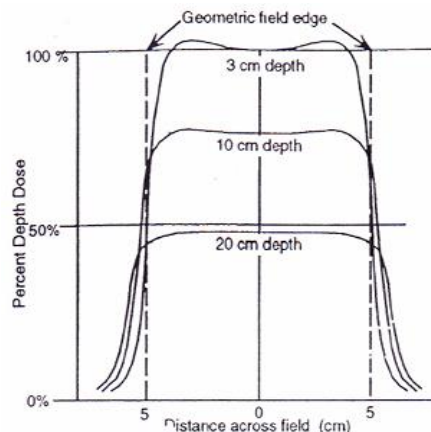
- Untuk z , f , dan $h\nu$ konstan, PDD meningkat dengan meningkatnya ukuran lapangan, hal ini disebabkan oleh peningkatan kontribusi radiasi hambur pada sumbu utama.
- Untuk z , A , dan $h\nu$ konstan, PDD akan meningkat dengan meningkatnya f , hal ini disebabkan oleh penurunan efek z pada *invers square law* untuk radiasi primer.
- Untuk z , A , dan f konstan, PDD setelah Z_{maks} meningkat dengan kenaikan energi berkas karena penurunan *atenuasi* berkas..

1.2.3 Profile Dose

Profile Dose merupakan gambaran karakteristik berkas radiasi yang dalam proses perencanaan terapi radiasi. Secara umum, *profile dose* disajikan dalam bentuk kurva yang menunjukkan distribusi muka berkas pada sumbu lateral yang tegak lurus terhadap arah datangnya radiasi. Pada kurva ini memberikan informasi mengenai sebaran dosis relatif dalam suatu lapangan radiasi, dengan pengukuran standar dilakukan pada titik dosis maksimum (D_{max}) maupun pada kedalaman 10 cm untuk verifikasi sesuai dengan spesifikasi alat. Untuk memperoleh gambaran yang

lebih detail dan akurat, evaluasi *profile dose* biasanya dilakukan pada berbagai kedalaman dalam *water phantom*, sehingga dapat memberikan representasi yang lebih komprehensif mengenai distribusi dosis di dalam jaringan.

Profil berkas radiasi juga menunjukkan variasi berbeda-beda sesuai pada kedalamannya. Dari kesesuaian kurva isodosis, variasi dosis dalam suatu area pada kedalaman tertentu dapat ditentukan (Ihya & Anam, 2013).



Gambar 3. *Profile dose* pada daerah d_{max} (Podgorsak, 2005).

1.2.4 Flatness

Profile dose diartikan sebagai kurva yang menggambarkan distribusi intensitas berkas radiasi pada arah lateral yang tegak lurus menuju jalur masuknya sinar. *Profile dose* berkas sinar-X terdiri dari dua wilayah utama, yaitu umbra dan penumbra. Daerah umbra adalah bagian dari berkas yang tidak terpengaruh oleh kolimator, sementara daerah penumbra adalah bagian tepi berkas yang dipengaruhi oleh batas radiasi lapangan yang dibentuk oleh kolimator. Perbatasan antara umbra dan penumbra tidak ditandai dengan jelas, tetapi biasanya terletak pada jarak 1 hingga 1,5 cm dari tepi area radiasi. Kerataan berkas F (*flatness*) kemudian ditentukan dengan mengidentifikasi nilai dosis maksimum (D_{max}) dan dosis minimum (D_{min}) pada area sentral yang merupakan 80% dari lebar berkas (Collins et al., 2021). Nilai kerataan berkas itu kemudian dihitung dengan menggunakan rumus yang telah ditentukan sesuai dengan standar dosimetri:

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100\% \quad (2)$$

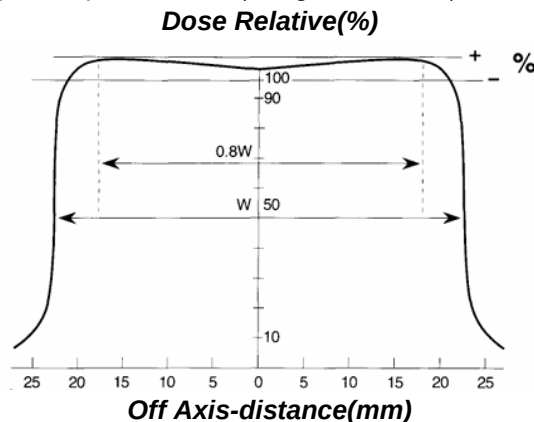
Keterangan:

D_{maks} : Dosis radiasi maksimum pada daerah 80%

D_{min} : Dosis radiasi minimum pada daerah 80%

Umumnya, spesifikasi kerataan (*flatness*) pada pesawat linac dilakukan dengan pengukuran dalam medium air pada kedalaman 10 cm, SSD 100 cm, dan menggunakan ukuran lapangan maksimum (biasanya $40 \times 40 \text{ cm}^2$). Nilai kerataan dinyatakan memenuhi syarat jika berada di bawah ($\pm 3\%$). Pemilihan kedalaman 10 cm sebagai titik evaluasi dilakukan karena pada posisi D_{max} sering terjadi *over-*

flattening, di mana distribusi dosis tampak terlalu rata dan tidak mencerminkan kerataan sebenarnya dari profil berkas (Podgorsak, 2005).



Gambar 4. Kerataan Flatness pada Profile dose (Khan dan Gibbons 2014)

1.2.5 Symmetry

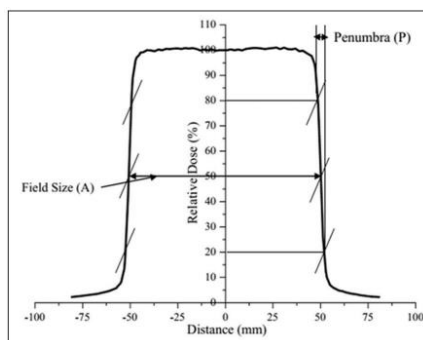
Symmetry berkas (S) ditentukan pada kedalaman Z_{max} karena titik ini mempresentasikan parameter uniformitas berkas radiasi. Nilai S ditentukan dengan membandingkan dua titik yang berjarak sama dari pusat berkas, di mana perbedaan dosisnya tidak boleh melebihi dari 2%. Dengan cara lain, digunakan untuk menghitung luas profil berkas pada sisi kanan dan kiri terhadap 100% sumbu utama hingga mencapai 50% dari intensitas pada titik pusat, kemudian persamaan nilai simetri (S) :

$$S = \frac{Batas_{kiri} - Batas_{kanan}}{Batas_{kiri} + Batas_{kanan}} \times 100\% \quad (3)$$

Pada nilai simetris dapat dihitung dengan program komputer yang tersedia pada dosimeter relatif (Podgorsak, 2005).

1.2.6 Penumbra

Penumbra adalah salah satu parameter yang digunakan untuk menilai keseragaman *profile dose* radiasi, yang menggambarkan area transisi di tepi bidang irradiasi, di mana dosis berkurang dari sekitar 80% menjadi 20% dari dosis maksimum di sumbu pusat.

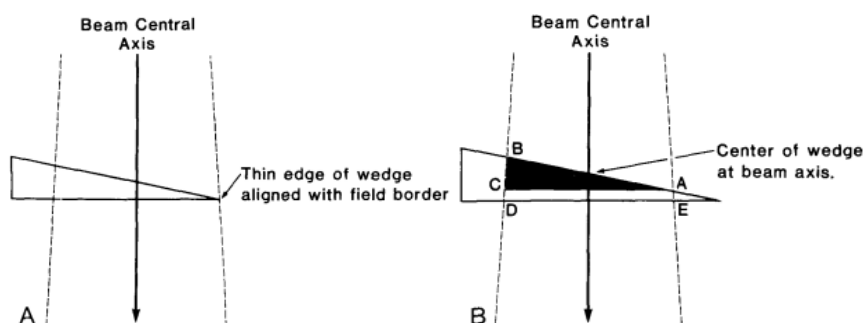


Gambar 5. Penumbra pada *profile dose* (Article, 2019)

1.2.7 Wedge Filter

Wedge filter adalah alat berbentuk bidang miring yang berfungsi dalam radioterapi untuk meningkatkan mutu berkas serta meratakan distribusi dosis radiasi yang tidak seragam (Podgorsak, 2005). Secara umum, ada dua tipe *wedge filter* yang umum digunakan dalam dunia radioterapi.

- Physical wedge*, dibuat dari bahan logam seperti timah, kuningan, atau baja. Saat diletakkan di jalur berkas radiasi, *physical wedge* menyebabkan penurunan intensitas dosis secara bertahap di seluruh area sinar dan menghasilkan kemiringan pada kurva isodosis.
- Dynamic wedge*, yang langsung diintegrasikan dengan sistem Linac dan menciptakan efek *wedge* melalui pergerakan blok kolimator selama penyinaran, sehingga kemiringan kurva isodosis dapat terbentuk tanpa memerlukan filter fisik.



Gambar 6. Skema *Wedge Filter*

Sudut *wedge* digunakan sebagai kemiringan kurva isodosis radiasi terhadap sumbu pusat berkas pada kedalaman tertentu dalam air, yang biasanya ditetapkan pada kedalaman 10 cm dalam kondisi berkas standar. *Physical wedge* umumnya tersedia dalam sudut variasi 15°, 30°, 45°, dan 60°, sedangkan *dynamic wedge* menawarkan pengaturan sudut yang lebih fleksibel, mulai dari 0° hingga 60°.

Wedge factor (WF) diartikan sebagai rasio dosis radiasi pada kedalaman Z_{maks} dalam *water phantom* pada sumbu pusat dalam kondisi tertentu. Penggunaan *physical wedge* dapat mengubah kualitas berkas sinar-X dengan menurunkan intensitas energi yang melewatinya, sehingga berpengaruh langsung terhadap nilai *Percentage Depth Dose* (PDD) (Podgorsak, 2005).

1.3 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini yaitu:

1. Menganalisis pengaruh *physical wedge filter* terhadap keluaran pesawat Linac 6 MV.
2. Menganalisis pengaruh variasi luas lapangan penyinaran terhadap keluaran pesawat linac 6 MV.
3. Mengevaluasi keluaran radiasi pesawat Linac 6 MV berdasarkan lapangan referensi 10x10 cm² sesuai dengan standar TRS-398.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah memberikan gambaran pengaruh variasi sudut *physical wedge filter* dan luas lapangan penyinaran terhadap *Percentage Depth Dose* dan *profile dose* pada pesawat Linac, serta menjadi acuan dalam evaluasi *Quality Assurance* (QA) untuk memastikan distribusi dosis yang diterima akurat dan aman dalam radioterapi klinis.

BAB II METODE PENELITIAN

2.1 Tempat dan Waktu

Penelitian dilaksanakan pada bulan Desember 2025 di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Pendidikan Universitas Hasanuddin Makassar, Sulawesi Selatan.

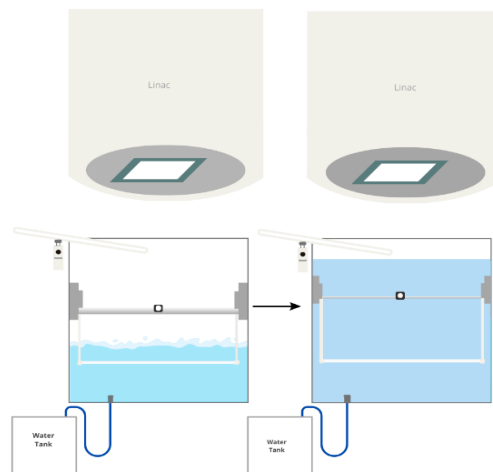
2.2 Bahan dan Alat

1. Pesawat teleterapi *Linear Accelerator* (Linac) TrueBeam
2. Blue Phantom
3. Water Tank
4. Detektor ion chamber CC13
5. Aquades
6. Physical wedge filter
7. Computer Control Unit (CCU)
8. Kabel LAN
9. Kabel Penghubung
10. *Software* OmiPro-Accept 7

2.3 Metode Penelitian

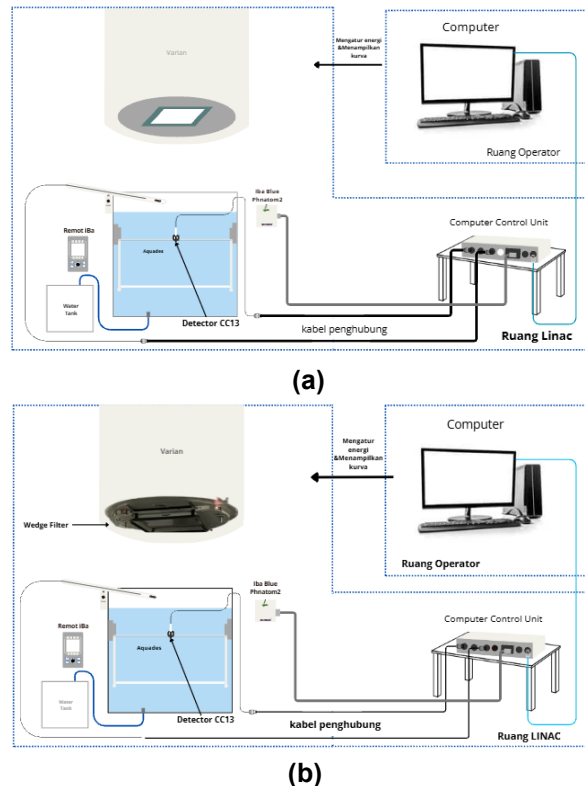
2.3.1 Pengukuran PDD Tanpa *wedge* dan menggunakan *Physical Wedge Filter*

Prosedur pengisian dilakukan dengan mengisi aquades dari tangki ke dalam water phantom menggunakan sistem pompa otomatis (*water tank*) melalui saluran selang yang terhubung. Pengisian air ke dalam *phantom* dilakukan secara perlahan hingga mencapai level referensi guna meminimalisir turbulensi, memastikan stabilitas permukaan, serta mencegah terperangkapnya gelembung udara yang dapat memengaruhi akurasi pengukuran dosis.



Gambar 7. Pengisian *phantom* dengan aquades

Setelah pengisian aquades pada *phantom* selesai, Pengukuran *Percentage Depth Dose* (PDD) tanpa *wedge* dan menggunakan *physical wedge filter*.



Gambar 8. Kalibrasi Detektor CC113, kabel LAN, konektor CCU, dan CCU

(a) PDD tanpa *Wedge* (b) PDD dengan *wedge filter*

Tahap awal dimulai dengan menghubungkan sistem deteksi, yaitu menyambungkan detektor CC13 ke control computer unit (CCU) menggunakan kabel penghubung, serta menghubungkan CCU ke komputer di ruang operator melalui kabel LAN. Berkas foton yang digunakan energi 6 MV dengan rentang kedalaman pengukuran (scan depth) diatur dari 0 hingga 20 cm.

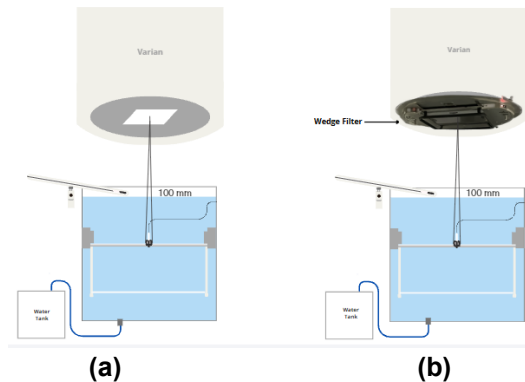
Pengukuran *Percentage Depth Dose* (PDD) dilakukan dengan menempatkan detektor pada water phantom dengan variasi ukuran lapangan 10x10 cm², 20x20 cm², dan 30x30 cm². Pengumpulan data dilakukan dalam tanpa *wedge* dan menggunakan *physical wedge* dengan sudut variasi 15°, 30°, 45°, dan 60°. Proses pengukuran dimulai (*beam on*) hingga kurva PDD terbentuk, kemudian prosedur diulang dengan memasang *wedge* pada *gantry*.

Detektor bergerak secara otomatis pada sumbu vertikal untuk mencatat perubahan dosis sesuai dengan kedalaman, guna mengevaluasi pengaruh ukuran lapangan dan sudut filter terhadap karakteristik berkas radiasi.

Titik nol ditentukan dengan menempatkan detektor tepat pada permukaan air menggunakan laser eksternal untuk memastikan ketepatan posisi pengukuran. Selama proses pemindaian, kondisi air dalam phantom dijaga agar tetap tenang dan volumenya tidak berubah untuk mencegah pergeseran nilai kedalaman akibat gelombang atau penguapan. Seluruh serangkaian pengukuran dilakukan dalam satu

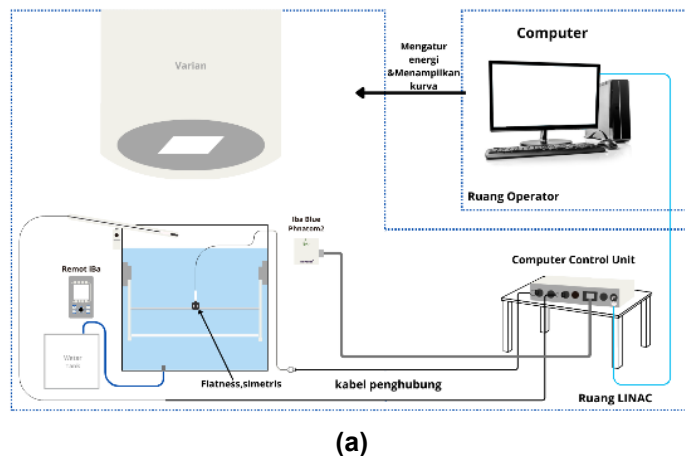
sesi kontinu untuk menjaga konsistensi hasil dari *Linac Accelator* dan stabilitas respons elektronik sistem deteksi.

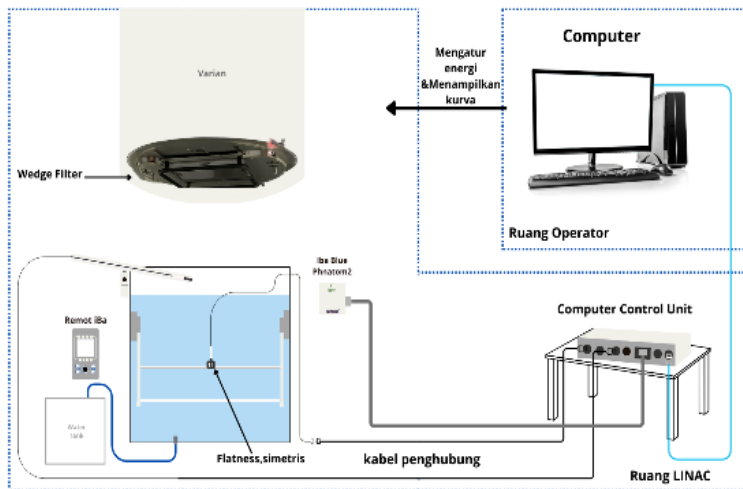
2.3.2 Pengukuran *Profile Dose* Tanpa *Wedge* dan Menggunakan *Physical Wedge Filter*



Gambar 9. Setup kedalaman dan luas lapangan *profile dose* (a) tanpa *wedge* (b) dengan *wedge filter*

Proses pengukuran *profile dose* dilakukan dengan menggunakan water phantom yang ditempatkan di bawah gantry dari Linear Accelerator (Linac) Varian dan diatur pada jarak *Source to Surface Distance* (SSD) sebesar 100 cm. Detektor *ionisasi chamber* CC13 diletakkan pada kedalaman referensi tetap, seperti kedalaman dosis maksimum (d_{max}) atau kedalaman 10 cm, untuk memulai pemindaian lateral pada sumbu-X dan sumbu-Y. Pengukuran pertama dilakukan dalam kondisi lapangan tanpa *wedge* untuk memperoleh *profile dose* awal sebagai referensi. Detektor bergerak secara otomatis melewati garis tengah radiasi untuk mencatat distribusi intensitas dosis dalam variasi luas lapangan 10 x 10 cm², 20 x 20 cm², dan 30 x 30 cm². Setelah itu, prosedur diulang dengan menambahkan *filter wedge* pada kepala *gantry* Linac sesuai dengan variasi sudut yang telah ditentukan, yaitu 15°, 30°, 45°, dan 60°. Penggunaan *wedge* ini akan menyebabkan kemiringan pada kurva *profile dose* sebagai akibat dari atenuasi material dengan ketebalan berbeda di sepanjang lapangan radiasi.





(b)

Gambar 10. *Profile dose* (a) tanpa *wedge* (sudut 0°) (b) dengan *wedge filter*

Seluruh rangkaian pengukuran *profile dose*, dimulai dari penentuan *flatness*, *symmetry*, hingga lebar penumbra, dilakukan secara terpadu untuk memvalidasi kualitas berkas Linac varian dalam berbagai kondisi klinis. Setelah data profil di lapangan tanpa *wedge* dan sudut *wedge* (15° , 30° , 45° , dan 60°) diperoleh, dilakukan perbandingan untuk menilai sejauh mana filter tersebut mempengaruhi homogenitas dan kemiringan dosis pada area dengan ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, dan $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Penumbra yang diukur dianalisis untuk memastikan bahwa penurunan dosis di tepi area tetap dalam batas aman yang ditoleransi, guna menghindari paparan radiasi berlebih pada jaringan sehat di sekitar volume target.

Data dosimetri yang diperoleh menggunakan perangkat lunak OmniPro-Accept 7 kemudian diekstraksi untuk keperluan analisis statistik dan konstruksi kurva perbandingan.

2.4 Pengolahan Data

2.4.1 Percentage Depth Dose (PDD)

Pengolahan data *Percentage Depth Dose* (PDD) pada berkas foton energi 6 MV, baik dengan tanpa *wedge* dan penggunaan *physical wedge*, dilakukan untuk menentukan nilai D_{maks} pada setiap sudut *wedge* yang digunakan. Hasil pengukuran PDD ditampilkan melalui perangkat lunak MyQA, selanjutnya data tersebut diolah lebih lanjut menggunakan *Microsoft Excel* menampilkan kurva untuk keperluan uji karakteristik.

2.4.2 Profile dose

Pengolahan data *profile dose* pada energi berkas foton 6 MV tanpa *wedge* dan menggunakan *physical wedge*, dilakukan untuk menentukan *flatness*, *symmetry*, dan penumbra pada variasi luas lapangan dan masing-masing sudut *wedge*. Hasil pengukuran *profile dose* ditampilkan dengan software MyQA Omni-Pro Accept 7 dan kemudian diolah menggunakan *Microsoft Excel*.

2.4.3 Wedge Factor

Penentuan nilai *Wedge Factor* (WF) dilakukan melalui metode komparasi luaran radiasi (radiation output) pada sumbu pusat berkas (*central axis*). Prosedur akuisisi data melibatkan pengukuran laju dosis serap pada kedalaman referensi (d_{ref}), baik pada kondisi berkas termodifikasi oleh tanpa *wedge* maupun pada *physical wedge filter* dengan parameter geometri penyinaran yang identik. Secara kuantitatif, WF didefinisikan sebagai rasio antara dosis terukur dengan *wedge* (D_w) terhadap dosis tanpa *wedge* (D_0), yang merepresentasikan besaran transmisi berkas akibat atenuasi oleh material *wedge* pada sumbu pusat.

2.4.4 Keluaran Radiasi Pesawat Linac 6 MV berdasarkan (TRS-398) *Percentage Depth Dose* (PDD)

1. Perhitungan 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:

a) Faktor Suhu dan Tekanan (K_{TP})

K_{TP} adalah faktor koreksi suhu dan tekanan udara terhadap keadaan referensi 20°C dan 101,325 kPa, hal tersebut dapat dihitung dengan persamaan (Vadila & Milvita, 2018):

$$K_{TP} = \left(\frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} \right) \frac{P_0}{P} \quad (4)$$

Keterangan:

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

P : Tekanan udara saat pengukuran berlangsung (kPa)

T_0 : Temperatur referensi yang dicantumkan dalam sertifikat kalibrasi *chamber* (°C)

P_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. Hal ini menunjukkan bahwa *ion chamber* dikalibrasi bersamaan dengan electrometer.

c) 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 (Issue, 2020):

$$K_{pol} = \frac{[M_+] + [M_-]}{2M} \quad (5)$$

Keterangan:

M_+ : Muatan pada polaritas positif (nC/MU)

M_- : Muatan pada polaritas negatif (nC/MU)

M : Muatan pada polaritas yang rutin digunakan (nC/MU)

d) Faktor Koreksi Rekomendasi 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 (Milvita., 2018):

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (6)$$

Keterangan

M_1 : Muatan pada tegangan V_1 (nC/MU)

M_2 : Muatan pada tegangan V_2 (nC/MU)

a_0, a_1, a_2 : Koefisien kuadrat yang digunakan dengan MU adalah 4.0 dengan nilai $a_0:1.022$, $a_1:-0.341$, $a_2:0.341$ (Lampiran 10 Tabel Koefisien Kuadrat Berdasarkan TRS-398 untuk nilai k_s)

2. Pembacaan Keluaran Detektor *ionizataion chamber* (M_Q)

M_Q adalah pembacaan dosimeter kamar pengion yang telah dikoreksi secara total (Suharni., 2013)

$$M_Q = M_1 K_{TP} K_{elec} K_{pol} K_s h_{pl} \quad (7)$$

Keterangan

M_1 : Muatan pada tegangan V_1 (nC/MU)

K_{TP} : Faktor koreksi suhu dan tekanan

K_{elec} : Faktor koreksi electrometer bernilai 1

K_{pol} : Faktor koreksi efek polaritas

K_s : Faktor koreksi Rekombinasi ion

3. 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 *water phantom*, yang diukur dengan kondisi SSD konstan 100 cm dan pada lapangan (10×10) cm^2 dengan jarak ruang sumber (SSD) 100 cm dengan ukuran lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Perhitungan nilai $TPR_{20,10}$ dapat dilihat pada (Lampiran 6 berdasarkan TRS-398) ditentukan dengan persamaan (Puspitasari, 2020):

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (8)$$

4. Penentuan Hasil Keluaran Detektor *ionization Chamber* dengan Faktor Koreksi

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 (Vadila & Milvita, 2018):

$$M_Q = k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (9)$$

Keterangan:

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 kelec 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.

5. Dosis Serap Pada Kedalaman Referensi $D_{W,Q}(Z_{ref})$

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 (Nabilla & Milvita, 2020):

$$D_{W,Q}(Z_{ref}) = M_Q N_{D,W,Q,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (10)$$

Keterangan

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

M_Q : Pembacaan dosimeter terkoreksi (nC/MU)

N_{D,W,Q,Q_0} : Koefisien kalibrasi detektor dalam dosis serap air pada kualitas referensi Q_0 . Pada ion chamber plane parallel adalah $8,663 \times 10^7$ Gy/C.

K_{Q,Q_0} : Faktor koreksi berkas elektron yang digunakan sebagai kalibrasi detektor.

6. Dosis Serap Pada Kedalaman Maksimum $D_{W,Q}(Z_{max})$

Penentuan dosis serap pada kedalaman maksimum dapat dihitung menggunakan persamaan (Mather & Mansi, 2008)

$$D_{W,Q}(Z_{max}) = \frac{D_{W,Q}(z_{ref})}{PDD(z_{ref})} \times 100\% \quad (11)$$

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} (%)

7. Presentase Nilai Deviasi

Penentuan nilai deviasi dilakukan untuk mengetahui nilai penyimpangan dalam pengukuran sebesar $\pm 2\%$. Percentase nilai deviasi dihitung menggunakan persamaan (Puspitasari, 2020).

$$\text{Deviasi} = \frac{D_{W,Q}(Z_{max}) - 1 \text{ cGy/MU}}{1 \text{ cGy/MU}} \times 100\% \quad (12)$$

2.5 Bagan Alir Penelitian

