

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang

Kanker merupakan sel abnormal yang pertumbuhannya tidak terkendali dan bisa menyebar pada tubuh penderita (Ambarsari et al., 2024), serta bisa menjadi ancaman signifikan bagi kesehatan manusia (Kui et al, 2024). Kanker memiliki resiko kematian yang cukup tinggi yang disebabkan pola makan yang tidak baik dan akibat terpapar radiasi yang melampaui dosis ambang maupun karena penyakit keturunan, sehingga pertumbuhan sel abnormal tidak terkendali di dalam tubuh (Sinaga et al., 2025). Berdasarkan data dari *Global Burden Cancer* (GLOBOCAN) pada tahun 2020, kanker otak di Indonesia menempati urutan ke-15 dengan 5.964 kasus baru atau sekitar 1,5% dari semua jenis kanker, serta jumlah kematian tertinggi pada urutan ke-12 dengan 5.298 kasus. Kanker otak merupakan salah satu penyakit onkologis dengan tingkat morbiditas dan mortalitas yang tinggi. Pengobatan kanker otak memiliki tantangan yang signifikan karena kompleksitas anatomi otak dan keragaman jenis kanker yang dapat muncul (Saputri et al., 2025). Penanganan kanker otak biasanya dilakukan dengan pengangkatan sel kanker dan kemoterapi, namun pengobatan tersebut kemungkinan dapat memicu kanker tumbuh kembali, oleh karena itu dianjurkan kepada pasien kanker melakukan terapi radiasi untuk membunuh sel kanker (Jaiswal, S., & Jaiswal, A., 2024).

Radioterapi merupakan salah satu dari tiga modalitas pengobatan yang paling sering digunakan di klinik sebagai perawatan adjuvan maupun paliatif untuk menangani kanker dan telah terbukti memberikan manfaat bagi pasien (Merrick et al., 2021) . Perawatan adjuvan bertujuan untuk mengurangi kekambuhan lokal, sedangkan perawatan paliatif digunakan untuk mengendalikan gejala pada kasus kanker stadium lanjut lokal (Armugam et al., 2022). Radioterapi berperan penting dalam mengendalikan pertumbuhan kanker dan meningkatkan harapan hidup pasien. Sebagai salah satu modalitas utama dalam penanganan kanker, sinar radioterapi digunakan untuk merusak sel-sel kanker dengan tujuan mencapai kontrol local maupun kuratif (Irsal et al, 2024). Keberhasilan terapi radiasi sangat ditentukan oleh kualitas perencanaan, yang bertujuan memberikan dosis radiasi yang efektif pada volume target (*Planning Target Volume/PTV*) sambil meminimalkan dosis ke jaringan sehat atau *organ-at-risk* (OAR) di sekitarnya (Liu et al, 2024). Pemberian dosis radiasi pada PTV diatur dalam regulasi ICRU Report 62 sebesar (95–107)%, yang berarti bahwa PTV harus menerima setidaknya 95% dari dosis dengan dosis maksimum sebesar 107% (Astari et al, 2024). Dalam praktik klinis, pencapaian distribusi dosis yang optimal sering kali menghadapi kendala berupa ketidakaturan bentuk anatomi pasien, ketebalan jaringan, dan kontur permukaan tubuh yang bervariasi.

Proses perencanaan radioterapi diawali dengan tahap simulasi dan akuisisi citra, yang umumnya menggunakan computed tomography (CT) sebagai modalitas utama. Data CT ini menyediakan informasi densitas elektron dan anatomi tiga dimensi pasien yang diperlukan untuk perhitungan dosis. Dalam praktik modern, CT sering dikombinasikan dengan MRI atau PET untuk meningkatkan akurasi visualisasi tumor dan jaringan sekitarnya, terutama pada kasus tumor dengan batas yang tidak jelas pada CT (Jeff et al, 2024). Data pencitraan ini menjadi dasar bagi seluruh proses perencanaan dan optimasi distribusi dosis. Setelah data pencitraan diperoleh, dilakukan proses delineasi atau konturisasi struktur anatomi yang meliputi volume target dan organ berisiko. Volume target diklasifikasikan sesuai pedoman International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), yaitu Gross Tumor Volume (GTV), Clinical Target Volume (CTV), dan Planning Target Volume (PTV). GTV merepresentasikan massa tumor yang tampak secara klinis atau radiologis, CTV mencakup area yang berpotensi mengandung penyebaran mikroskopis, sedangkan PTV menambahkan margin untuk mengakomodasi ketidakpastian setup pasien dan pergerakan organ (ICRU Report 50 & 62). Pada saat yang sama, OAR juga harus dikontur untuk memastikan batas toleransi dosisnya tidak terlampaui. Tahap berikutnya adalah penentuan preskripsi dosis dan perhitungan distribusi dosis menggunakan *Treatment Planning System* (TPS). Dalam sistem ini, fisikawan medis atau dosimetrist menentukan energi berkas, arah medan radiasi, serta parameter lainnya yang memengaruhi bagaimana radiasi diserap oleh jaringan. Algoritma perhitungan dosis pada TPS memodelkan interaksi radiasi dengan jaringan tubuh berdasarkan sifat fisika dan densitas jaringan yang diperoleh dari data CT, sehingga memungkinkan visualisasi distribusi dosis tiga dimensi di dalam tubuh pasien (Bentzen et al, 2010).

Dalam praktik klinis, meskipun teknik lanjutan seperti IMRT dan VMAT mampu menghasilkan distribusi dosis yang sangat konformal, teknik perencanaan berbasis medan statik (*forward planning*) tetap memegang peranan penting, khususnya pada kasus-kasus dengan geometri target yang relatif sederhana dan kebutuhan sumber daya yang efisien. Pada konteks ini, modifikasi bentuk dan intensitas berkas radiasi dilakukan secara langsung oleh perencana melalui pemilihan sudut gantry, ukuran lapangan, serta penggunaan perangkat pembentuk berkas. Dua pendekatan yang paling luas digunakan untuk mencapai homogenitas dosis dan kompensasi gradien ketebalan jaringan adalah teknik *wedge* dan *field-in-field* (FIF). Teknik *wedge* bekerja dengan memasukkan filter berbentuk baji ke dalam berkas radiasi untuk menghasilkan gradien dosis yang terkontrol, sehingga mampu mengkompensasi perbedaan ketebalan jaringan dan kemiringan permukaan target, misalnya pada penyinaran payudara atau dinding dada. Dengan cara ini, daerah yang lebih tebal menerima intensitas lebih tinggi dibandingkan daerah yang lebih tipis, sehingga distribusi dosis di dalam target menjadi lebih merata (Kry, S. F., et al., 2021). Namun, penggunaan *wedge* konvensional sering kali meningkatkan hamburan dan dosis pada jaringan sehat karena adanya material tambahan di lintasan berkas (Joya, M., et al., 2023). Sebagai perkembangan dari

pendekatan tersebut, teknik *field-in-field* (FIF) diperkenalkan untuk mencapai tujuan homogenisasi dosis yang sama tanpa menggunakan filter fisik. FIF memanfaatkan sub-field dengan pengaturan multileaf collimator (MLC) untuk “memotong” area dengan dosis berlebih (hot spots) dan menyeimbangkan distribusi dosis di dalam PTV. Dengan membagi satu medan utama menjadi beberapa sub-medan berintensitas berbeda, FIF mampu menghasilkan profil dosis yang lebih seragam, mengurangi dosis maksimum lokal, serta menurunkan paparan ke OAR dibandingkan teknik wedge konvensional (Takabi, S.F., et al., 2023). Dengan demikian, dalam kerangka forward planning, wedge dan FIF merepresentasikan dua filosofi pengendalian intensitas berkas yang berbeda, wedge melalui modifikasi fisik berkas, dan FIF melalui modulasi geometrik menggunakan MLC yang keduanya bertujuan untuk meningkatkan homogenitas dan kualitas rencana radioterapi. Pemilihan antara kedua teknik tersebut menjadi aspek penting dalam optimasi rencana, khususnya pada terapi payudara, toraks, dan lokasi lain yang menuntut keseimbangan antara cakupan target dan perlindungan jaringan sehat. Pada pendekatan ini, dokter dan fisikawan menentukan tujuan dosis (misalnya cakupan minimal PTV dan batas maksimum dosis OAR), kemudian algoritma optimasi komputer secara iteratif menyesuaikan intensitas berkas untuk mencapai tujuan tersebut.

Kualitas suatu rencana radioterapi kemudian dievaluasi menggunakan berbagai parameter dosimetrik, terutama *Dose Volume Histogram* (DVH), *conformity index* (CI), dan *homogeneity index* (HI). DVH menggambarkan hubungan antara dosis dan volume jaringan yang menerima dosis tersebut, sehingga memungkinkan penilaian apakah PTV telah tercakup secara memadai dan apakah OAR masih berada dalam batas toleransi. CI digunakan untuk menilai seberapa baik bentuk distribusi dosis mengikuti bentuk target, sedangkan HI menggambarkan keseragaman dosis di dalam PTV (Samir et al,2024). Parameter-parameter ini menjadi dasar keputusan apakah suatu rencana layak untuk diberikan kepada pasien atau perlu dioptimasi ulang. Sebelum rencana radioterapi diimplementasikan secara klinis, dilakukan proses verifikasi dan *quality assurance* (QA) untuk memastikan bahwa rencana yang dihitung oleh TPS dapat direalisasikan secara akurat oleh mesin terapi. QA mencakup pengukuran dosis menggunakan fantom dan detektor khusus untuk membandingkan dosis yang direncanakan dengan dosis yang benar-benar dihasilkan oleh LINAC. Proses ini sangat penting untuk menjamin keselamatan pasien dan keandalan terapi. Dengan demikian, perencanaan radioterapi tidak hanya merupakan proses komputasional, tetapi juga suatu rangkaian prosedur klinis dan fisika medis yang terintegrasi untuk menjamin efektivitas dan keamanan terapi radiasi.

Studi terkini menunjukkan bahwa teknik FIF secara signifikan mengurangi area *hotspot* dan *coldspot* dalam bidang iradiasi, memberikan keunggulan dalam efisiensi waktu perawatan dan kenyamanan pasien (Mayo, C. S., et al., 2020), serta memberikan keunggulan dalam homogenitas dosis dan perlindungan terhadap

OAR dibandingkan dengan teknik konvensional (Alaa Eldin, A., & Ibrahim, M., 2023). Di sisi lain, teknik wedge masih banyak digunakan karena sifatnya yang sederhana dan efisien dalam waktu perencanaan. Namun, wedge cenderung menghasilkan distribusi dosis yang kurang merata, serta berpotensi meningkatkan paparan pada jaringan sehat jika tidak direncanakan dengan cermat (Kim, J. H., & Lee, Y. S., 2022). Beberapa penelitian telah membandingkan kedua teknik ini namun fokus pada jenis kanker lain seperti kanker payudara, yang menunjukkan bahwa teknik FIF dapat mengurangi dosis pada OAR dan meningkatkan homogenitas dosis dibandingkan dengan teknik wedge (Waheed et al., 2021), tetapi masih terbatas yang secara khusus mengevaluasi penerapannya pada kasus kanker otak, di mana struktur OAR yang kritis berada sangat dekat dengan volume target (Sihono, A. A., et al., 2023).

Oleh karena itu, penelitian ini bertujuan untuk melakukan evaluasi dosimetri terhadap perencanaan radioterapi menggunakan teknik FIF dan wedge pada pasien kanker otak, dengan fokus pada cakupan target dan dosis yang diterima oleh OAR. Hasil dari penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi dalam pemilihan teknik radioterapi yang optimal untuk meningkatkan efektivitas pengobatan dan kualitas hidup pasien.

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana perbandingan hasil perencanaan radioterapi antara teknik Field-in-Field dan teknik wedge pada kanker otak ditinjau dari aspek dosimetri terhadap OAR?
2. Bagaimana perbandingan hasil perencanaan radioterapi antara teknik Field-in-Field dan teknik wedge pada kanker otak ditinjau dari aspek dosimetri terhadap cakupan target (PTV)?

1.3 Tujuan Penelitian

1. Membandingkan nilai dosimetri antara teknik FIF dan wedge terhadap organ at risk (OAR)
2. Mengevaluasi cakupan target (PTV) dari kedua teknik untuk menentukan homogenitas dan konformitas dosis.

BAB II METODE PENELITIAN

2.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada bulan Oktober 2025 – Januari 2026, bertempat di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Universitas Hasanuddin, Makassar.

2.2 Populasi dan Sampel

Data perencanaan radioterapi terdiri dari 11 pasien kanker otak yang telah menjalani CT simulator dan memiliki struktur kontur lengkap untuk OAR dan PTV.

2.3 Alat dan Bahan

1. TPS
2. CT Simulator
3. Data CT pasien (masing-masing pasien diberi kode pasien BC01-BC11)
4. Software untuk analisis DVH (Dose Volume Histogram)

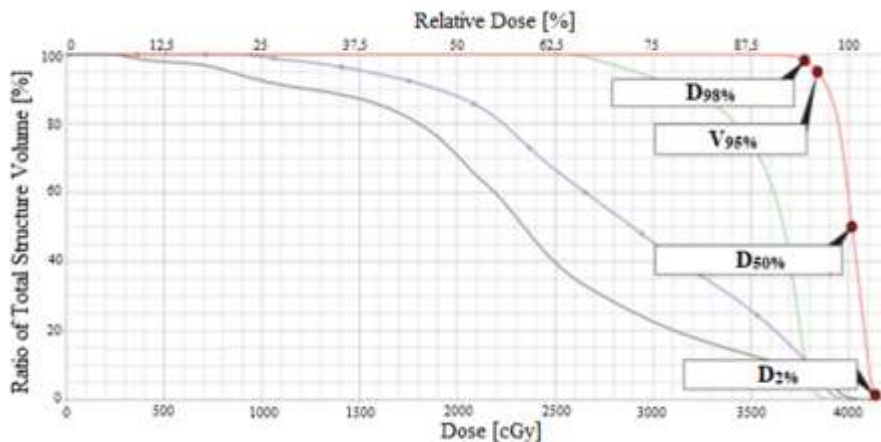
2.4 Prosedur Penelitian

1. Mengumpulkan data CT simulasi dan rencana radioterapi pasien yang memenuhi kriteria dan diimport ke TPS
2. Membuat dua perencanaan radioterapi untuk masing-masing pasien:
 - a. Teknik Wedge
teknik wedge digunakan untuk memodifikasi distribusi dosis agar lebih seragam dan konformal pada volume target (PTV), sekaligus meminimalkan dosis berlebih (*hot spots*) dan paparan pada organ risiko (OAR). Prinsip dasarnya adalah memiringkan kurva isodose—kemiringan ini dapat disesuaikan dengan kontur pasien atau kompensasi perbedaan ketebalan jaringan.
 - b. Teknik *Field-in-Field* (FIF)
Teknik Field-in-Field adalah metode yang menambahkan sub-fields kecil ke dua atau lebih lapangan utama. Sub-fields ini digunakan untuk menekan *hot spots*, meningkatkan homogenitas distribusi dosis, dan mengurangi dosis pada jaringan sehat/OAR.
3. Mengekstrak data dari DVH masing-masing, meliputi:
 - o PTV
Pada PTV dilakukan perhitungan HI dan CI yang merupakan parameter dalam penilaian kualitas distribusi dosis. CI menunjukkan sejauh mana wilayah dosis tinggi sesuai dengan PTV, sedangkan HI menunjukkan keseragaman distribusi dosis yang diserap dalam PTV. Perhitungan HI dapat dilakukan dengan menggunakan persamaan (1):

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (1)$$

Sedangkan untuk menghitung CI digunakan persamaan (2):

$$CI = \frac{V_{95\%}}{V_{PTV}} \quad (2)$$



Gambar 2.1 Grafik DVH pada PTV dan OAR

Analisis PTV dilakukan dengan menghitung nilai CI dan HI sesuai rekomendasi ICRU Report 62 dan 83. Analisis nilai CI dilakukan untuk melihat dosis radiasi preskripsi yang melingkupi seluruh volume target kanker. Data volume diperoleh dari grafik DVH pada setiap rekam medis pasien kanker. Gambar 2.1 merupakan contoh grafik DVH rekam medis pasien sebagai contoh pengambilan data nilai CI dan HI. Pengambilan dan cara membaca data volume pada kurva DVH dilakukan dengan cara yang sama untuk setiap rekam medis pasien.

- OAR

Pada OAR dianalisis nilai Dmax dan Dmean pada lensa, batang otak, chiasma optikum, dan saraf optikus

4. Menganalisis hasil perbandingan antara dua teknik perencanaan.

2.6 Bagan Alir Penelitian

