

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 Radioterapi

Radioterapi merupakan bentuk pemanfaatan teknologi nuklir di bidang medis, terutama dalam bidang pengobatan terapi kanker. Radioterapi menggunakan radiasi pengion dengan kekuatan tinggi yang bersifat non bedah dengan tujuan untuk mendapatkan tingkatan sitotoksik radiasi terhadap planning target volume pasien atau dosis maksimal pada area organ yang disinari dan meminimalkan efek radiasi pada jaringan sehat disekitarnya(6). Hal ini dikarenakan sel kanker memiliki sensitivitas yang lebih tinggi terhadap radiasi(7). Dalam aplikasinya, radioterapi harus dilakukan sesuai dengan prosedur, perhitungan dosis dan teknik yang akurat serta tidak melewati batas toleransi dosis jaringan tersebut(8).

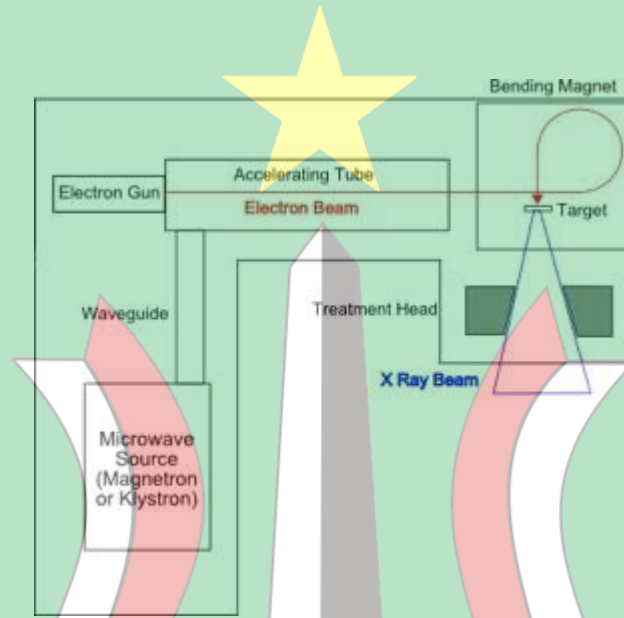
Radioterapi eksternal merupakan radiasi yang mana dilakukan penyinaran dengan jarak tertentu pada tumor atau target yang dituju. Salah satu modalitas dari radioterapi eksternal adalah pesawat *Linear Accelerator* (LINAC). LINAC memiliki energy yang sangat tinggi untuk mematikan sel kanker semaksimal mungkin dengan dampak buruk yang seminimal mungkin ke jaringan di sekitar tumor(9).

2.1.2 *Linear Accelerator* (LINAC)

Linear Accelerator (LINAC) merupakan pesawat pemercepat elektron secara linear yang digunakan untuk memutus sel kanker pada pengobatan dengan radioterapi dengan partikel atau foton berenergi tinggi, dalam orde jutaan/mega elektronvolt. Pesawat LINAC yang digunakan untuk terapi mempunyai energi sekitar 4 – 35 MeV. LINAC terdiri atas stand, gantry, serta peralatan penunjang lainnya(8).

Pesawat LINAC dioperasikan dengan menggunakan sumber daya listrik bertegangan tinggi Megavolt. Bagian *modulator* berfungsi menghasilkan pulsa-pulsa tegangan tinggi. Pulsa-pulsa tegangan tinggi yang dihasilkan dari modulator tersebut secara simultan akan mengaktifkan *klystron* dan *electron gun*. *Klystron* aktif akan memperkuat gelombang elektromagnetik yang sangat kuat di dalam susunan

akselerator linear, sedangkan *electron gun* akan melepaskan electron-elektron kedalam susunan akselerator. Electron yang memasuki susunan akselerator akan dipercepat secara linear. Berkas electron cepat tersebut dibelokkan oleh suatu bending magnet, agar electron menumbuk target dalam arah tegak lurus. Tumbukan electron-elektron cepat dengan target biasanya berupa tungsten akan menghasilkan berkas sinar-x berenergi tinggi.



Gambar 1 Ilustrasi pesawat Linear Accelerator (10)

Pesawat LINAC selalu dilengkapi dengan suatu sistem pendingin, karena tidak semua energy electron terkonversi menjadi sinar-x, sebagian besar energy electron akan terkonversi menjadi panas. Radiasi yang dihasilkan selanjutnya perlu diatur ukuran dan bentuknya dengan menggunakan sistem kolimasi yang terdapat di dalam kepala pesawat. Sistem kolimasi ini sekaligus juga berfungsi untuk mengurangi radiasi bocor, sehingga pasien yang disinari tidak mendapatkan dosis radiasi secara berlebihan.

2.1.3 Phantom

Phantom adalah tiruan dari jaringan tubuh manusia yang bertujuan untuk mengetahui perubahan kualitas berkas. Untuk melakukan pengukuran dosimetri dari berkas sinar-x dan elektron, *phantom* diisi dengan air yang digunakan sebagai bahan pengganti jaringan lunak. *International Atomic Energy Agency* (IAEA) pada *Technical Report Series* (TRS) no. 277 merekomendasikan air sebagai acuan untuk pengukuran dosis serap berkas foton maupun elektron(11). *Cone Beam CT* (CBCT) *Electron*

Density Phantom atau *phantom CIRS 62 MA* adalah versi lanjutan dari *CIRS Model 062M* dan dirancang untuk system *Cone Beam CT Imaging*. Pada fantom terdapat 17 material didalamnya, seperti *lung (inhale)*, *lung (exhale)*, *breast*, *bone 200*, *liver*, *muscle*, *Adipose*, *bone 800* dan *bone 1250*(12).

2.1.4 *CT Number*

CT Number merupakan nilai koefisien atnuasi sinar-x yang ditentukan oleh rata-rata sinar-x, besarnya pelemahan sinar-x yang melewati objek bergantung pada besarnya energi awal dan nomor atom subjek(13). Besarnya pelemahan sinar-x berbanding lurus dengan dengan nilai *CT Number* yang terbaca pada detektor. Nilai *CT Number* juga dipengaruhi oleh besarnya penanda (*marker*) berbentuk bulat yang menandai jumlah pixel yang akan dinilai. Nilai *CT Number* ada beberapa tingkatan, nilai *CT Number* (-) 1000 sesuai dengan udara, nilai *CT Number* 0 sesuai dengan air dan nilai *CT Number* (+) 1000 sesuai dengan tulang padat. Nilai CT untuk berbagai jaringan berhubungan dengan nilai koefisien atenuasi linier sinar-x. *CT Number* pada suatu pixel mewakili besarnya koefisien atenuasi sinar-x dari suatu *voxel*(14).

CT Number disebut juga *Hounsfield Units* (HU). *CT Number* bersifat kuantitatif, berguna untuk diagnosis klinis seperti nodul paru, tingkat klasifikasi, kepadatan tulang dan volume tumor. Pengukuran nilai *CT Number* digunakan untuk menentukan nilai HU dari suatu objek. Apabila nilai HU pada air berubah, maka nilai HU pada material lain juga kemungkinan akan berubah. CT Number juga merupakan salah satu parameter dalam TPS. Kesesuaian parameter pada TPS merupakan suatu keharusan, sedikit kesalahan terhadap salah satu parameter akan mengakibatkan kesalahan pemberian dosis kepada pasien dan upaya terapi akan gagal.

2.1.5 *Dosis Serap*

Dosimetri absolut adalah teknik pengukuran yang menghasilkan informasi berupa dosis serap secara langsung. Mengacu pada *Technical Report Series* No. 398 (TRS 398) (15), pengukuran dosis serap pada pesawat LINAC dilakukan dengan menggunakan *water phantom* dan detektor bilik ionisasi yang terhubung dengan elektrometer pada kedalaman tertentu (Z_{ref}). Dosis serap dihitung mengikuti Persamaan (2.1) berikut (15):

$$D_{w,Q}(Z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.1)$$

dengan $D_{w,Q}(Z_{ref})$ merupakan nilai dosis serap pada kedalaman tertentu (cGy/MU), N_{D,w,Q_0} adalah faktor kalibrasi detektor terhadap berkas referensi Q_0 , k_{Q,Q_0} adalah faktor koreksi perbedaan respon antara bilik ionisasi pada kualitas berkas referensi kualitas berkas Q dan M_Q adalah hasil bacaan terkoreksi secara total (nC/MU). Nilai M_Q ditentukan dengan menggunakan Persamaan (2.2) berikut (15):

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (2.2)$$

dengan M_1 adalah bacaan pada elektrometer, h_{pl} adalah faktor koreksi yang membandingkan antara laju *electron* di dalam plastic dan di dalam air (bernilai 1), k_{elec} faktor kalibrasi elektrometer (bernilai 1), k_{TP} faktor koreksi suhu dan tekanan udara terhadap tekanan referensi 20°C dan 101.325 kPa, yang ditentukan pada Persamaan (2.3) berikut (15):

$$k_{TP} = \frac{P_0(273.2 + T)}{P(273.2 + T_0)} \quad (2.3)$$

k_{pol} adalah faktor koreksi respon dosimeter ionisasi terhadap efek pergantian polaritas, yang ditentukan pada Persamaan (2.4) berikut (15):

$$k_{pol} = \frac{|M^+| + |M^-|}{2M} \quad (2.4)$$

M^+ adalah pembacaan saat muatan positif terkumpul, sedangkan M^- adalah pembacaan saat muatan negatif terkumpul, dan M adalah pembacaan saat tegangan operasi dosimeter kamar pengion (polaritas negatif atau positif), yang ditentukan dengan Persamaan (2.5) berikut (15):

$$M = \frac{\text{dosimeter reading}}{\text{monitor units}} \quad (2.5)$$

k_s adalah koreksi respon dosimeter ionisasi terhadap kurang lengkapnya pengumpulan muatan pada ionisasi di udara (proses rekombinasi ion yang terjadi pada dosimeter kamar pengion), yang ditentukan dengan Persamaan (2.6) berikut (15):

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

a_0 , a_1 dan a_2 adalah konstanta yang bergantung pada jenis berkas. Sedangkan M_1 dan M_2 adalah rasio pembacaan oleh dosimeter dengan monitor unit pada tegangan

V_1 dan V_2 . Untuk mendapatkan nilai dosis serap pada kedalaman maksimum, dapat menggunakan Persamaan (2.7) berikut (15):

$$D_{w,Q}(Z_{max}) = \frac{D_{w,Q}(Z_{ref})}{PDD(Z_{ref})} \times 100 \quad (2.7)$$

2.1.6 Kalibrasi Keluaran LINAC

Kalibrasi keluaran LINAC merupakan salah satu bagian dari program *Quality Assurance* (QA) dan *Quality Control* (QC)(8). Kalibrasi keluaran LINAC dilakukan agar dosis yang diberikan sesuai dengan dosis yang diatur pada panel control berdasarkan *Technical Report Series No. 398*(15). Untuk mengetahui hal tersebut dilakukan pengukuran dosis serap pada kedalaman referensi (Z_{ref}) yang kemudian digunakan untuk mengetahui dosis serap pada kedalaman maksimum (Z_{max})(16). Perhitungan dosis berdasarkan acuan TRS yang dikeluarkan oleh IAEA. Menurut *American Association of Physicists in Medicine Task Group 142 Report* (AAPM TG 142) tentang jaminan kualitas pada pesawat LINAC toleransi perbedaan (Deviasi/penyimpangan) nilai dosis di Z_{max} dengan nilai (*Monitor Unit*) MU yang diperbolehkan maksimal 2% (17).

2.1.7 Verifikasi *Treatment Planning System* (TPS)

Treatment Planning System (TPS) merupakan *software* yang digunakan untuk menghitung dan menggambarkan distribusi dosis yang akan diberikan ke pasien(18). Perencanaan radioterapi ini dengan memanfaatkan *CT-Simulator*. Data *CT-Simulator* yang diambil dilengkapi dengan alat immobilisasi yang bertujuan untuk memastikan bahwa posisi pasien tetap sama pada saat dilakukan penyinaran nantinya. Gambar citra yang diperoleh berbentuk 3D. Hasil citra kemudian di *export* ke *software* TPS, kemudian dilakukan penggambaran target tumor tergantung pada jenis kanker dan bagian optimisasi pada TPS dengan memasukkan batasan dosis ke tumor target dan organ at risk sekitarnya. Optimisasi tersebut diharapkan dapat menghasilkan intensitas penyinaran yang tidak seragam sesuai dengan dosis yang diharapkan. TPS mengatur jumlah lapangan, luas lapangan, aksesoris yang akan digunakan, hasil perhitungan monitor unit dan arah penyinaran, serta pemberian intensitas radiasi yang berbeda untuk setiap lapangan penyinaran pesawat akselerator linier. Energi radiasi yang

digunakan juga menentukan proses pada TPS, karena dapat memberikan dosis optimal pada tumor target dan dosis minimum pada organ sehat (8).

Dosis yang sudah direncanakan kemudian dilakukan pengecekan apakah sudah sesuai dengan cara melakukan verifikasi. Verifikasi TPS diperlukan untuk mengetahui ketelitian kinerja TPS . Kecepatan dan keakuratan pada kalkulasi dosis TPS sangat menentukan keberhasilan penyinaran. Setelah mendapatkan hasil perhitungan TPS secara komputerisasi dan pengukuran radiasi dengan menggunakan *Ion Chamber* dan *elektrometer*, maka dapat ditentukan perbedaannya dengan Persamaan (2.8) berikut (15):

$$\text{Deviasi} = \frac{\text{Dosis pengukuran} - \text{Dosis TPS}}{\text{Dosis TPS}} \times 100\% \quad (2.8)$$

2.1.8 Evaluasi Gamma

Evaluasi gamma adalah sebuah metode untuk membandingkan distribusi dosis. Metode ini membandingkan distribusi dosis yang rencanakan pada TPS secara kuantitatif dengan melihat nilai yang disebut dengan index gamma.

Index gamma (γ) adalah gabungan dari *Dose difference* (DD) dan *Dose to Agreement* (DTA). Perbedaan dosis pada diizinkan pada titik pengukuran terhadap titik perhitungan disebut dengan DD. Sedangkan jarak antara titik referensi dan titik terdekat pada perbandingan distribusi dosis yang menunjukkan nilai yang sama disebut dengan DTA(16). Evaluasi index gamma menggunakan lima kriteria yang telah ditentukan yaitu DD/DTA dengan nilai 1%/1mm, 2%/2mm, 3%/3mm, 5%/3mm dan 7%/4mm(18).

Analisis gamma yang menghasilkan nilai indeks gamma volume ≤ 1 memiliki arti bahwa titik referensi memenuhi kriteria toleransi relative terhadap sistem evaluasi, sedangkan nilai indeks gamma volume > 1 tidak memenuhi kriteria. Agar distribusi dosis lulus ujian, maka akurasi tingkat kelulusan yang memenuhi kriteria toleransi pada rasio tidak lebih dari 95%, yang berarti bahwa hasil perhitungan tersebut sesuai dengan yang dianjurkan oleh AAPM TG 119 (15)(19).

2.2 Tinjauan Penelitian

Pada tahun 2017, Habib Ahmad melakukan penelitian dengan judul “*Verification of Calculations Carried Out With The Eclipse Treatment Planning System*”. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk memverifikasi keakuratan perhitungan yang dilakukan dengan sistem perencanaan TPS. Pengukuran dilakukan menggunakan *Randophantom* dengan detektor *thermoluminescence* (TLDs). Dosis yang diterima pada TLD kemudian dibandingkan dengan dosis TPS. Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa perbedaan antara dosis yang diukur dengan dosis yang dihitung berada dalam batas yang diterima yaitu kurang dari 5% (3).

Pada tahun 2018, Ardian Handoko dkk melakukan penelitian dengan judul “*Analisis Keakuratan Verifikasi Dosis Dengan Menggunakan Perbandingan Phantom Standar Dan Phantom Replika*”. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk membandingkan dan memverifikasi keakuratan dan besar Deviasi/penyimpangan dosis *planning* antara *phantom* standar dan *phantom* replika. Perhitungan dosis dilakukan dengan menggunakan detektor *2D-Array Oktavius 729*. Diperoleh hasil bahwa pada medium *phantom* standar didapatkan hasil keakuratan perbandingan antara pengukuran dan pengukuran berkisar antara 86,7% - 95,3%, sedangkan pada medium *phantom* replika didapat hasil keakuratan perbandingan *planning* dan pengukuran berkisar antara 86,0% - 96,6% (20).

Pada tahun 2019, Xinfeng Chen et al. melakukan penelitian dengan judul “*Measurement Validation of Treatment Planning for a MR-LINAC*”. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk memverifikasi seluruh perencanaan perawatan dan pengiriman untuk MR-LINAC berdasarkan pengukuran dosimetrik yang komprehensif dan uji end-to-end. Pengukuran dosimetri dan uji end-to-end dilakukan pada MR_LINAC menggunakan detektor *Farmer IC*, *Micro IC* dan *Diamond Detector* dan dibandingkan dengan perhitungan dari TPS. Diperoleh hasil bahwa untuk pengukuran dosis kedalaman dengan detektor, perbedaan dosis serap antara sebagian titik pengukuran dan perhitungan di *buildup* region adalah <1%. Untuk pengukuran profil balok, perbedaan dosis serap tidak lebih dari 1% di luar daerah penumbra dan tidak lebih dari 2,5% didalam daerah penumbra. Hasil uji *end-to-end* menunjukkan bahwa rencan statis 3D dengan lapangan tunggal $5 \times 10 \text{ cm}^2$ (dengan sudut 0° , 90° dan

270°) dan 2 rencana IMRT lulus analisis gamma dengan criteria klinis. Perbedaan dosis *phantom inhomogen* antara perhitungan dan pengukuran adalah 1% (4).

Pada tahun 2022, Golan Kolarevic et al. melakukan penelitian dengan judul “*Dosimetric Verification of Clinical Radiotherapy Treatment Planning System*”. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui perbedaan yang signifikan dalam perolehan nilai dosis antara perhitungan TPS dan pengukuran *Linear Accelerator* (LINAC). Akurasi perhitungan dosis pada TPS menggunakan algoritma perhitungan *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) dan *Acuris XB* dalam berbagai jaringan dan energy berkas foton. Pengujian secara *End-to-End* dilakukan dengan menggunakan *Phantom CIRS Thorax 002 LFC*. Diperoleh hasil bahwa perbedaan diantara titik referensi dan titik pengukuran di area tulang sebesar 3%. Untuk 476 pengukuran phantom, perbedaan antara dosis terukur dan TPS terhitung sebesar 3-6% ditemukan pada 30 kasus (6,3%) (5).

