

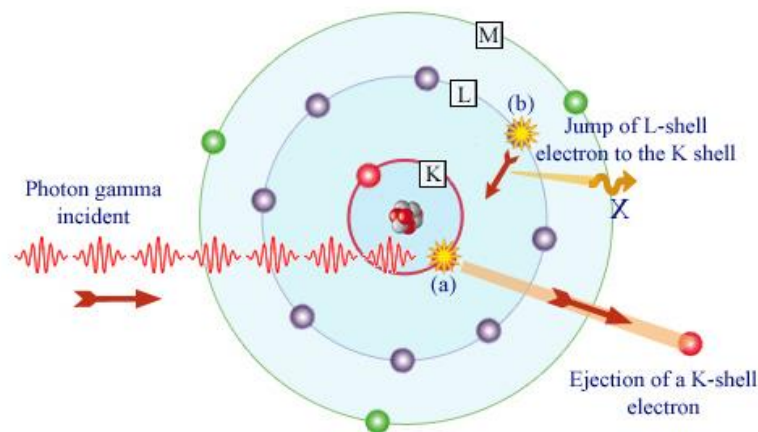
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 Interaksi Sinar-X dengan Materi

Interaksi sinar-X dengan materi melibatkan dua proses utama, yaitu penyerapan fotoelektrik dan hamburan Compton. Penyerapan fotoelektrik terjadi ketika foton sinar-X sepenuhnya diserap oleh atom dan melepaskan elektron dari salah satu kulit (biasanya kulit K atau L). Skema terjadinya penyerapan fotoelektrik dapat dilihat pada Gambar 2.1:



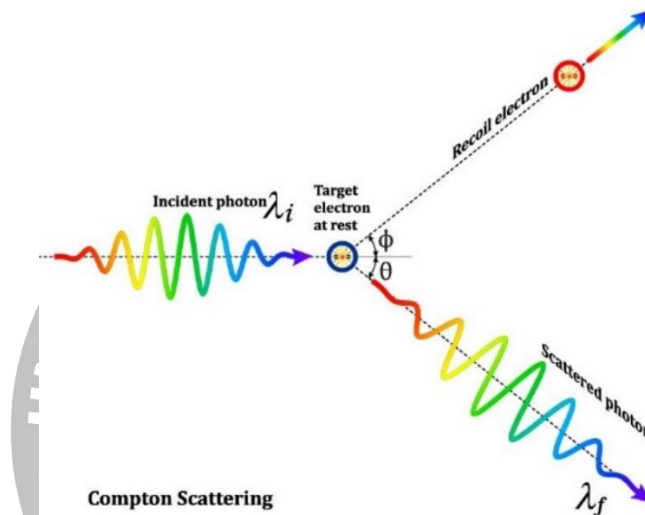
Gambar 2.1 Skema Terjadinya Penyerapan Fotoelektrik

Sumber: (Von Krosigk, 2021)

Gambar 2.1 menunjukkan bahwa interaksi foton dengan elektron menghasilkan sinar-X karakteristik dari perpindahan elektron antar kulit atom (Von Krosigk, 2021). Proses penyerapan fotoelektrik lebih mungkin terjadi pada sinar-X dengan energi yang lebih rendah (kurang dari 100 keV) dan pada materi dengan nomor atom yang tinggi (Likharev, 2024). Setelah proses penyerapan fotoelektrik, hamburan Compton menjadi mekanisme interaksi utama foton dengan materi pada energi yang lebih tinggi (100 keV – 10 MeV).

Hamburan Compton adalah interaksi foton dengan elektron di kulit terluar yang menghasilkan foton tersebar berenergi lebih rendah. Proses ini

lebih dominan pada energi sinar-X yang tinggi dan pada bahan dengan nomor atom yang lebih rendah seperti pada interaksi sinar-X dengan atom H di kulit. Gambaran mengenai interaksi hamburan Compton dijelaskan pada Gambar 2.2:



Gambar 2.2 Skema Fisis Terjadinya Efek Compton

Sumber: (Neves, 2021)

Gambar 2.2 memperlihatkan proses ketika foton sinar-X menabrak elektron yang diam, sehingga memicu terjadinya efek Compton. Dalam interaksi ini, foton dan elektron saling terpantul dengan membentuk sudut tertentu terhadap arah datangnya foton awal. Proses ini berlangsung sesuai dengan hukum kekekalan energi dan momentum, di mana sebagian energi foton ditransfer ke elektron yang terlepas, sementara sisanya membentuk foton tersebar dengan energi yang lebih rendah (Neves, 2021). Karakteristik interaksi foton, seperti efek Compton, sangat memengaruhi pola penyebaran energi dalam jaringan biologis. Oleh karena itu, pemahaman mekanisme ini menjadi aspek penting dalam perhitungan distribusi dosis pada studi dosimetri radiasi (Bos, 2011).

2.1.2 Dosimetri Radiasi

2.1.2.1 Dosis Serap

Dosis serap adalah jumlah energi radiasi yang diserap oleh jaringan atau materi yang terkena radiasi. Secara fisis, dosis serap dapat dituliskan seperti pada persamaan (2.1) berikut:

$$D(z) = \Phi(z) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) E \quad (2.1)$$

di mana $\Phi(z)$ adalah *fluence* foton, μ_{en}/ρ yaitu koefisien atenuasi energi massa, dan E adalah energi foton. Persamaan (2.1) menunjukkan bahwa semakin banyak foton yang berinteraksi dengan materi maka semakin besar nilai *fluence* foton. Secara fisis, *fluence* dapat dipahami sebagai jumlah foton yang melintas dalam suatu area dalam ruang atau materi pada satuan waktu tertentu (Goldman, 2007).

Besaran μ_{en}/ρ pada persamaan (2.1) adalah koefisien atenuasi energi massa, yang menggambarkan sejauh mana foton diserap. Koefisien ini bergantung pada sifat materi dan energi foton, di mana nilai yang lebih tinggi menunjukkan kemampuan materi untuk menyerap lebih banyak energi foton. Energi foton (E) memainkan peran kunci dalam menentukan kedalaman transmisi radiasi ke dalam jaringan, dengan energi yang lebih tinggi mampu menembus lebih dalam. Selain itu, besar energi ini juga memengaruhi dominasi mekanisme interaksi seperti penyerapan fotoelektrik pada energi rendah (kurang dari 100 keV) dan hamburan Compton pada energi menengah (100 keV – 10 MeV) yang secara langsung berkaitan dengan efisiensi transfer energi ke jaringan target (Yuan & Liu, 2022). Efisiensi transfer energi ke jaringan target dipengaruhi oleh mekanisme interaksi foton yang dominan; efek fotoelektrik memungkinkan transfer energi secara penuh dan efisien, sementara hamburan Compton hanya mentransfer sebagian energi sehingga distribusinya menjadi lebih tersebar di dalam jaringan (Wang et al., 2014). Secara perhitungan dalam simulasi, dosis serap radiasi dapat dituliskan seperti persamaan (2.2):

$$\text{Dosis serap (Gy)} = \text{Laju dosis} \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right) \times \text{waktu iradiasi (s)} \quad (2.2)$$

Persamaan (2.2) menunjukkan bahwa dosis serap berbanding lurus dengan besar laju dosis dan waktu iradiasi. Hal ini berarti bahwa semakin tinggi laju dosis yang diberikan, semakin besar pula energi radiasi yang diserap oleh jaringan dalam satuan waktu tertentu. Demikian pula, semakin lama waktu iradiasi, semakin besar total energi radiasi yang terakumulasi di dalam jaringan target. Hubungan ini sangat penting dalam perencanaan terapi radiasi, karena menentukan dosis serap yang optimal membutuhkan keseimbangan antara laju dosis, waktu iradiasi, dan toleransi jaringan sehat (Kong & Holloway, 2007).

Dosis serap pada jaringan sehat, khususnya *organ-at-risk*, sangat penting dalam terapi radiasi karena paparan yang berlebihan dapat menyebabkan komplikasi jangka panjang. Setiap organ yang disinari memiliki batasan dosis tertentu yang harus diperhatikan (Kim et al., 2020). Batasan dosis pada OAR ditampilkan dalam Tabel 2.1:

Tabel 2.1 Batasan Dosis pada OAR

OAR	Batasan dosis (Gy/Fraksi)
Kulit	2
Jantung	22
Jaringan lunak	37
Tulang rusuk	10
Paru-Paru	8,11
Tulang belakang	14

Sumber: (Gondhowiardjo et al., 2017)

Tabel 2.1 menunjukkan bahwa setiap organ memiliki toleransi dosis yang berbeda. Terapi radiasi dapat dilakukan selama dosis yang diberikan pada OAR tidak melewati batas toleransinya.

2.1.2.2 Dosis Ekuivalen

Dosis ekuivalen dihitung untuk mempertimbangkan perbedaan tingkat kerusakan biologis yang ditimbulkan oleh berbagai jenis radiasi pada jaringan tubuh. Dosis ekuivalen H_T dihitung dengan mengalikan dosis yang

diserap $D(z)$ dengan faktor pembobotan radiasi w_R , yang mencerminkan efektivitas relatif dari jenis radiasi dalam menyebabkan kerusakan biologis. Secara matematis dosis ekuivalen didapat seperti persamaan (2.3):

$$H_T = \sum_R w_R D(z) \quad (2.3)$$

Persamaan (2.3) mendefinisikan H_T sebagai dosis ekuivalen, yaitu ukuran dampak biologis radiasi pada organ atau jaringan T , dengan memperhitungkan jenis radiasi melalui faktor bobot radiasi w_R . Nilai w_R digunakan untuk mengonversi dosis serap rata-rata $D(z)$ dari radiasi tipe R menjadi dosis ekuivalen, guna mencerminkan tingkat kerusakan biologis yang ditimbulkan; sebagai contoh, sinar-X memiliki faktor bobot $w_R = 1$. Perhitungan dosis ekuivalen sangat penting dalam perencanaan terapi radiasi untuk memastikan dosis efektif mengenai target tumor sekaligus meminimalkan risiko kerusakan pada jaringan sehat (Kim et al., 2020).

2.1.3 Waktu Iradiasi

Waktu iradiasi adalah periode yang dibutuhkan untuk mengantarkan dosis radiasi tertentu ke sel kanker target. Besarnya waktu iradiasi sangat dipengaruhi oleh laju dosis yang digunakan selama proses penyinaran. Laju dosis merupakan dosis radiasi per satuan waktu. Dari keluaran laju dosis yang diperoleh melalui simulasi, dilakukan perhitungan waktu iradiasi, dosis serap, dan jumlah fraksinasi. Waktu iradiasi per fraksi dihitung dengan membagi batas toleransi dosis kulit sebesar 2 Gy dengan laju dosis yang diberikan. Pendekatan ini memastikan bahwa dosis yang diterima jaringan tidak melebihi ambang batas yang dapat ditoleransi secara biologis (Muhammad et al., 2023). Penggunaan arah penyinaran yang majemuk dapat dilakukan dengan menjumlahkan waktu iradiasi ($t_{iradiasi}$) setiap sudut penyinaran (V. Vilgrain, 2017).

Secara matematis, waktu iradiasi dapat dituliskan seperti persamaan (2.4) berikut:

$$t_{\text{iradiasi}} \text{ (s)} = \frac{\text{batas toleransi dosis (Gy)}}{\text{laju dosis } \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}}\right)} \quad (2.4)$$

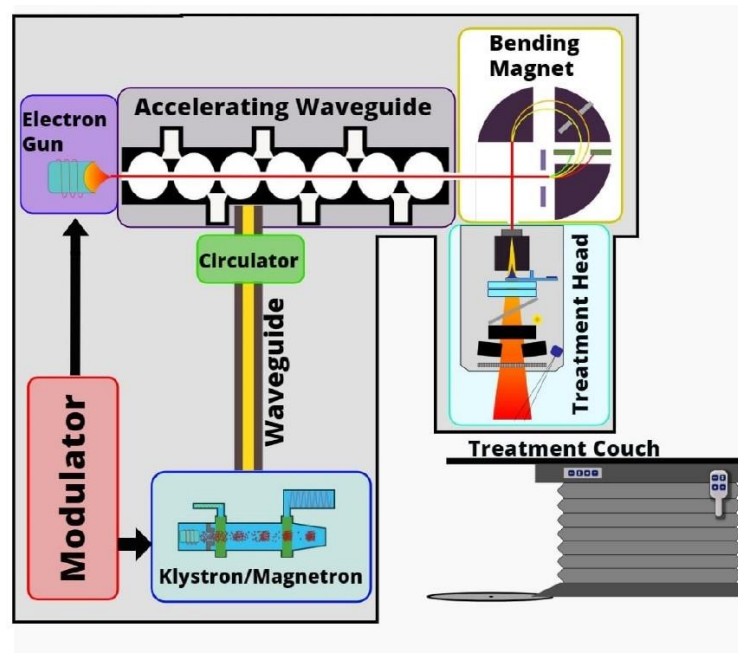
Persamaan (2.4) menunjukkan bahwa waktu iradiasi berbanding lurus dengan batas toleransi dosis dan berbanding terbalik dengan laju dosis. Semakin besar laju dosis yang diberikan pada *phantom*, maka akan semakin kecil waktu iradiasi yang dibutuhkan (Fasihu et al., 2021a).

2.1.4 Radioterapi

2.1.4.1 Terapi Sinar-X

Terapi sinar-X merupakan bentuk terapi radiasi yang memanfaatkan sinar-X untuk merusak DNA sel kanker. Terapi ini menggunakan energi radiasi pada sinar-X untuk membunuh sel kanker. Jenis yang paling umum adalah terapi radiasi sinar-X menggunakan mesin akselerator linier (Likharev, 2024).

Linear Accelerator (Linac) adalah perangkat yang bisa mempercepat elektron ke tingkat energi yang lebih tinggi. Dalam rancangan dasar akselerator, filamen yang dipanaskan akan memancarkan elektron. Elektron-elektron ini kemudian dipercepat oleh medan listrik yang terbentuk antara *katoda* (filamen) dan *anoda* berupa jendela logam tipis. Setelah dipercepat, elektron dapat diarahkan ke target untuk menghasilkan sinar-X *Bremsstrahlung*. Kata *Bremsstrahlung* merupakan radiasi elektromagnetik yang dihasilkan ketika partikel elektron mengalami perlambatan akibat interaksi dengan medan listrik inti atom. Energi kinetik yang hilang dari elektron tersebut akan dikonversi menjadi foton, sesuai dengan prinsip hukum kekekalan energi (Lappetito, 2017). Skema cara kerja *Linac* digambarkan pada Gambar 2.3 berikut:



Gambar 2.3 Skema Cara Kerja Linac

Sumber: (Yu et al., 2021)

Gambar 2.3 menunjukkan skema cara kerja *Linac* yang digunakan untuk terapi sinar-X. *Linac* menghasilkan sinar-X untuk perawatan kanker melalui beberapa komponen utama. Proses ini dimulai di *electron gun*, yang memancarkan elektron yang dipercepat melalui panduan gelombang percepatan menggunakan gelombang elektromagnetik yang dihasilkan oleh *klystron/magnetron*. Struktur pandu gelombang memastikan bahwa elektron memperoleh energi saat bergerak maju. *Sirkulator* melindungi *klystron* atau *magnetron* dengan mencegah gelombang mikro yang dipantulkan merusak sumbernya. *Bending magnet* mengarahkan elektron yang dipercepat ke arah *head treatment*, tempat elektron difokuskan oleh kolimator dan dibentuk menjadi berkas radiasi sinar-X yang merata. Sinar ini keluar dari *Linac* dan disalurkan ke pasien yang berbaring di sofa perawatan. (Karzmark C.J. et al., 2019).

Linac yang biasa digunakan untuk radioterapi di rumah sakit adalah *Linac* dengan energi sebesar 10 MV (Rajendran, 2024). Energi *Linac* di rumah sakit tidak terbatas pada 10 MV saja, melainkan umumnya tersedia dalam beberapa pilihan seperti 6 MV, 10 MV, hingga 15 MV, yang dipilih

berdasarkan kedalaman dan lokasi tumor serta kebutuhan klinis terapi radiasi. Dalam penelitian ini digunakan energi 10 MV karena energi tersebut merupakan salah satu yang paling umum digunakan dalam praktik klinis radioterapi kanker paru di Indonesia dan sesuai dengan standar protokol (Mirnawati et al., 2019).

2.1.4.2 Treatment Planning System

Treatment Planning System (TPS) adalah perangkat lunak canggih yang digunakan oleh ahli onkologi radiasi dan fisikawan medis untuk merancang dan mengoptimalkan rencana terapi radiasi. TPS mengintegrasikan data pencitraan pasien, seperti pemindaian *Computed Tomography* (CT) atau *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), untuk menggambarkan tumor target dan struktur kritis di sekitarnya secara akurat. Selanjutnya, sistem ini menggunakan mekanisme penghitungan berbasis komputer untuk menentukan distribusi dosis radiasi yang optimal, sehingga tumor menerima dosis maksimum dengan paparan minimal pada jaringan sehat (Putri et al., 2023).

Sistem TPS memungkinkan simulasi berbagai skenario perawatan, sehingga dokter dapat mengevaluasi dan menyempurnakan rencana sebelum perawatan yang sebenarnya. Dengan memanfaatkan metode perhitungan numerik Monte Carlo, TPS memungkinkan perencanaan terapi yang akurat dan individual, disesuaikan dengan karakteristik morfologi tubuh serta kebutuhan klinis spesifik setiap pasien (Clements et al., 2018). Dalam pembentukan TPS, beberapa pilihan penyinaran yang bisa dilakukan antara lain yaitu; *Stereotactic Body Radiotherapy* (SBRT), *Intensity-Modulated Radiation Therapy* (IMRT), *Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy* (3D-CRT), dan *Volumetric Modulated Arc Therapy* (VMAT). Perbandingan keempat teknik penyinaran tersebut dijelaskan pada Tabel 2.2 berikut:

Tabel 2.2 Perbandingan Jenis-Jenis Teknik Penyinaran

Aspek	SBRT	IMRT	3D-CRT	VMAT
Waktu Perawatan	Pendek	Sedang	Panjang	Pendek
Dosis Radiasi	Dosis tinggi per fraksi	Dosis sedang per fraksi	Dosis rendah per fraksi	Dosis sedang per fraksi
Kompleksitas Pengaturan	Tinggi	Tinggi	Sedang	Tinggi
Aplikasi	Tumor kecil dan terbatas jelas	Tumor kompleks	Kanker stadium awal	Berbagai jenis kanker
Toksisitas	Rendah	Sedang	Tinggi	Sedang
Teknologi	Menggunakan pencitraan dan penargetan yang canggih	Menggunakan beberapa sinar dengan intensitas yang berbeda-beda	Menggunakan <i>beams</i> tetap	Menggunakan <i>beams</i> berputar
<i>Field</i> yang digunakan	<i>Multiple static fields</i>	<i>Multiple intensity-modulated fields</i>	<i>Static field</i>	<i>Rotational arc field</i>

Sumber: (Xu et al., 2023)

Tabel 2.2 menunjukkan bahwa dalam radioterapi, setiap teknik memiliki keunggulan sesuai dengan karakteristik dan kebutuhan pengobatan. SBRT merupakan pilihan optimal untuk menangani tumor kecil yang terdefinisi dengan baik, berkat tingkat presisinya yang tinggi dan waktu perawatan yang singkat. Sementara itu, IMRT sangat ideal untuk tumor dengan bentuk kompleks, karena mampu memberikan distribusi dosis yang sangat konformal. Untuk kanker stadium awal, 3D-CRT sering digunakan meskipun tingkat presisinya lebih rendah dibandingkan dengan SBRT dan IMRT. Di sisi lain, VMAT menjadi solusi yang seimbang antara presisi dan efisiensi waktu perawatan, sehingga dapat diaplikasikan pada berbagai jenis kanker (Xu et al., 2023).

2.1.4.3 Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT)

Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) adalah salah satu teknik terapi radiasi yang sangat presisi yang memberikan dosis radiasi yang sangat tinggi ke tumor. Terapi ini menggunakan teknik pencitraan canggih untuk menargetkan tumor dengan akurasi yang sangat tinggi, meminimalkan kerusakan pada jaringan sehat di sekitarnya. Metode ini sering digunakan untuk tumor kecil yang jelas di paru-paru, hati, tulang belakang, dan area lainnya (Li et al., 2020). Gambaran mengenai teknik SBRT adalah seperti pada Gambar 2.4 berikut:



Gambar 2.4 Skema Penyinaran dari SBRT

Sumber: Clements, 2024

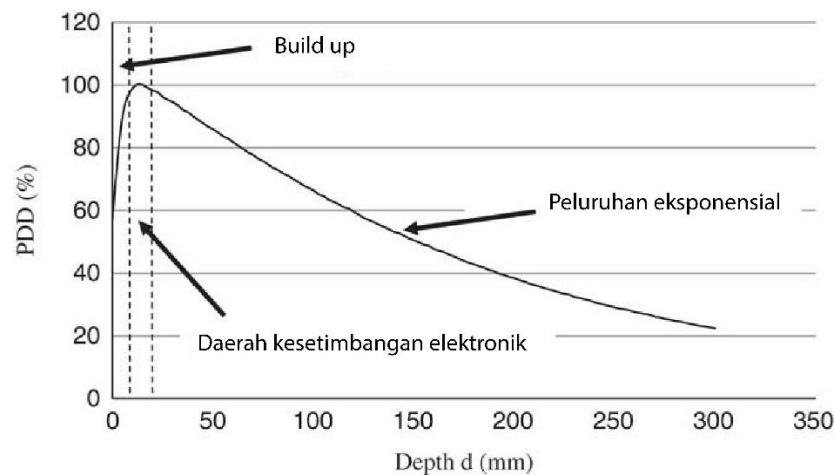
Gambar 2.4 menunjukkan bahwa SBRT memungkinkan radiasi terfokus secara presisi pada area target. Metode ini memanfaatkan dosis tinggi per fraksi dengan waktu perawatan yang relatif singkat, sehingga sangat efektif untuk menangani tumor kecil yang berbatas jelas. Meskipun memiliki kompleksitas pengaturan yang tinggi, teknologi ini didukung oleh sistem pencitraan yang baik untuk memastikan akurasi. SBRT biasanya menggunakan beberapa lapangan tetap untuk mengoptimalkan hasil pengobatan, dengan toksisitas yang rendah bagi jaringan sehat di sekitarnya (Clements, 2024).

Jumlah lapangan penyinaran adalah banyaknya arah atau sudut penyinaran yang digunakan untuk mengantarkan dosis radiasi ke volume

target dalam terapi radiasi. Jumlah lapangan penyinaran mempengaruhi distribusi dosis diserap, jumlah fraksinasi, dan waktu iradiasi dalam radioterapi. Lebih banyak lapangan memungkinkan distribusi dosis radiasi yang lebih presisi, menargetkan tumor dengan lebih baik sambil melindungi jaringan sehat, yang dapat memungkinkan lebih sedikit sesi perawatan dengan dosis lebih besar per fraksi. Hal ini mengurangi total waktu pengobatan sambil tetap menjaga efektivitas. Namun, penggunaan lebih banyak lapangan juga dapat meningkatkan waktu iradiasi per sesi karena kebutuhan untuk menyinari dari berbagai sudut, meskipun jumlah fraksi yang diperlukan berkurang. Sebaliknya, lebih sedikit lapangan dapat menghasilkan sesi yang lebih cepat tetapi memerlukan lebih banyak fraksi, yang dapat meningkatkan total waktu perawatan (Kong & Holloway, 2007).

2.1.4.4 Percentage Depth Dose

Percentage depth dose (PDD) adalah konsep penting dalam radioterapi sinar-X untuk kanker paru-paru. PDD mengukur persentase dosis radiasi yang diserap oleh jaringan pada kedalaman tertentu relatif terhadap dosis maksimum di sepanjang sumbu berkas radiasi. Hal ini membantu memastikan tumor menerima dosis yang tepat sambil meminimalkan paparan pada jaringan sehat. Faktor-faktor seperti energi sinar-X, kedalaman, ukuran lapangan radiasi, dan jarak sumber ke kulit memengaruhi distribusi dosis. Semakin tinggi energi sinar-X, semakin dalam penetrasi radiasi, sehingga PDD lebih tinggi pada kedalaman yang lebih besar. Dosis radiasi biasanya mencapai puncaknya beberapa sentimeter di bawah permukaan kulit sebelum menurun seiring bertambahnya kedalaman (Podgorsak, 2005). Secara umum, bentuk PDD memiliki karakteristik seperti Gambar 2.5 berikut:



Gambar 2.5 Karakteristik PDD Secara umum

Sumber: Clements, 2024

Gambar 2.5 menunjukkan bahwa sebuah grafik PDD terdiri dari bagian *build-up*, daerah kesetimbangan elektronik, dan peluruhan eksponensial. Pada bagian *build-up*, dosis radiasi belum langsung mencapai maksimum di permukaan kulit karena sinar yang masuk ke tubuh terlebih dahulu menghasilkan partikel-partikel kecil seperti elektron yang memerlukan sedikit jarak untuk mulai memberikan energi secara maksimal. Setelah itu, pada kedalaman tertentu, tercapai daerah kesetimbangan elektronik, di mana jumlah elektron yang masuk dan keluar sudah seimbang, sehingga dosis yang diserap jaringan mencapai titik maksimum. Inilah titik paling efektif dalam memberikan energi ke jaringan. Setelah melewati titik ini, dosis mulai menurun secara bertahap dalam pola peluruhan eksponensial. Hal ini terjadi karena sinar dan partikel radiasi semakin melemah, dan sebagian besar energinya sudah diserap oleh jaringan di bagian yang lebih dangkal (Khan, 2010).

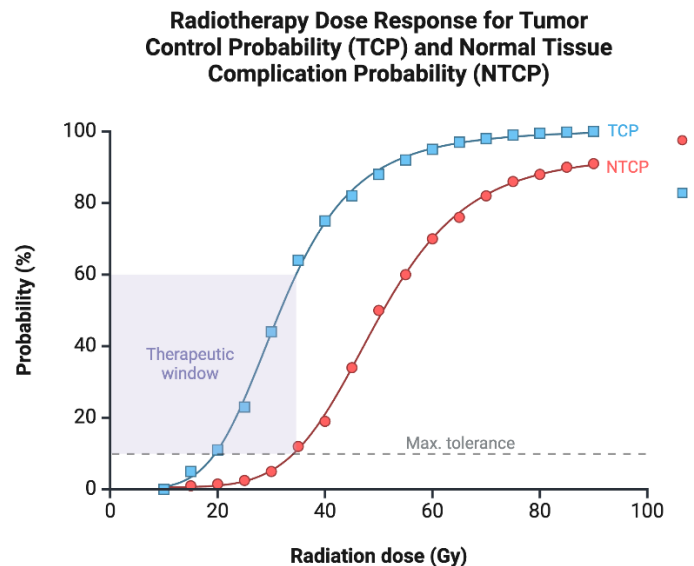
2.1.4.5 Grafik Dose Response

Grafik *dose-response* adalah hubungan antara besarnya dosis radiasi yang diberikan dan *respon* biologis yang ditimbulkan pada jaringan tubuh. Hubungan ini bersifat kuantitatif dan menjadi landasan penting dalam menentukan dosis optimal yang mampu memberikan efek terapi maksimal.

Umumnya, grafik *dose-response* berbentuk *sigmoid*, menunjukkan bahwa pada dosis rendah efek biologis masih terbatas, namun akan meningkat tajam setelah melewati ambang tertentu, hingga akhirnya mencapai titik jenuh di mana penambahan dosis tidak lagi memberikan manfaat signifikan (Ritz et al., 2015).

Salah satu indikator utama dalam analisis *dose-response* adalah *Tumor Control Probability* (TCP), yaitu probabilitas keberhasilan radiasi dalam menghancurkan seluruh sel kanker dalam volume target. Semakin tinggi dosis yang diberikan ke area tumor, nilai TCP umumnya meningkat, menandakan efektivitas terapi yang lebih besar. Namun, peningkatan dosis tersebut harus dikendalikan secara hati-hati, karena risiko kerusakan pada jaringan sehat di sekitar target juga ikut meningkat, yang dapat mengganggu fungsi normal organ (Rhea et al., 2003).

Untuk mengukur potensi dampak pada jaringan sehat, digunakan parameter *Normal Tissue Complication Probability* (NTCP), yang menunjukkan peluang terjadinya komplikasi klinis akibat paparan radiasi. Nilai NTCP akan meningkat seiring bertambahnya dosis yang diterima oleh jaringan normal. Oleh karena itu, tujuan utama perencanaan radioterapi modern adalah mencapai keseimbangan antara TCP dan NTCP: memaksimalkan kontrol terhadap tumor sekaligus meminimalkan risiko komplikasi. Pemahaman terhadap karakteristik *dose-response* sangat penting dalam pengambilan keputusan klinis yang berbasis bukti dan bertanggung jawab (Calabrese & Baldwin, 2003). Bentuk grafik *dose-response* secara umum seperti Gambar 2.6 berikut:



Gambar 2.6 Bentuk Grafik *Dose-Response* Secara Umum

Sumber: (Ritz et al., 2015)

Gambar 2.6 menunjukkan grafik *dose-response* antara TCP (kontrol tumor) dan NTCP (komplikasi jaringan normal) terhadap dosis radiasi. Kurva TCP meningkat tajam pada 20–40 Gy, menandakan peningkatan efektivitas terapi, sementara NTCP mulai naik setelah 40 Gy, menunjukkan risiko komplikasi. Area *therapeutic window* menggambarkan rentang dosis optimal di mana TCP tinggi namun NTCP masih rendah. Grafik ini menekankan pentingnya keseimbangan antara efektivitas terapi dan keamanan jaringan normal (Ritz et al., 2015).

2.1.4.6 Fraksinasi

Fraksinasi dalam terapi sinar-X adalah pembagian dosis total radiasi menjadi beberapa dosis yang lebih kecil atau "fraksi" yang diberikan selama periode waktu tertentu. Pendekatan ini bertujuan untuk memaksimalkan penghancuran sel kanker sekaligus meminimalkan kerusakan pada jaringan sehat. Dengan menyebarkan dosis radiasi, sel sehat memiliki waktu untuk memperbaiki diri di antara perawatan, sedangkan sel kanker, yang kurang efisien dalam perbaikan, mengakumulasi kerusakan. Metode ini meningkatkan efisiensi terapi

terhadap kerusakan jaringan normal, meningkatkan kontrol tumor sekaligus mengurangi efek samping. Efektivitas metode ini tentu bergantung pada kecukupan dosis radiasi yang mampu merusak sel kanker secara biologis. Untuk memutuskan DNA sel kanker pada kanker paru-paru stadium I, dibutuhkan dosis radiasi minimal sebesar 12 Gy (Perhimpunan Onkologi Radiasi Indonesia, 2022). Secara matematis, Fraksinasi dapat dituliskan seperti pada persamaan (2.5):

$$n_{\text{fraksinasi}} = \frac{\text{Dosis kerusakan minimum pada kanker (Gy)}}{\text{Dosis serap sel kanker dalam 1 kali penyinaran (Gy)}} \quad (2.5)$$

Persamaan (2.5) menunjukkan bahwa jumlah fraksinasi bergantung pada dosis serap sel kanker dalam 1 kali penyinaran radiasi (Gondhowiardjo et al., 2017).

2.1.5 Organ Paru-Paru

2.1.5.1 Anatomi Fisiologi Paru-Paru

Paru-paru dikelilingi oleh beberapa organ dan struktur penting di dalam rongga dada. Beberapa organ penting di sekitar paru-paru dapat digambarkan pada gambar 2.7 berikut:



Gambar 2.7 Anatomi Fisiologi Paru-Paru

Sumber: (Calveti, 2013)

Gambar 2.7 menunjukkan bahwa dalam struktur fisiologi paru-paru terdapat organ berisiko di dekat paru-paru yang harus dilindungi dari radiasi berlebihan untuk mencegah kerusakan. Berdasarkan gambar, OAR kritis ini

meliputi jantung, esofagus, dan sumsum tulang belakang, Perencanaan perawatan tingkat lanjut dan teknik pemberian yang tepat digunakan untuk memastikan bahwa tumor menerima dosis yang diperlukan sambil meminimalkan paparan radiasi pada organ berisiko (David Walker, 2024).

2.1.5.2 Kanker Paru-Paru

Kanker paru-paru adalah jenis kanker yang dimulai dalam paru-paru, organ pernapasan utama yang terletak di dada. Kanker ini terjadi ketika sel-sel dalam paru-paru mengalami pertumbuhan yang tidak terkendali dan membentuk massa yang disebut tumor. Tumor ini dapat bersifat ganas (kanker) dan, jika tidak diobati, dapat menyebar ke bagian-bagian tubuh lain melalui aliran darah atau limfatik. Ada dua jenis utama kanker paru-paru:

- a. Kanker Paru-Paru Sel Kecil (*Small Cell Lung Cancer* - SCLC). Kanker ini merupakan jenis kanker paru-paru yang tumbuh dengan cepat dan cenderung menyebar ke bagian tubuh lain dengan cepat. Pembagian skala stadium dibagi menjadi 5 kelas stadium sebagai berikut:
 - 1) Stadium 0 (karsinoma/tumor in-situ) adalah kanker paru stadium awal yang hanya berada di lapisan atas paru-paru atau bronkus dan belum menyebar.
 - 2) Stadium I dibagi menjadi dua sub-stadium, 1A dan 1B, berdasarkan ukuran tumor. Dikategorikan stadium I apabila ukuran terbesar tumor primer ≤ 3 cm tanpa lesi invasi intra bronkus (Gondhowiardjo et al., 2017). Berdasarkan pedoman terapi radiasi dengan teknik SBRT, kanker paru-paru stadium I memerlukan dosis minimum sebesar 12 Gy dalam beberapa fraksinasi (Perhimpunan Onkologi Radiasi Indonesia, 2022).
 - 3) Stadium II dibagi menjadi stadium IIA dan IIB, dengan masing-masing stadium dibagi lagi menjadi beberapa

bagian, tergantung pada: ukuran tumor, lokasi tumor, dan apakah kanker telah menyebar ke kelenjar getah bening atau belum.

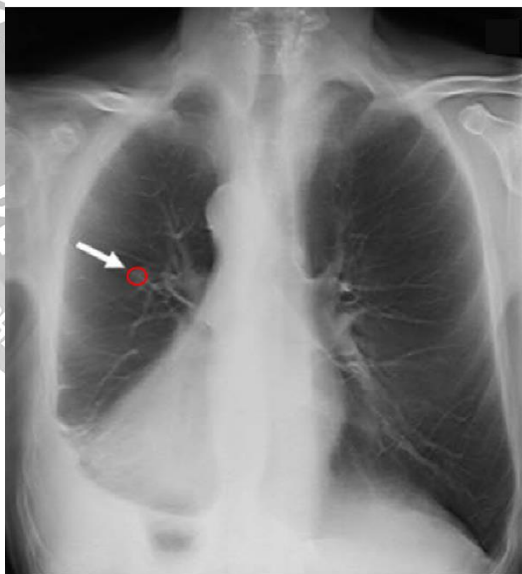
- 4) Stadium III dibagi menjadi IIIA, IIIB, atau IIIC, tergantung pada ukuran dan lokasi tumor serta seberapa jauh penyebarannya.
 - 5) Stadium IV merupakan bentuk NSCLC yang paling lanjut.
- b. Kanker Paru-Paru Sel Besar (*Non-Small Cell Lung Cancer - NSCLC*). Kanker ini merupakan bentuk kanker paru-paru yang lebih umum dan lebih lambat dalam pertumbuhan dibandingkan SCLC. Kanker jenis ini terbagi lagi menjadi beberapa jenis, termasuk karsinoma sel *skuamosa*, *adenokarsinoma*, dan karsinoma sel besar (Kramer, 2008).

Sel kanker pada *phantom* dimodelkan berdasarkan citra medis pasien. Dalam pemodelan dan perencanaan radioterapi kanker, dikenal tiga istilah penting yang menggambarkan volume target, yaitu GTV (*Gross Tumor Volume*), CTV (*Clinical Target Volume*), dan PTV (*Planning Target Volume*). GTV merupakan volume tumor yang terlihat secara langsung melalui pencitraan seperti *CT scan*, MRI, atau *PET scan*, maupun yang dapat diraba secara klinis. GTV mencerminkan bagian tumor yang tampak dan menjadi target utama terapi radiasi. Selanjutnya, CTV mencakup GTV ditambah margin untuk mengakomodasi kemungkinan penyebaran kecil sel kanker yang tidak tampak pada pencitraan. Hal ini bertujuan agar seluruh area yang berpotensi mengandung sel kanker tetap menerima dosis radiasi yang cukup. Kemudian, PTV merupakan volume yang mencakup CTV dengan tambahan margin lagi untuk mengantisipasi ketidakpastian teknis, seperti pergerakan organ (misalnya akibat pernapasan), perubahan posisi pasien, dan variasi dalam pelaksanaan terapi. Dengan demikian, PTV memastikan bahwa meskipun terjadi variasi selama penyinaran, area CTV

tetap mendapatkan dosis radiasi yang direncanakan (Clements, 2024).

2.1.5.3 Citra Medis Kanker Paru-Paru

Pencitraan sel kanker bisa dilakukan dengan *Computer Tomografi Scan* (CT scan), *Positron Emission Tomography Scan* (PET scan), *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), dan *Digital Chest Tomography* (DCT). DCT merupakan sebuah teknik pencitraan berdosis rendah yang mampu memberikan visualisasi lapisan paru secara lebih detail dibanding radiografi konvensional. Contoh citra sel kanker yang dihasilkan dari teknik DCT adalah seperti Gambar 2.8 berikut:



Gambar 2.8 *Digital Chest Tomosynthesis* Organ Paru Penderita Kanker Stadium I

Sumber: Terzi & Bertolaccini, 2013

Gambar 2.8 menunjukkan tampilan depan dada yang diperoleh menggunakan *Digital Chest Tomography* (DCT). Hasil citra pada gambar 2.8 menunjukkan adanya kanker kecil berbatas jelas di paru-paru (Gange et al., 2024).

2.1.6 *Particle and Heavy Ion Transport System* (PHITS)

PHITS (Sistem Kode Transportasi Partikel dan Ion Berat) adalah

kode simulasi transportasi partikel Monte Carlo untuk tujuan umum. Perangkat lunak ini dapat menangani perhitungan hampir semua partikel, termasuk neutron, proton, ion berat, foton, dan elektron, dalam rentang energi yang luas menggunakan berbagai model reaksi nuklir dan perpustakaan data. Perhitungan dosis dalam interaksi partikel dengan materi dapat dilakukan dengan menggunakan beberapa perangkat lunak seperti MCNP (*Monte Carlo N-Particle Transport Code*), PHITS (*Particle and Heavy Ion Transport System*), dan Geant4 (Carter et al., 2019).

PHITS memiliki keunggulan dalam hal batas energi ion yang bisa digunakan dalam perhitungan yaitu 1 TeV dibandingkan MCNP yang hanya bisa menggunakan ion dengan batas energi 1 keV dan Geant4 10 GeV (Lamrabet et al., 2019). Keunggulan ini akan menunjang penelitian dengan melakukan perhitungan menggunakan *Linac* yang memiliki energi sebesar 10 MV. Selain itu, PHITS menawarkan fleksibilitas dalam pemodelan geometri kompleks, seperti *Linac* dan *phantom* manusia, yang memungkinkan evaluasi distribusi dosis radiasi dengan lebih akurat (Carter et al., 2019).

2.1.7 Phantom Pria ORNL

Voxel Phantom adalah *phantom* antropomorfik komputasi berdasarkan gambar tomografi medis yang anatominya digambarkan oleh elemen volume tiga dimensi kecil (*voxel*) yang menentukan kepadatan dan komposisi atom berbagai organ dan jaringan tubuh manusia. *Phantom* pria yang dibuat oleh *The Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) merupakan model komputasi yang merepresentasikan anatomi manusia untuk penelitian ilmiah, khususnya dosimetri radiasi. Ini digunakan untuk menyimulasikan bagaimana radiasi berinteraksi dengan tubuh manusia, yang penting untuk menilai risiko paparan radiasi dan merencanakan perawatan medis (Large et al., 2020). *Phantom* ORNL digunakan untuk mendapatkan pemodelan tubuh dengan pendekatan ukuran personil militer di Indonesia yang memiliki karakteristik badan besar sebagaimana ukuran

orang normal di Amerika guna mendukung penerapannya di rumah sakit Indonesia. Ukuran *antropometri* rata-rata prajurit TNI memiliki lingkar dada 92,9 cm (Dewi, 2018). Ukuran *antropometri phantom* ORNL 92,736 cm (Kim et al., 2020).

2.2 Hasil Penelitian Terdahulu

Penelitian terdahulu menjadi referensi utama untuk pengembangan penelitian ini. Perbandingan dengan penelitian sebelumnya disajikan pada Tabel 2.3:



Tabel 2.3 Penelitian Terdahulu

Nama penulis, tahun	Judul	Metode	Hasil	Kelebihan	Kekurangan	Korelasi dengan Penelitian
(Li et al., 2020)	<i>SBRT Treatment With MR-Linac for Early Stage Lung Cancer: A Case Report</i>	Dilakukan dua perencanaan terapi (11 dan 7 lapangan) pada pasien laki-laki 64 tahun dengan kanker paru-paru stadium I.	Rencana 11 lapangan menunjukkan kesesuaian yang jauh lebih baik dengan waktu perawatan yang hampir setara dengan rencana 7 lapangan.	Hasil menunjukkan pembagian 180° menjadi 11 arah penyinaran menghasilkan konfigurasi optimal.	Variasi jumlah lapangan masih terbatas, dan analisis untuk 9 lapangan belum dilakukan.	Menjadi dasar pemilihan jumlah lapangan untuk simulasi.
(Putri et al., 2023)	Simulasi Monte Carlo untuk Menentukan Dosis Radiasi Linac pada Jaringan Lunak	Simulasi radiasi LINAC dilakukan menggunakan program MCNPX dengan <i>phantom</i> homogen dan nonhomogen, serta variasi SSD pada jarak 97,5	Kurva PDD menunjukkan perbedaan signifikan antara <i>phantom</i> homogen dan nonhomogen, dengan selisih hingga 56,7%; ovarium menerima dosis terendah pada jarak 103 cm.	Adanya evaluasi kurva PDD dan dosis ovarium pada <i>phantom</i> homogen dan nonhomogen menggunakan MCNPX.	Belum dilakukan variasi jumlah lapangan, hanya jenis <i>phantom</i> yang divariasikan.	Melakukan simulasi Monte Carlo untuk perhitungan dosis radiasi x-ray terapi.

	dengan Penyisipan Organ Paru-paru dan Ovarium	cm, 100 cm, 102,5 cm, dan 103 cm.				
(Medeiros et al., 2019)	<i>A 10 MV Monte Carlo accelerator modeling with highly detailed Multi-leaf collimator for in and out-of-field dose calculations</i>	Menggunakan kode <i>BEAMnrc</i> Monte Carlo untuk mensimulasikan berkas foton 10 MV dari kepala <i>Agility</i> yang dipasang di <i>Linac Elekta Synergy</i> .	Kurva persentase dosis kedalaman untuk model Monte Carlo dan membandingkannya dengan pengukuran menggunakan analisis gamma.	Memodelkan akselerator Varian <i>CLinac</i> 2100C dengan <i>multi leaf collimator</i> (MLC) 80 daun menggunakan simulasi Monte Carlo.	Belum memvariasikan jumlah lapangan penyinaran.	Melakukan simulasi Monte Carlo untuk pemodelan akselerator 10 MV.
(Sukmawati et al., n.d.)	Penentuan Dosis Serap Relatif Radiasi Sinar-X Pada Radiografi <i>Thoraks</i>	Penelitian ini menggunakan program MCNPX untuk memodelkan penembakan sinar-X pada phantom ORNL-MIRD dalam posisi	Dosis serap relatif tertinggi sebesar 2,67 mGy terjadi pada energi 25 keV dengan tiga kali penembakan dalam sebulan, sedangkan terendah 0,012 mGy pada energi 80 keV	Mengetahui nilai dosis serap relatif yang diterima pasien pada beberapa kali variasi energi pada	Belum memvariasikan jumlah lapangan penyinaran. Hanya memvariasik	Melakukan simulasi Monte Carlo untuk perhitungan dosis radiasi <i>x-ray</i> terapi.

	Dengan Variasi Periode Pemeriksaan Kesehatan Menggunakan Aplikasi MCNPX	PA pada -y, dengan sumber di koordinat $x=0$, $y=110$, $z=47$, menggunakan foton berenergi 25–80 keV untuk analisis jaringan dan dosis setara.	dengan satu kali penembakan dalam dua belas bulan; hasil dibandingkan dengan ambang batas dosis efektif relatif menurut BAPETEN.	penembakan sinar-X.	an energi dari <i>Linac</i> .	
(Terzi & Bertolacini, 2013)	<i>Lung Cancer Detection with Digital Chest Tomosynthesis</i>	Penelitian <i>observasional</i> uji klinis SOS melibatkan <i>tomosintesis</i> dada digital dan klasifikasi <i>nodul</i> paru dengan bantuan ekstraksi fitur citra dan <i>machine learning</i> untuk meningkatkan akurasi deteksi.	<i>Tomosintesis</i> setara CT dosis rendah, lebih akurat dari radiografi tradisional, dan jaringan saraf meningkatkan prediksi serta menurunkan hasil salah deteksi.	Mengevaluasi efektivitas <i>tomosintesis</i> dada digital dalam mendeteksi kanker paru dibandingkan dengan radiografi dada tradisional dan pemindaian CT dosis rendah.	Citra belum dimodelkan dalam simulasi komputasi.	Citra kanker paru-paru sebagai acuan untuk dimodelkan.

(Shin et al., 2023)	<i>Dosimetric comparison of robust angles in carbon-ion radiation therapy for prostate cancer</i>	Penelitian ini melibatkan 10 pasien dengan kanker prostat, masing-masing menerima dosis total 51,6 Gy (Efektivitas Biologis Relatif (RBE)) dalam 12 fraksi. Lima rencana sudut sinar dengan pasangan sudut yang berbeda dikarakterisasi.	Studi ini menunjukkan bahwa sudut berkas <i>oblique</i> (45°) lebih unggul dari lateral (90°) dalam mengurangi dosis ke rektum, dengan distribusi energi linier dan efektivitas biologis relatif yang lebih stabil serta variasi CTV D95% yang jauh lebih rendah, bahkan saat mempertimbangkan ketidakpastian pengaturan.	Menyoroti pentingnya pemilihan sudut sinar dalam mengoptimalkan rencana perawatan untuk kanker prostat, yang bertujuan untuk meningkatkan kontrol tumor sekaligus meminimalkan paparan ke jaringan sehat di sekitarnya.	Belum meninjau untuk <i>x-ray</i> terapi dan kasus kanker masih terbatas pada kanker prostat.	Melakukan analisis variasi sudut untuk terapi kanker.
(Sato et al., 2024)	<i>Recent improvements of the particle and heavy ion transport code</i>	Penelitian ini menyinari berbagai bahan dengan partikel berat (karbon dan neon), mengevaluasi distribusi dosis,	Simulasi Monte Carlo memberikan prediksi terperinci tentang distribusi dosis dan memvalidasi hasil eksperimen. Kombinasi data eksperimen dan	Temuan ini mendukung pemilihan bahan dosimeter dan fantom yang tepat untuk	Belum menyimulasikan untuk kasus <i>x-ray</i> terapi.	Penggunaan PHITS yang memiliki tingkat akurasi tinggi dalam

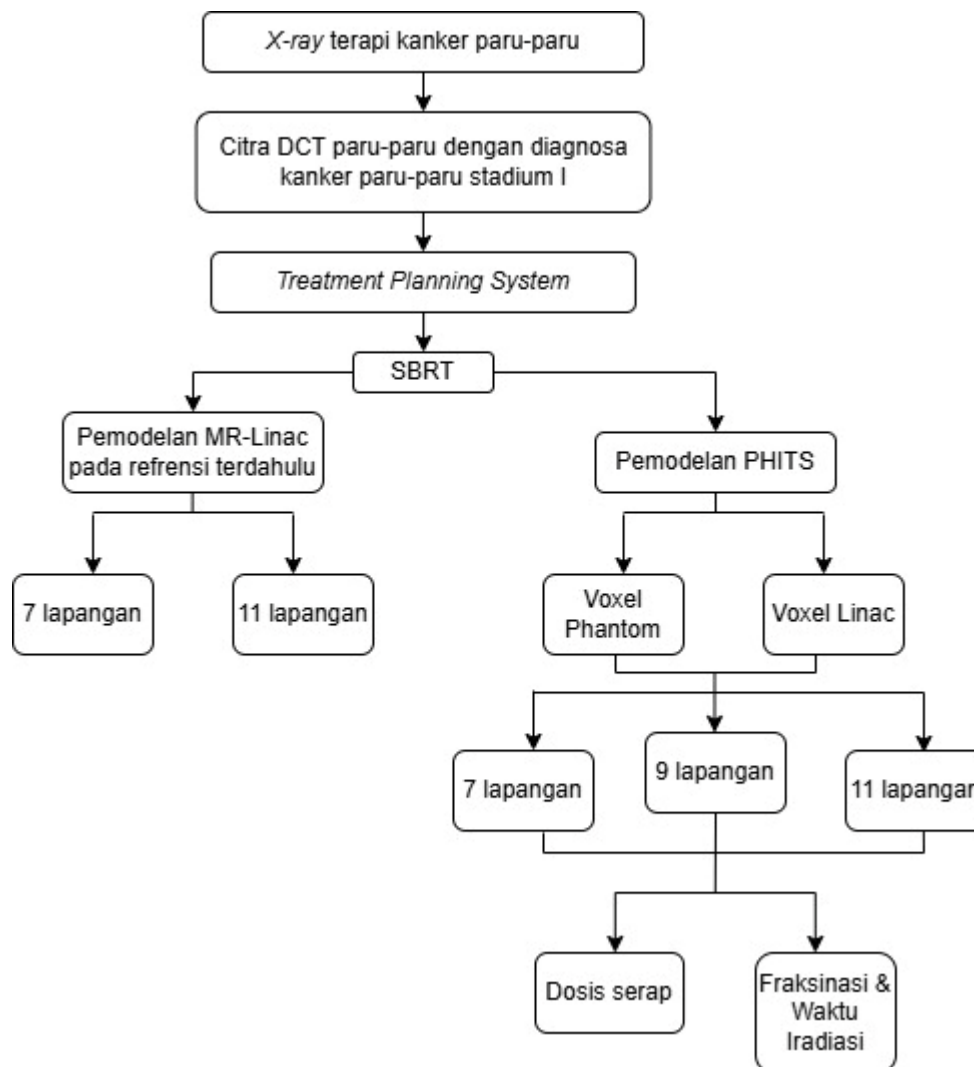
	<i>system- PHITS version 3.33</i>	nomor atom efektif, dan kerapatan elektron, serta memvalidasi hasil dengan simulasi Monte Carlo.	pemodelan komputasional ini memastikan dosimetri yang akurat, yang penting untuk aplikasi dalam radioterapi.	memastikan pengukuran dosis andal, terutama dalam terapi ion berat yang menuntut akurasi tinggi.		perancangan simulasi.
--	---	--	--	--	--	-----------------------

Sumber: diolah oleh penulis



2.3 Kerangka Berpikir

Kerangka berpikir dalam penelitian ini digambarkan pada Gambar 2.8 berikut:



Gambar 2.9 Kerangka Berpikir Penelitian

Sumber: diolah oleh penulis

2.4 Hipotesis

Berdasarkan permasalahan yang telah dirumuskan, penelitian ini mengajukan beberapa hipotesis utama terkait pengaruh jumlah lapangan penyinaran dalam terapi radioterapi Sinar-X untuk kanker paru-paru. Hipotesis tersebut mencakup hubungan antara jumlah lapangan

penyinaran dengan presisi dosis serap, jumlah fraksinasi, serta waktu iradiasi yang dibutuhkan. Hipotesis yang diajukan adalah sebagai berikut:

- a. Variasi jumlah lapangan memengaruhi konfigurasi dosis optimal pada OAR kanker paru stadium I, dengan 9 lapangan menunjukkan hasil terbaik dibanding 7 dan 11 lapangan dalam simulasi PHITS.
- b. Konfigurasi 9 lapangan memerlukan fraksinasi lebih sedikit dari 7 lapangan dan mendekati 11 lapangan, dengan waktu iradiasi berada di antara keduanya.
- c. Penerapan jumlah lapangan penyinaran yang optimal dapat meningkatkan efektivitas dan efisiensi radioterapi kanker paru-paru stadium I di rumah sakit melalui cakupan dosis yang tepat pada target dan mengurangi dosis pada *organ-at-risk*.

