

BAB II

DASAR TEORI

2.1 Radioterapi

Radioterapi atau terapi radiasi adalah salah satu jenis pengobatan penyakit kanker yang menggunakan radiasi pengion (sinar gamma dan sinar-X) untuk membunuh sel kanker tanpa menimbulkan efek yang mematikan pada jaringan sehat disekitarnya. Radioterapi memiliki prinsip diantaranya dosis radiasi yang diberikan sesuai dengan yang diperlukan pada daerah yang telah ditentukan (*volume target*). Tujuan radioterapi secara umum adalah untuk menghambat serta melemahkan sel kanker dengan meminimalkan kerusakan pada jaringan normal yang berada disekitar kanker. Secara khusus, radioterapi memiliki dua tujuan utama dalam penggunaannya adalah tujuan kuratif dan paliatif. Tujuan kuratif adalah memusnahkan semua sel ganas serta menghilangkan tumor pada daerah lokal dan kelenjar getah bening regional, sedangkan tujuan paliatif adalah menghilangkan atau mengurangi gejala sehingga dapat meningkatkan kualitas hidup pasien (Susworo, 2007).

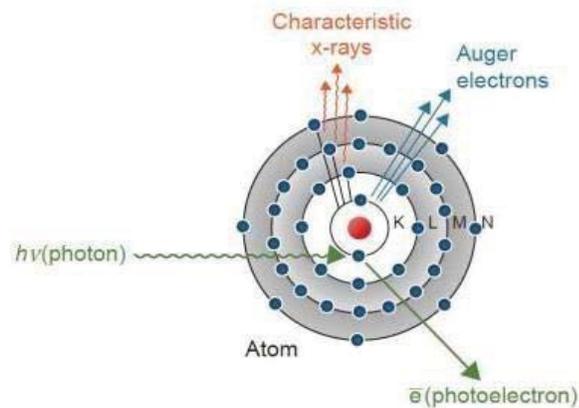
Salah satu teknik pada radioterapi adalah terapi eksternal. Terapi eksternal bertujuan untuk mendapatkan efek terapi yang maksimum pada kanker dan minimum pada jaringan normal. Terapi eksternal meliputi terapi yang menggunakan pesawat *linear accelerator* (LINAC) dan teleterapi Co-60 (Stephens, 2009).

2.2 Interaksi foton dengan materi

Interaksi foton dengan materi secara umum terdiri dari tiga proses utama yaitu efek fotolistrik, efek compton dan produksi pasangan.

2.2.1 Efek Fotolistrik

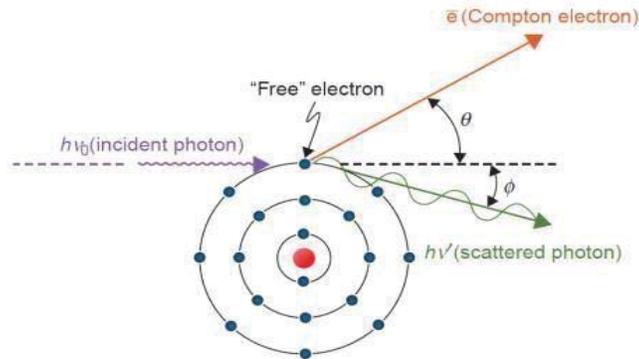
Efek fotolistrik merupakan peristiwa dimana foton diserap oleh sebuah atom dan mengakibatkan salah satu elektron tersebut lepas dari lintasannya. Peristiwa efek fotolistrik ini dapat terjadi pada energi rendah kurang dari 0,5 MeV dan material dengan nomor massa atom yang besar (Alatas et al., 2015). Dalam proses ini seluruh energi ($h\nu$) foton yang diserap oleh atom digunakan untuk mengeluarkan elektron dari atom kemudian sisanya dibawa oleh elektron sebagai energi kinetiknya (Rachel, 2019). Energi kinetik elektron yang dikeluarkan disebut fotoelektron sama dengan $h\nu - E_b$, dimana E_b adalah energi ikat elektron (Khan & Gibbons, 2014).



Gambar 2.1 Skematik efek fotolistrik (Khan & Gibbons, 2014)

2.2.2 Efek Hamburan Compton

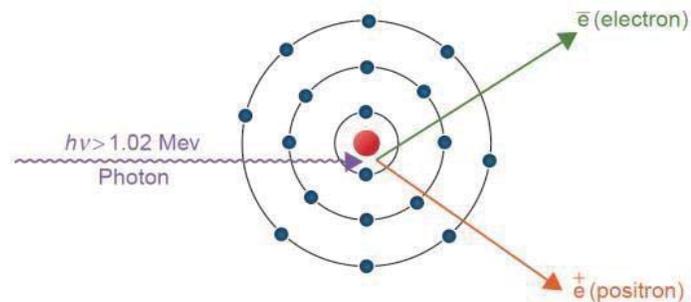
Efek Compton terjadi ketika foton dengan energi tertentu berinteraksi dengan elektron bebas atau elektron yang berada pada kulit terluar dari atom. Interaksi yang ditunjukkan pada Gambar 2.2, elektron menerima sejumlah energi dari foton lalu dipancarkan pada sudut θ dan foton tersebut juga dihamburkan pada sudut ϕ (Khan & Gibbons, 2014).



Gambar 2.2 Skematik efek hamburan compton (Khan & Gibbons, 2014)

2.2.3 Produksi Pasangan

Produksi pasangan dapat terjadi karena adanya interaksi antara foton dengan medan elektromagnetik dalam inti atom. Foton berinteraksi dengan atom dimana seluruh energi foton hilang dan dalam proses ini terjadi pembentukan pasangan yang terdiri dari elektron negatif (e^-) dan positron (e^+). Karena energi massa diam elektron/positron ekuivalen dengan 0,51 MeV, maka energi minimum $\geq 1,02$ MeV diperlukan untuk menghasilkan pasangan baru (Sardjono et al., 2015). Proses produksi pasangan dapat dilihat pada Gambar 2.3



Gambar 2.3 Skematik produksi pasangan (Khan & Gibbons, 2014)

2.3 Dosis Serap

Dosis serap (D) didefinisikan sebagai jumlah energi yang diserap persatuan massa bahan yang menerima penyinaran (Akhadi, 2000). Jadi, dosis serap merupakan ukuran banyaknya energi yang diberikan kepada medium oleh radiasi pengion. Dalam satuan internasional (SI), besaran dosis serap diberi satuan khusus yaitu gray (Gy). Sebelum satuan SI digunakan, dosis serap diberi satuan rad (Suharni et al., 2012). Dengan rincian sebagai berikut :

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg} = 100 \text{ rad} \quad (2.1)$$

Dosis serap (D) merupakan energi rata-rata yang diberikan oleh radiasi pengion sebesar dE kepada bahan yang dilaluinya dengan massa dm (Handoko et al., 2018). Secara matematis dosis serap dapat dituliskan sebagai berikut:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.2)$$

dengan dE merupakan energi yang diserap oleh bahan yang mempunyai massa dm (BAPETEN, 2006).

2.4 Percentage Depth Dose (PDD)

Percentage Depth Dose (PPD) merupakan suatu perbandingan dosis radiasi dikedalaman tertentu terhadap dosis radiasi dikedalaman maksimum dinormalisasikan dalam persentase. Nilai PDD dalam aplikasi medis digunakan untuk menentukan beberapa nilai dosis radiasi yang diterima oleh pasien. Terdapat beberapa faktor yang mempengaruhi PDD yaitu kedalaman, luas lapangan penyinaran, jarak sumber ke permukaan (SSD) dan energi berkas radiasi (Milvita et al., 2018).

Persamaan yang digunakan untuk mencari nilai PDD yaitu (IAEA, 2012) :

$$\text{PDD} = \frac{D_d}{D_{maks}} \times 100\% \quad (2.3)$$

dengan D_d merupakan dosis serap pada suatu kedalaman (Gy) dan D_{maks} merupakan dosis serap maksimal (Gy).

2.5 Linear Accelerator (LINAC)

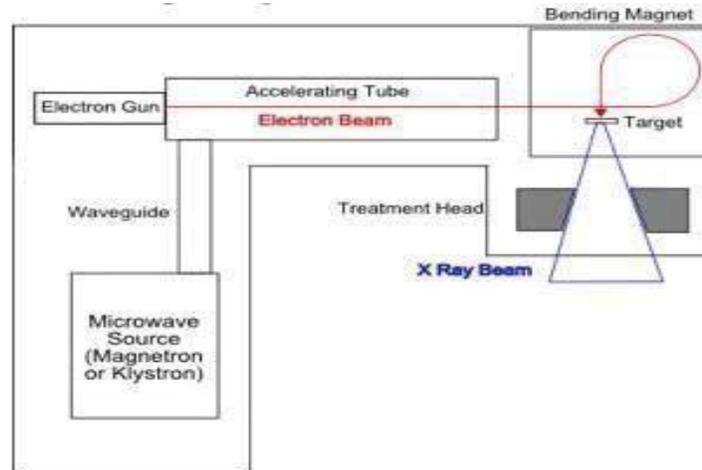
Linear Accelerator merupakan salah satu peralatan radioterapi berupa radiasi eksternal (teleterapi) yang menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan seperti elektron dengan energi tinggi yang mampu menghasilkan berkas elektron dan berkas foton sinar-x (Astuti, 2018). Berkas elektron biasanya terdiri dari variasi energi (4, 6, 9, 12, 15, dan 18) MeV sedangkan berkas foton terdiri dari variasi energi 8 MV dan 10 MV. Berkas elektron dapat digunakan untuk penyinaran tumor yang berada di permukaan seperti payudara, kulit, kepala dan leher. Sedangkan berkas foton yang dihasilkan dapat digunakan untuk penyinaran jaringan tumor yang jauh dari permukaan misalnya otak, rahim, hati dan paru-paru (Puspitasari et al., 2020).



Gambar 2.4 Pesawat LINAC (IAEA, 2017)

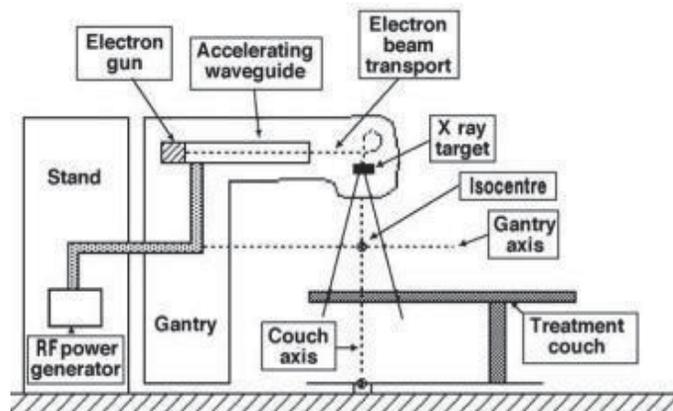
Prinsip kerja dari pesawat LINAC berdasarkan penjalaran gelombang frekuensi radio untuk mempercepat partikel bermuatan (elektron) sehingga elektron tersebut memiliki energi kinetik yang tinggi pada arah/*track* yang lurus. LINAC memerlukan gelombang mikro, gelombang mikro disuplai oleh magnetron atau *klystron*. Magnetron berfungsi sebagai osilator frekuensi yang mampu menghasilkan gelombang mikro dengan frekuensi tinggi (untuk menghasilkan medan magnet statis yang digunakan untuk mempercepat elektron yang dihasilkan oleh elektron gun). Sedangkan *klystron* fungsinya untuk memperkuat gelombang sumber yang diberikan menggunakan amplifier penguat frekuensi dan akan menghasilkan sebuah system pandu gelombang dengan frekuensi 3000 MHz. Proses mempercepat partikel bermuatan dilakukan dalam sebuah tabung yang disebut *Accelerating Waveguide* dan elektron memiliki energi kinetik yang tinggi pada arah yang lurus. Gelombang mikro tersebut disalurkan menuju elektron gun. Pada elektron gun, sumber elektron akan dipercepat sehingga berkas elektron yang dihasilkan akan diarahkan ke tabung pemercepat (*accelerating tube*) untuk dipercepat agar energi kinetiknya meningkat. Tabung pemercepat dilengkapi pengendali arus (*drift tube*) yang berfungsi untuk membalik polarisasi medan listrik agar terjadi lompatan partikel sehingga menambah kecepatan partikelnya. Ketika energi kinetiknya tercapai, berkas elektron dengan kecepatan tinggi diarahkan menumbuk lempengan logam target. Pada bending magnet, berkas elektron akan dibelokkan sehingga energi dan lintasannya dapat sesuai dengan yang dikehendaki. Proses ini mampu menghasilkan berkas foton. Berkas foton tersebutlah yang akan digunakan untuk radioterapi.

Setelah menghasilkan foton dengan energi tertentu, maka dilakukan pengkondisian berkas agar energi atau intensitasnya seragam dan sesuai dengan geometri yang dibutuhkan. Pengkondisian berkas ini dilakukan menggunakan *flattering filter* (FF) dan *collimator*. *Flattering filter* (FF) bekerja dengan menyerap sebagian berkas foton pada bagian tertentu agar energi atau intensitas berkas foton menjadi seragam dengan bagian lainnya. Untuk meloloskan berkas foton seragam agar sesuai dengan bentuk yang diinginkan maka dilakukan modifikasi geometri pada kolimator. Berkas foton tersebut akan diteruskan ke ion chamber untuk membentuk dosis foton ke dalam jumlah monitor unit (MU), kemudian untuk mendapatkan foton dalam monitor unit yang datar maka akan diteruskan lagi ke *secondary collimator*. Berkas foton tersebut akan keluar dari *gantry* yang berotasi disekitar pasien. Radiasi dapat diberikan pada tumor dengan berbagai sudut *gantry* (sampai 360°) dan perpindahan meja perawatan yang bertujuan untuk memaksimalkan pencapaian target (Oktasari, 2019).



Gambar 2.5 Skema pesawat LINAC

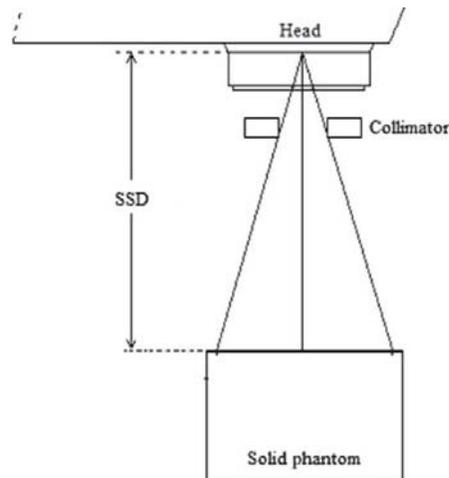
Pesawat LINAC memiliki beberapa komponen penunjang yaitu *stand*, *RF power generator*, meja *treatment*, kepala LINAC, *electron gun*, *electron beam transport*. Bagian kepala LINAC merupakan komponen utama dan memiliki fungsi sebagai produksi, pembentukan, lokalisir dan pemantauan berkas elektron karena terdapat *electron gun* didalamnya (Podgorsak, 2005).



Gambar 2.6 Komponen pesawat LINAC

2.6 Source Surface Distance (SSD)

Source surface distance (SSD) merupakan teknik penyinaran dimana diberikan jarak tertentu dari sumber (foton, elektron) ke permukaan pasien atau *phantom*. Jarak sumber ke permukaan merupakan salah satu parameter yang diperlukan untuk menghitung distribusi dosis. Dalam pengukuran sehari-hari, SSD diukur menggunakan indikator jarak optik dengan memproyeksikan skala dalam rentang 80 cm–120 cm (Wahyuni, 2013). Namun, dalam situasi tertentu SSD dapat diatur ulang karena SSD standar yang digunakan berbeda. Ilustrasi penyinaran radiasi LINAC dengan parameter SSD dapat dilihat pada Gambar 2.7



Gambar 2.7 Ilustrasi pengukuran dosis dengan parameter SSD (Yücel et al., 2016)

2.7 Simulasi Monte Carlo dan MCNPX

Monte Carlo merupakan teknik metode numerik statistik dengan cara mensimulasikan sampling bilangan acak (Rasito, 2013). Metode Monte Carlo saat ini banyak diterapkan untuk transportasi radiasi. Metode Monte Carlo memiliki beberapa kelebihan sebagai berikut (Rizani et al., 2012):

- a. Algoritma yang mendekati kondisi sebenarnya dari transportasi radiasi dengan cara mengikuti transportasi radiasi *step by step* sampai ke energi radiasi terendah.
- b. Algoritma relatif simpel, sehingga dalam melakukan *coding* dan *debugging* dapat dilakukan relatif mudah.
- c. Jika algoritma sudah sesuai, maka tingkat akurasi ditentukan oleh akurasi data *cross section* dapat di update tanpa harus mengubah algoritma yang ada.
- d. Dapat digunakan untuk medium yang kompleks.

Perangkat lunak MCNP merupakan kepanjangan dari *Monte Carlo N-Particle* yang dikembangkan sejak tahun 1963 oleh *Los Alamos National Laboratory, USA* (Mohammad et al., 2016). MCNP dapat mensimulasikan perjalanan partikel elektron, foton, dan neutron dalam suatu material tiga dimensi. Salah satu

perkembangan MCNP adalah *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX). MCNPX merupakan *software* berbasis Monte Carlo versi baru dengan fitur tambahan dan memiliki kemampuan menyimulasikan proton serta mampu melacak hampir semua partikel pada hampir semua energi (Azizah et al., 2014). MCNPX memiliki satuan standar (a) panjang dalam cm, (b) energi dalam MeV, (c) densitas atom dalam atoms/barn-cm, (d) densitas massa dalam g/cm³, (e) tampang lintang dalam barns (10⁻²⁴ cm²). MCNPX memiliki batasan energi foton radiasi yang dapat disimulasikan adalah 1 keV dan 100 GeV (Sardjono et al., 2015).