

BAB II

DASAR TEORI

2.1. Mekanisme Produksi Sinar-X

Sinar-X terjadi karena konversi energi kinetik atau energi potensial yang dimiliki oleh elektron-elektron menjadi radiasi elektromagnetik. Dalam spektrum gelombang radiasi sinar-X memiliki panjang gelombang 0,01 nm sampai 10 nm. Karena panjang gelombangnya yang pendek maka sinar-X mampu menembus bahan yang dilalui dan disamping itu dengan energi yang dimiliki, sinar-X merupakan salah satu jenis radiasi pengion gelombang elektromagnetik (Beiser, 1983).

Sinar-X diproduksi dalam tabung hampa udara yang didalamnya terdapat filamen sebagai katoda dan target sebagai anoda. Filamen dipanaskan sehingga terbentuk awan-awan elektron. Antara katoda dan anoda diberi beda potensial yang tinggi, yang menyebabkan elektron akan bergerak dengan kecepatan tinggi menumbuk target. Dari peristiwa tersebut selanjutnya terbentuk radiasi sinar-X. Terbentuknya radiasi sinar-X berkisar 1% dari jumlah tenaga yang disalurkan dan selebihnya akan terbentuk panas pada plat anoda (Bushong, 1988).

Berdasarkan proses terjadinya sinar-X dibedakan menjadi 2 jenis yaitu:

1. Sinar-X Bremsstrahlung

Sinar-X yang ditimbulkan setelah berkas elektron melintasi medan inti atom dan dipengaruhi gaya tarik coulomb sehingga mengakibatkan perlambatan.

Pada peristiwa perlambatan elektron tersebut akan disertai dengan pembentukan spektrum radiasi sinar-X yang bersifat kontinyu.

2. Sinar-X Karakteristik

Sinar-X karakteristik terjadi apabila tumbukan antara elektron- elektron cepat dengan elektron orbital bagian dalam dari atom target sehingga mengeluarkan elektron orbital dari lintasannya. Selanjutnya terjadi kekosongan pada orbital tersebut yang kemudian segera terisi oleh elektron orbital yang lebih luar dengan memancarkan sinar-X karakteristik dan menghasilkan spektrum garis (Budiman,1993).

2.2. Faktor – Faktor yang Menentukan Intensitas Sinar-X

Faktor – faktor yang menentukan Intensitas sinar-X yang dihasilkan dari suatu pemaparan atau disebut sebagai faktor eksposi adalah :

2.2.1. Tegangan Tabung

Perubahan tegangan tabung akan berpengaruh terhadap kuantitas dan kualitas sinar-X. Intensitas sinar-X kira – kira sebanding dengan faktor pangkat dua dari besarnya tegangan tabung. Hubungan antara tegangan tabung dan intensitas dirumuskan sebagai berikut :

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{V_1^2}{V_2^2} \quad \dots(2.1)$$

Dengan I_1 adalah intensitas sinar – X sebelum tegangan tabung dinaikkan (mR), I_2 adalah intensitas sinar – X setelah tegangan tabung dinaikkan (mR) , V_1 adalah

tegangan tabung yang belum dinaikkan (kV) dan V_2 adalah tegangan tabung yang dinaikkan (kV) (Meredith, 1977).

Pada arus tabung dan waktu pemaparan tertentu, semakin bertambah tegangan tabung yang digunakan akan semakin meningkat intensitas radiasi karena intensitas berbanding dengan kuadrat tegangan tabung digunakan.

Kuantitas sinar – X dinyatakan sebagai intensitas sinar-X yang besarnya adalah :

$$I = \frac{V^2 i}{FFD^2} \quad \dots(2.2)$$

Dengan I adalah intensitas radiasi (mR), i adalah arus tabung (mA) dan FFD adalah jarak fokus sinar-X ke film (cm).

Kualitas sinar-X ditunjukkan sebagai besarnya energi sinar-X yang dihasilkan dari suatu pemaparan yang ditentukan oleh intensitas radiasi dan lama pemaparan. Apabila tegangan tabung naik maka energi sinar-X juga naik, sehingga daya tembusnya semakin kuat. Energi sinar-X dinyatakan dengan persamaan (Robin , 1987) :

$$E = \frac{V^2 i t}{FFD^2} \quad \dots(2.3)$$

Dengan E adalah energi sinar-X, i adalah arus tabung (mA), FFD adalah jarak fokus sinar-X ke film (cm) dan t adalah waktu pemaparan (detik)

2.2.2. Kuat Arus Listrik

Intensitas sinar-X juga ditentukan oleh jumlah elektron persatuan waktu dari katoda ke anoda yang mencapai atom target, dan dinamakan sebagai arus tabung. Menaikkan arus tabung akan meningkatkan jumlah elektron yang tertumbuk ke anoda sehingga sinar-X yang dihasilkan semakin banyak. Intensitas sinar-X yang terbentuk sebanding dengan besarnya arus tabung (Meredith, 1977).

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{i_1}{i_2} \quad \dots (2.4)$$

Dengan I_1 adalah intensitas sinar-X sebelum arus tabung dinaikkan. I_2 adalah intensitas sinar-X setelah arus tabung dinaikkan, i_1 adalah arus tabung yang belum dinaikkan dan i_2 arus tabung yang dinaikkan.

Untuk mendapatkan energi sinar-X yang sama sehingga menghasilkan densitas (tingkat kehitaman) yang relatif sama dari dua radiograf maka dapat dipergunakan persamaan hubungan perubahan arus tabung (i), tegangan tabung (V) dan waktu pemaparan (t) sebagai berikut :

$$\frac{i_2 t_2}{i_1 t_1} = \frac{V_1^4}{V_2^4} \quad \dots (2.5)$$

2.2.3. Jarak Film ke Fokus (FFD)

Jarak film ke fokus merupakan jarak antara fokus sinar – X dengan film. Dalam radiografi pada umumnya untuk menghasilkan radiograf yang optimal dipakai jarak 100 cm. Intensitas sinar – X yang terbentuk berbanding terbalik

dengan jarak pangkat dua. Hubungan perubahan intensitas dengan perubahan jarak film ke fokus dirumuskan sebagai berikut :

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{(FFD_2)^2}{(FFD_1)^2} \quad \dots(2.6)$$

Dengan I_1 adalah intensitas sinar – X sebelum jarak fokus ke film bertambah. I_2 adalah intensitas sinar – X setelah jarak tabung bertambah, FFD_1 adalah jarak fokus ke film yang belum bertambah dan FFD_2 adalah jarak fokus ke film yang sudah bertambah.

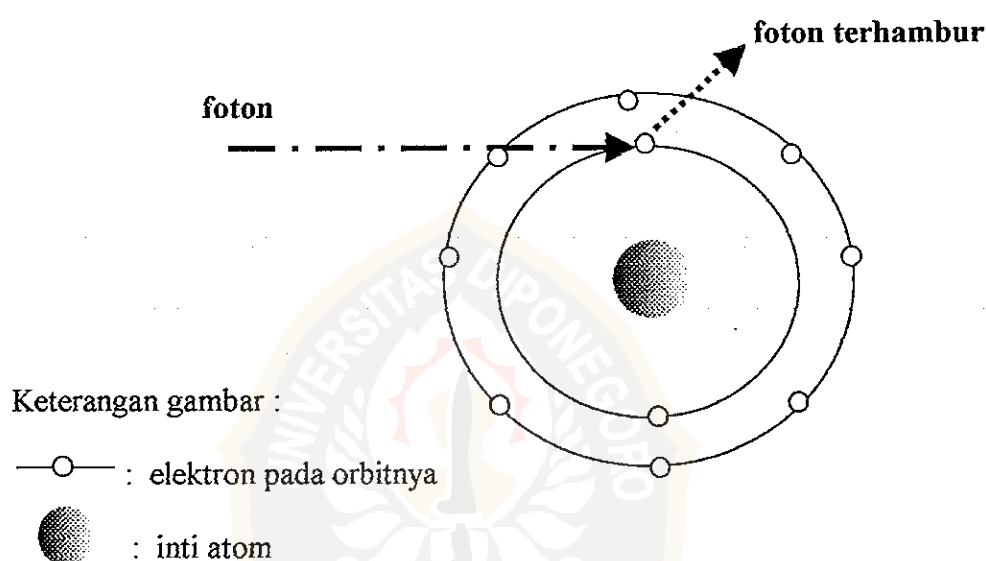
2.3. Interaksi Radiasi dengan Materi :

Pada pemaparan radiasi sinar-X terhadap materi akan terjadi attenuasi yang terdiri atas proses hamburan, pemindahan maupun penyerapan energi radiasi ke dalam materi yang disinari (Wirjosimin,1995). Proses interaksi radiasi dengan materi atau obyek pada rentang tenaga radiodiagnostik adalah hamburan Thomson, efek fotolistrik dan hamburan Compton.

2.3.1. Hamburan Thomson

Hamburan Thomson merupakan hamburan koheren yang terjadi karena interaksi antara radiasi foton dengan materi yang hanya mengubah arah foton tanpa mengubah panjang gelombangnya. Pada hamburan Thomson interaksi terjadi hanya melibatkan elektron tunggal dan sering terjadi pada tegangan tabung dibawah 30 kV (Curry , 1984).

Hamburan Thomson terjadi pada saat foton datang dengan energi lebih rendah dari pada energi ikat elektron. Foton menumbuk elektron tersebut sehingga energi foton diserap seluruhnya oleh elektron tetapi tidak mengeluarkan elektron dari orbitnya. Selanjutnya elektron memancarkan foton sekunder yang terhambur ke sembarang arah dengan energi yang sama dengan energi foton mula-mula. Hamburan Thomson terjadi hanya 1% dari semua radiasi yang dihamburkan dari pasien (Caroll, 1985).



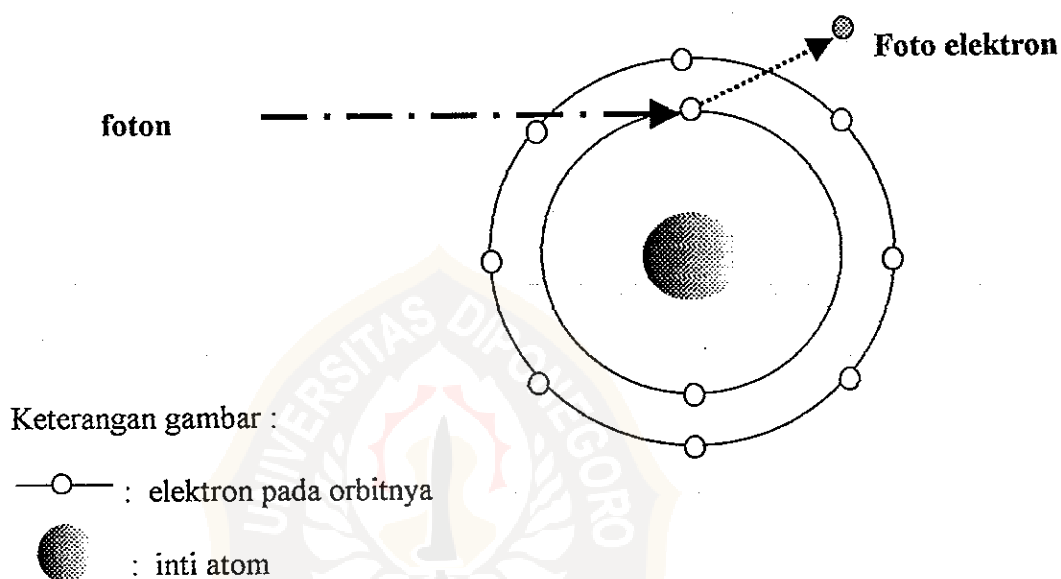
Gambar 2.1. Irisan melintang hamburan Thomson

2.3.2. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik adalah suatu interaksi sebuah foton dengan elektron yang terikat dengan atom dengan energi ikatnya sama atau lebih kecil dari energi foton. Diagram proses fotolistrik diperlihatkan pada gambar 2.1. Energi foton akan diserap seluruhnya, dipergunakan untuk mengeluarkan elektron dari ikatan inti. Elektron yang dinamakan foto elektron membawa energi kinetik sebesar E_k .

$$E_K = h \nu - \phi_0 \quad \dots (2.7)$$

h merupakan konstanta Plank yang besarnya $6,626 \times 10^{-34}$ J detik dan ν sebagai frekuensi radiasi foton. ϕ_0 adalah fungsi kerja dari atom materi yang merupakan energi ikat elektron pada lintasananya (Cember, 1983).



Gambar 2. 2. Irisan melintang efek Fotolistrik

Dalam pembuatan radiograf kontras akan maksimal apabila proses atenuasi sinar-X oleh bahan didominasi proses efek fotolistrik karena dalam proses ini tidak menghasilkan radiasi hambur yang dapat merusak kontras gambar (Bushong, 1989).

2.3.3. Hamburan Compton

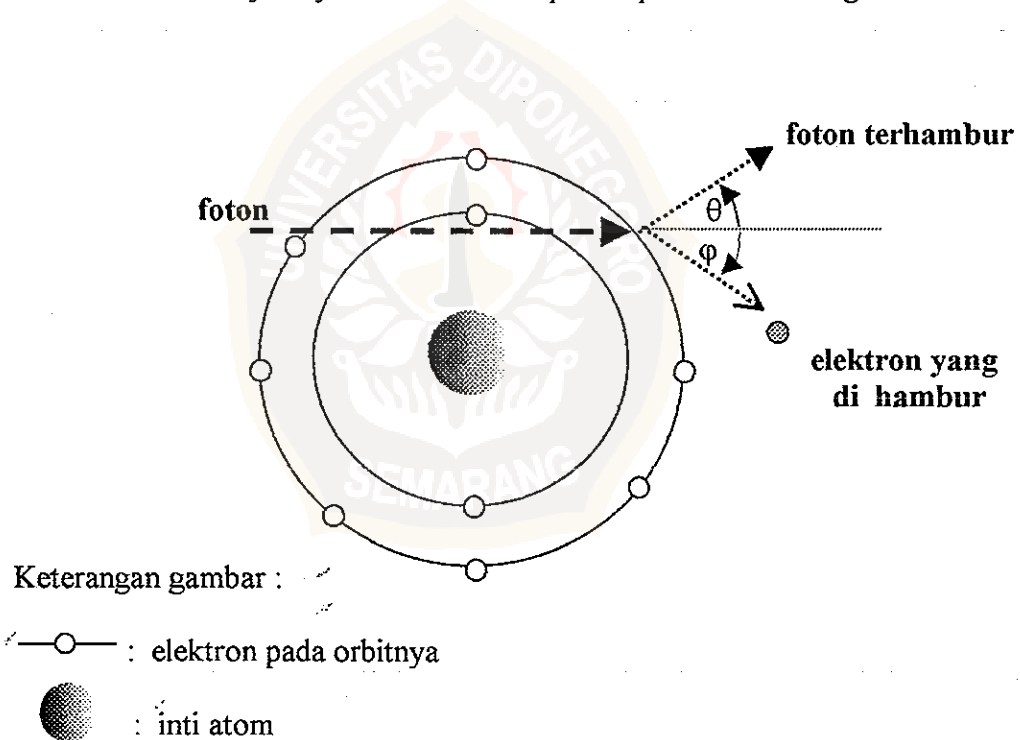
Hamburan Compton merupakan gejala yang timbul dari proses interaksi pada saat energi foton sinar-X lebih besar dari energi ikat elektron yang berada pada orbitnya, yang menghasilkan foton hamburan yang berenergi lebih rendah dari foton datang (Caroll, 1985).

Dalam hamburan Compton terjadi perubahan energi sesuai persamaan :

$$E_i = E_s + (\phi + E_K) \quad \dots (2.8)$$

E_s adalah energi hambur dan E_i adalah energi datang.

Proses terjadinya hamburan Compton diperlihatkan sebagai berikut :



Gambar 2.3. Irisan melintang hamburan Compton

Perubahan energi diikuti dengan perubahan panjang gelombang sebesar:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad \dots(2.9)$$

Dengan λ dan λ' masing-masing adalah panjang gelombang foton datang dan foton terhambur. h adalah konstanta Plank, m_0 sebagai massa elektron mula-mula dan c merupakan kecepatan foton. Foton yang terhambur mempunyai energi sebesar :

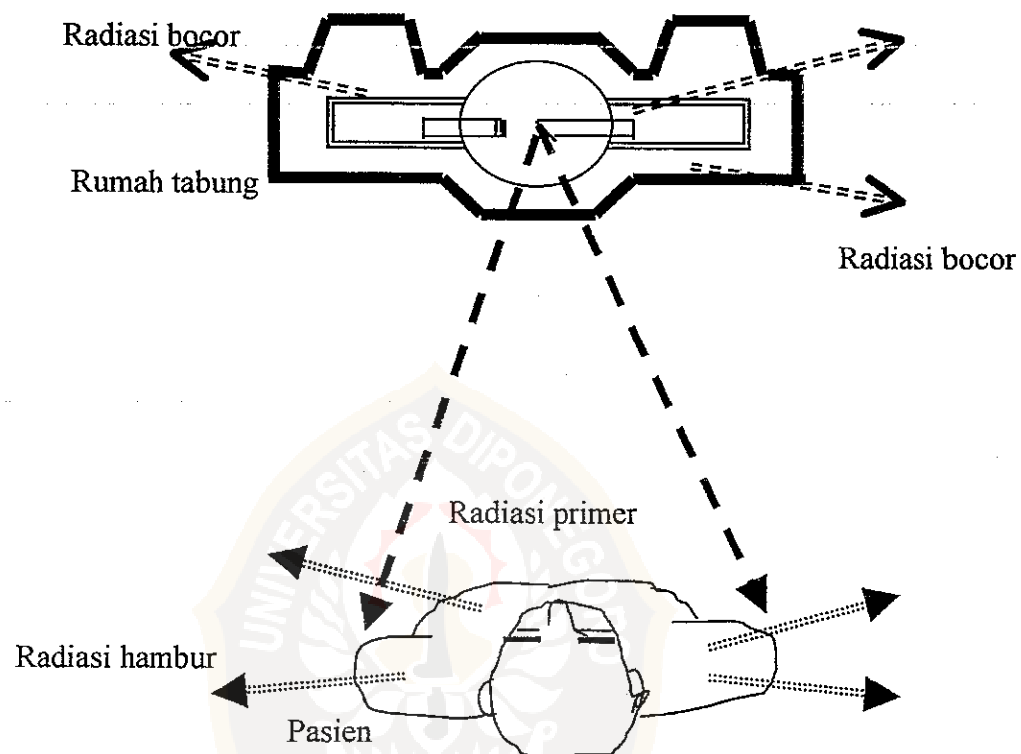
$$E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad \dots(2.10)$$

Dengan E' adalah energi foton terhambur, E adalah energi foton datang, θ adalah sudut foton terhambur terhadap garis normal dan $(m_0 \cdot c^2)$ adalah energi dari elektron.

Foton akan kehilangan tenaga maksimum apabila terjadi tumbukan dengan sudut 180° terhadap elektron. Kebolehjadian hamburan untuk suatu sudut hamburan akan naik pada sudut yang kecil dengan naiknya tenaga foton. (Lanzl,1996). 99 % hamburan yang terjadi pada pemeriksaan radiodiagnostik diakibatkan dari proses interaksi hamburan Compton (Caroll, 1985).

2.4. Tipe Radiasi Sinar-X

Untuk tujuan perlindungan dari radiasi, tiga tipe radiasi sinar-X yang perlu diperhatikan yaitu radiasi primer, radiasi hambur dan radiasi bocor. Ketiga tipe radiasi tersebut ditunjukkan pada gambar.



Gambar 2.4 Tiga tipe radiasi dalam paparan radiasi Sinar-X

Radiasi primer atau sinar guna adalah radiasi yang dimanfaatkan untuk membuat radiograf dan mempunyai daya tembus tinggi serta mengandung dosis radiasi yang paling besar. Radiasi hambur merupakan radiasi yang dihasilkan ketika sinar primer berinteraksi dengan obyek, yang intensitasnya dipengaruhi oleh tegangan tabung sinar-X, luas pemaparan dan ketebalan obyek. Radiasi bocor adalah kebocoran radiasi yang dipancarkan dari rumah tabung sinar-X

dengan memancar segala arah. Intensitas radiasi bocor yang memancar hanya sekitar 0,1 % dari radiasi primer (Meredith, 1977). Radiasi hambur dan radiasi bocor merupakan radiasi sekunder yang tidak berguna dalam pembuatan radiograf dan meningkatkan dosis radiasi bagi lingkungan sekitarnya (Bushong, 1985).

2.5. Teknik Tegangan Tinggi (Jenkins, 1988).

Teknik tegangan tinggi merupakan salah satu teknik pemeriksaan radiodiagnostik dengan menggunakan tegangan tabung yang tinggi yaitu antara 100 kV sampai dengan 150 kV, dan disertai dengan penurunan kuat arus maupun waktu pemaparan.

Dapat dikatakan untuk memperoleh kualitas radiograf yang tinggi dan energi radiasi yang minimum maka semua radiograf harus dibuat dengan menggunakan tegangan tabung yang rendah. Tetapi persentasi foton sinar-X yang mengalami interaksi efek fotolistrik akan meningkat sehingga dosis radiasi bagi pasien semakin meningkat.

Disamping itu untuk pasien yang berbadan besar harus menggunakan teknik tegangan tinggi untuk dapat memastikan daya tembus sinar-X terhadap organ tubuh yang dikehendaki. Petugas radiasi harus menentukan pilihan faktor pemaparan yang sesuai untuk memperoleh gambaran organ-organ didalam perut yang akurat apakah dengan meningkatkan arus tabung, waktu pemaparan atau tegangan tabung.

Peningkatan arus tabung yang disertai penurunan tegangan tabung akan menghasilkan sinar-X yang cukup untuk membuat radiograf yang berkualitas

namun menyebabkan peningkatan dosis radiasi bagi pasien. Disisi lain dengan meningkatkan tegangan tabung akan untuk menghasilkan radiograf yang optimal dan dosis bagi pasien menjadi berkurang tetapi peningkatan tegangan tabung akan menyebabkan intensitas radiasi bertambah dan kontras radiograf akan menurun.

Penggunaan grid dan pembatasan luas pemaparan dapat membantu untuk mengurangi kuantitas radiasi hambur dan dosis pasien sehingga pemilihan teknik tegangan tinggi lebih baik dari pada penggunaan teknik tegangan rendah dalam pemaparan terhadap pasien bertubuh besar tetapi dosis radiasi bagi lingkungan pemaparan menjadi meningkat.

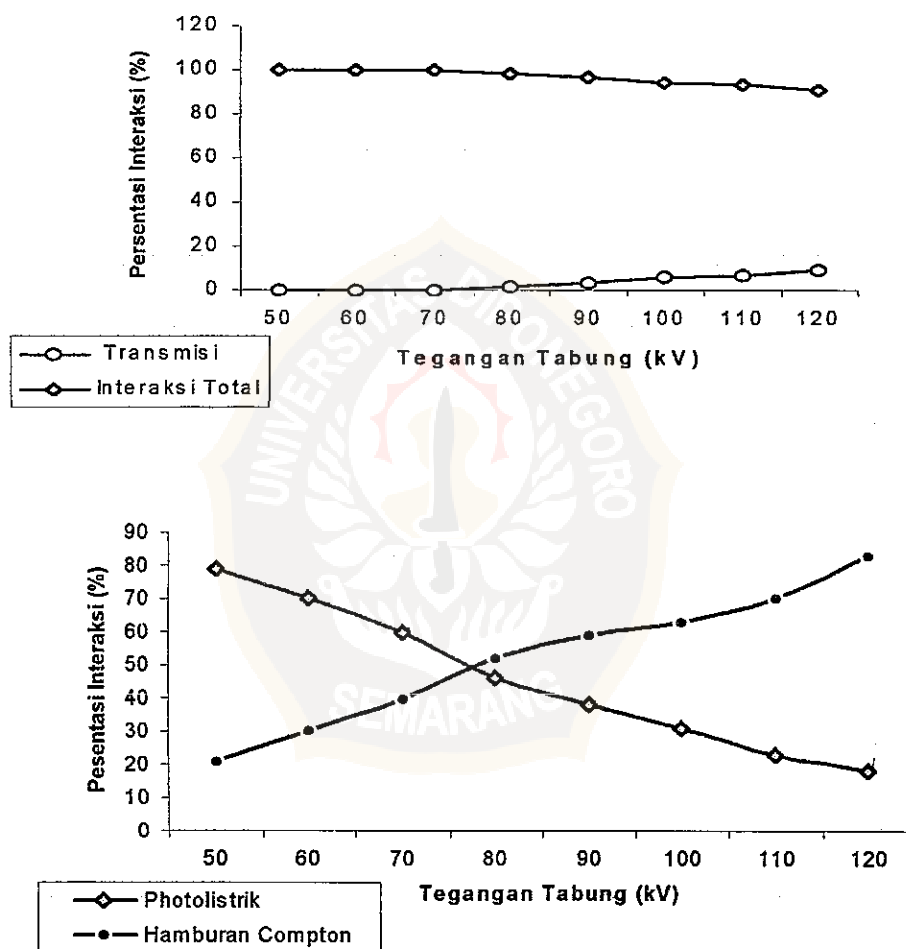
2.6. Atenuasi Sinar-X

Menembusnya berkas sinar-X disamping mengalami penghamburan akan mengalami penyerapan oleh bahan sesuai dengan kerapatan dan berat atomnya. Makin tinggi berat atom atau kepadatan suatu bahan makin besar penyerapannya. Proses penyerapan dan hamburan intensitas sinar-X (I) menyebabkan pelemahan intensitas radiasi sinar-X secara eksponensial terhadap tebal bahan atau disebut atenuasi (Simon, 1985). Proses atenuasi pada radiasi monokromatik tergantung pada ketebalan dan koefisien atenuasi linier bahan tersebut dengan persamaan :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \dots (2.11)$$

I_0 sebagai nilai intensitas mula-mula. μ sebagai koefisien atenuasi linier dan x adalah ketebalan materi.

Sinar-X yang digunakan dalam radiodiagnostik merupakan radiasi polikromatik. Proses atenuasi radiasi polikromatik lebih kompleks dibandingkan radiasi monokromatik karena terdiri dari foton dengan energi yang bervariasi. Persentase terjadinya interaksi radiasi dengan materi akan berkurang dengan meningkatnya tegangan tabung sinar-X sehingga lebih banyak intensitas sinar-X yang ditransmisikan ke obyek penyinaran.



Gambar 2.5. Grafik persentasi Interaksi radiasi sinar-X berdasarkan penelitian pada jaringan tubuh dengan ketebalan 10 cm (Bushong, 1988).

Proses atenuasi sinar-X terutama disebabkan oleh interaksi Compton dan efek fotolistrik. Gambar 2.6 menunjukkan peningkatan tegangan tabung menyebabkan persentasi sinar-X menurun pada interaksi efek fotolistrik akan tetapi meningkat pada interaksi hamburan Compton. Meningkatnya interaksi efek fotolistrik akan meningkatkan dosis bagi pasien .

2.7. Produksi Radiasi Hambur

Tidak semua foton yang dipancarkan oleh tabung sinar-X diserap oleh obyek tetapi sebagian dari foton tersebut dihamburkan ke segala arah. Foton radiasi yang dihamburkan mengalami pengurangan energi dan daya tembus. Radiasi yang dihamburkan merupakan radiasi yang tidak berguna dalam pembuatan radiograf tetapi berpengaruh mengurangi kualitas radiograf dan menimbulkan efek biologik. Faktor-faktor yang mempengaruhi radiasi hambur :

2.7.1. Tegangan Tabung Sinar-X

Tegangan tabung sinar-X berpengaruh terhadap energi foton sinar-X yang dihasilkan. Kenaikkan tegangan tabung berarti meningkatkan energi sinar-X maka kecenderungan terjadinya interaksi Compton pada rentang energi diagnostik akan meningkat sehingga intensitas radiasi yang dihamburkan semakin besar (Sprawls, 1987).

Tegangan tabung merupakan salah satu faktor yang dapat dikontrol dalam upaya mengurangi radiasi hambur. Pemilihan tegangan tabung yang optimal dapat mengurangi banyaknya radiasi hambur yang dihasilkan dan meningkatkan kontras pada radiograf.

2.7.2. Volume Obyek

Pengaruh volume obyek terhadap produksi radiasi hambur diuraikan menjadi luas pemaparan dan ketebalan obyek.

1. Luas Pemaparan

Dengan bertambah besar luas pemaparan maka paparan radiasi primer akan semakin besar sehingga akan meningkatkan timbulnya radiasi hambur. Dalam suatu teknik pemeriksaan radiodiagnostik kadang – kadang diperlukan luas pemaparan yang berbeda untuk obyek yang sama. Pada luas pemaparan yang lebih besar akan tampak kehilangan kontras radiograf karena peningkatan radiasi hambur. Luas pemaparan dapat dikontrol dalam upaya mengurangi radiasi hambur. Pembatasan luas pemaparan dapat memperbaiki kualitas radiograf dan sangat penting dalam fluoroskopi sebagai upaya proteksi radiasi.

2. Ketebalan Obyek

Semakin bertambah ketebalan obyek pemaparan maka disamping semakin besar energi foton sinar-X yang diperlukan untuk dapat menembus obyek, juga semakin banyak interaksi radiasi dengan atom-atom materi sehingga meningkatkan radiasi hambur. Kuantitas radiasi hambur berangsur-angsur berkurang dengan bertambahnya ketebalan obyek (Meredith, 1977).

2.8. Pengaruh Radiasi Hambur Terhadap Materi Biologik

Interaksi radiasi dengan materi biologi merupakan proses yang bertahap yang diawali dengan tahap fisik dan berakhir dengan tahap biologik . Dalam tahap fisik terjadi proses absorpsi radiasi pengion dan menyebabkan ionisasi pada

molekul atau atom penyusun materi biologi. Efek langsung radiasi pada molekul atau atom penyusun tubuh hanya memberikan dampak kerusakan biologik yang kecil dibandingkan efek tak langsung melalui media air. Seperti diketahui 80 % tubuh terdiri dari air. Oleh karena itu peranan air sangat besar dalam penentuan hasil akhir efek radiasi. Proses interaksi radiasi terhadap air adalah sebagai berikut:



Dimana H_2O^+ sebagai ion positif dan e^- sebagai ion negatif.

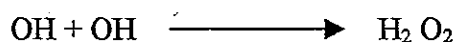
Tahap selanjutnya adalah tahap fisikokimia. Dalam tahap ini terjadi ionisasi atom – atom sampai terbentuk radikal bebas yang tidak stabil. Absorpsi tenaga radiasi oleh air akan menghasilkan radiasi bebas H^+ dan OH^- yang sangat reaktif. Persamaan reaksinya adalah sebagai berikut :



Sementara elektron akan terikat oleh suatu molekul air yang bersifat netral.



Pada tahap kimia radikal bebas OH^- terletak cukup berdekatan satu sama lain sehingga memungkinkan radikal-radikal tersebut saling bereaksi dan menghasilkan hidrogen peroksida.



Hidrogen peroksida merupakan senyawa stabil yang mampu bertahan cukup lama sehingga dapat merusak sel atau molekul sampai daerah yang jauh dari daerah pemaparan.

Tahap biologik merupakan tahap terakhir dimana terjadi tanggapan biologik yang bervariasi tergantung molekul penting yang terkena, seperti kerusakan DNA dapat menimbulkan cacat genetik. Kerusakan yang terjadi dapat meluas dari skala seluler ke jaringan, ke organ bahkan dapat menimbulkan kematian (Martin dan Harbison, 1996).

2.9. Batas Laju Dosis Ekuivalen yang Diijinkan.

Di Indonesia besarnya nilai batas dosis ekuivalen diatur oleh Badan Tenaga Atom Nasional (Batan) dalam Surat Keputusan Dirjen Batan No. PN 03/160/DJ/89, sesuai dengan yang direkomendasikan oleh International Commission on Radiological Protection (ICRP) dalam publikasi ICRP ke-26 tahun 1977, dibedakan berdasarkan efek yang disebabkan karena radiasi pengion adalah :

1. Efek stokastik yaitu yang kemungkinan terjadinya merupakan fungsi dari dosis radiasi yang diterima oleh seseorang dan tanpa suatu nilai ambang. Untuk membatasi efek stokastik ditetapkan nilai batas laju dosis ekuivalen untuk pemaparan seluruh tubuh adalah 5 rem dalam satu tahun. Pembatasan dosis ini berlaku baik untuk pemaparan seluruh tubuh yang merata maupun tidak merata.

2. Efek non stokastik adalah akibat yang tingkat keparahannya tergantung pada dosis radiasi yang diterima , karena itu diperlukan suatu nilai ambang. Untuk menghindari efek non stokastik ditetapkan nilai batas laju dosis ekivalen 50 rem untuk semua jaringan kecuali lensa mata yaitu 15 rem dalam satu tahun. Nilai batas ini berlaku baik apabila merupakan pemaparan pada jaringan tubuh tunggal maupun bersamaan dengan organ tubuh lainnya (Martin dan Harbison, 1996).

2.10. Faktor-faktor Kualitas Radiografi :

1. Kontras

Kontras pada radiograf ialah perbedaan tingkat kehitaman dari berbagai bagian gambar. Kontras (C) ditentukan dari selisih antara densitas tertinggi hasil pemaparan (A_2) dengan densitas terendah hasil pemaparan (A_1). Kontras dinyatakan dengan persamaan :

$$C = A_2 - A_1 \quad \dots(2.12)$$

Pada peningkatan tegangan tabung sinar-X akan menurunkan kontras radiografi (Bushong,1988).

2. Tingkat Kekabutan (Basic Fog)

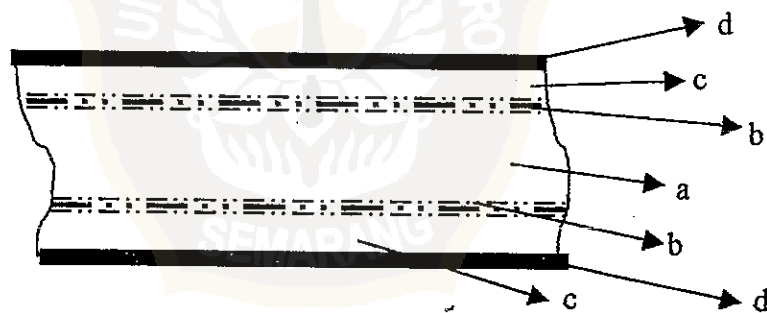
Pada film radiografi yang tidak terkena paparan radiasi akan menampilkan nilai densitas sebesar 0,12 yang merupakan densitas kabut dan densitas latar belakang. Densitas kabut rata-rata sebesar 0,05 dan densitas latar belakang

adalah sebesar 0,07 yang disebabkan butiran perak halida (AgBr) yang mengembang (Curry, 1985).

3. Ketajaman Gambar

Ketajaman gambar adalah tingkat hasil radiograf menampilkan detail informasi gambar yang optimal. Suatu radiograf dinyatakan mempunyai ketajaman yang baik apabila batas peralihan antara dua daerah dengan tingkat kehitaman yang berbeda dalam suatu radiograf terlihat dengan tegas. Faktor yang berpengaruh mengurangi ketajaman gambar adalah adanya radiasi sinar hambur, jarak terlalu jauh antara obyek dengan film, hubungan antara film dengan tabir penguat gambar yang tidak sempurna dan fokus pada target dari tabung sinar-X terlalu besar (Simon, 1981).

2.11. Film Sinar-X (Chesney, 1978)



Gambar 2.6. Penampang Lintang Film Sinar-X

Keterangan Gambar :

- a. Lapisan dasar Film.
- b. Lapisan perekat
- c. Lapisan emulsi Film
- d. Lapisan pelindung

1. Lapisan dasar Film.

Lapisan dasar film merupakan bagian film sinar – X yang berfungsi sebagai tempat emulsi film dilekatkan. Lapisan ini terbuat dari bahan polyster.

2. Lapisan perekat

Lapisan perekat berfungsi sebagai bahan perekat antara lapisan dasar film dengan lapisan emulsi. Lapisan ini terbuat dari bahan selulose, gelatin dan aceton.

3. Lapisan emulsi Film

Lapisan emulsi film merupakan lapisan yang peka terhadap sinar – X maupun cahaya tampak, dibuat dari perak Halida (Ag Br dan Ag I).Halida dalam film sinar- X adalah sekitar 90 % sampai 99 % perak Bromida dan sekitar 1 % sampai 10 % perak iodida.

4. Lapisan pelindung

Lapisan pelindung berfungsi melindungi emulsi film dari kerusakan mekanik akibat gesekan dan transportasi *roll* pada pengolahan film secara otomatis.

2.12. Proses Terbentuknya Bayangan pada radiograf

Proses terbentuknya bayangan radiograf pada prinsipnya meliputi pembentukan bayangan laten, proses pengembangan dan proses penetapan.

1. Pembentukan bayangan laten

Bayangan laten yang terbentuk pada film dihasilkan oleh berkas sinar-X sesudah menembus obyek mengenai film atau berasal dari berkas cahaya tampak yang dihasilkan pada proses emisi cahaya dari interaksi radiasi sinar-X

dengan lembar penguat (Bushong, 1988). Pada proses pertama berkas radiasi sinar-X yang mengenai obyek sebagian diserap oleh obyek dan sisanya diteruskan menembus obyek yang kemudian mengenai emulsi film sehingga terbentuk bayangan obyek.

2. Proses Pengembangan

Proses pengembangan bayangan laten menjadi bayangan radiograf terjadi karena adanya penghalang elektron pada Ag Br yang tidak terkena sinar sehingga akan menolak elektron dari bahan pengembang dan tidak ada efek perubahan. Sedangkan pada kristal Ag Br yang mempunyai bayangan laten terdapat tumpukan atom Ag yang menyebabkan penghalang retak. Dari bagian yang retak inilah elektron dari larutan pengembang menembus kedalam kristal dan mereduksi ion Ag menjadi atom Ag.

3. Proses Penetapan

Larutan fikser adalah larutan penetap kristal – kristal film agar tidak sensitif lagi terhadap cahaya. Proses penetapan oleh larutan penetap berfungsi menghentikan proses pengembangan, melarutkan AgBr yang tidak terkena paparan sinar – X dan menjernihkan daerah film yang tidak terdapat bayangan laten.

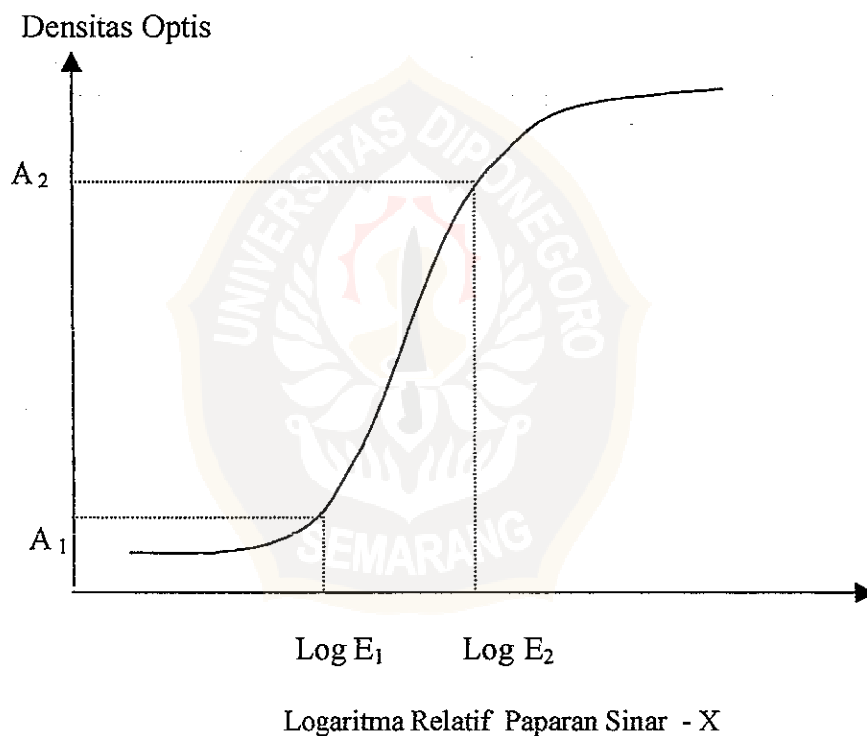
2.13. Kurva Karakteristik Film Sinar-X

Hubungan antara densitas film sinar-X dan paparan (exposure) dapat ditunjukkan sebagai kurva karakteristik film pada gambar 2.7. Kurva ini diperoleh

bila densitas diplot terhadap paparan radiasi sinar-X. Dari kurva karakteristik film diperoleh informasi :

1. Tingkat Kabut Dasar

Tingkat kabut dasar adalah tingkat kehitaman atau densitas film yang disebabkan bukan karena mendapatkan paparan sinar-X. Faktor yang mempengaruhi tingkat kabut adalah kondisi pemrosesan film, umur film dan laju film.



Gambar 2.7 Kurva Katakteristik (Meredith, 1977).

2. Gamma Film

Gamma film didefinisikan sebagai kemiringan kurva karakteristik yang menunjukkan kontras film. Gamma film dinyatakan dengan persamaan :

$$\gamma = \frac{A_2 - A_1}{\log E_2 - \log E_1} \quad \dots(2.13)$$

Dengan γ adalah gamma film, A_1 adalah densitas terendah hasil pemaparan, A_2 adalah densitas tertinggi hasil pemaparan, E_1 adalah paparan sinar-X terendah dan E_2 adalah paparan tertinggi.

4. Jangkah Pemaparan (Latitude Film)

Jangkah pemaparan adalah rentang pemaparan yang menunjukkan tingkat kemampuan emulsi film dalam menerima respon pemaparan (Curry, 1985).

2.14. Satuan Dosimetri

Satuan dosimetri yang sering digunakan adalah dosis serap, paparan dan dosis ekivalen.

1. Dosis Serap

Satuan dasar dosis radiasi dinyatakan berkenaan dengan energi yang diserap persatuan massa dalam jaringan. Konsentrasi penyerapan energi oleh volume dari suatu materi diukur dalam besaran dosis serap dengan satuan Gray atau rad. Satuan dosis serap dinyatakan dengan persamaan berikut ini.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad \dots(2.14)$$

dengan D adalah dosis serap (erg/ gr), dE adalah energi yang diserap jaringan (erg) dan dm adalah massa jaringan yang mendapatkan pemaparan (gram).

2. Paparan Radiasi

Paparan radiasi dengan satuan *roentgen* (R) didefinisikan sebagai sejumlah radiasi yang menyebabkan terbentuknya muatan listrik sebesar 1 esu (*electrostatic unit*) pada suatu elemen volume udara sebesar 1 cc, pada temperatur 0° C dan bertekanan 760 mm Hg. Karena 1 rad sama dengan 100 erg per gram dan 1 R sama dengan 87,7 erg per gram massa udara, maka hubungan antara satuan dosis radiasi dengan satuan pemaparan dinyatakan sebagai 1 Rontgen sama dengan 0,877 rad dosis diudara .

Sehingga dosis serap diudara dapat dihitung (Cember, 1983) :

$$D_a = 0,877 . X \quad \dots(2.15)$$

Dengan D_a adalah dosis serap pada udara dan X adalah paparan radiasi.

Untuk menghitung dosis serap materi selain udara adalah :

$$D_x = f . X \quad \dots(2.16)$$

Dengan D_x adalah dosis serap pada materi x , dan f adalah faktor penyerapan oleh materi yang tergantung pada jenis materi. Untuk jaringan lunak nilai f ekuivalen dengan 0,95 (Curry, 1990).

3. Dosis Ekivalen

Berbagai jenis radiasi memberikan efek biologi yang tidak sama tergantung dengan dosis ekivalen atau RBE (*Relative Biological Effectiveness*) yang didefinisikan sebagai perbandingan dosis sinar-X dengan energi 250 kV yang menimbulkan efek biologik tertentu dengan dosis serap radiasi lain yang menimbulkan efek biologik yang sama. Hubungan dosis ekivalen dengan dosis serap dinyatakan dengan persamaan :

$$D_E = Q \cdot D \quad \dots(2.17)$$

Dengan D_E adalah dosis ekivalen (rem), Q adalah faktor kualitas, dan D adalah dosis serap (rad).

Karena untuk sinar-X nilai Q sama dengan 1, maka :

$$1 \text{ rad} = 1 \text{ rem, atau } 1 \text{ Gray} = 1 \text{ sievert}$$

2.15. Dosimeter Film

Dosimeter film adalah alat ukur terimaan dosis yang dibuat berdasarkan prinsip bahwa radiasi sinar-X akan menyebabkan timbulnya tingkat penghitaman pada film. Tingkat penghitaman atau densitas optis secara tepat dapat diukur dengan sebuah densitometer.

Penghitaman yang disebabkan oleh radiasi memberikan densitas optis A_r yang merupakan selisih antara densitas optis total A_t dan densitas optis latar belakang A_n .

$$A_r = A_t - A_n \quad \dots(2.18)$$

Densitas optis latar belakang adalah penghitaman yang terjadi secara alami dari lingkungan sekitar detektor yang tidak bisa dicegah. Hubungan dosis serap dengan densitas optis A_r dinyatakan dengan persamaan :

$$D = \frac{A_r}{\gamma} \quad \dots(2.19)$$

Dengan γ adalah gamma film yang merupakan konstanta yang menunjukkan ciri khusus emulsi film yang digunakan. Harga γ diperoleh dari kurva karakteristik film yang dibuat dengan menyinari film dengan bermacam – macam dosis yang diketahui dihubungkan dengan densitas optis. Emulsi yang berbeda memberikan harga γ yang berbeda pula, sehingga pada penggunaan film dengan emulsi yang berbeda – beda bisa diukur dosis yang sangat berbeda – beda pula dari rendah sampai tinggi. Disamping itu, tergantung pada energi radiasi yang mengenainya. Harga untuk satu jenis emulsi tertentu bisa berbeda sampai 30 kali (Minder dan Osborn, 1989).

Densitas optis secara kualitatif berhubungan dengan besarnya paparan. Dengan membandingkan densitas optis dari film yang terkena radiasi terhadap densitas film yang diketahui dosis radiasinya sebagai hasil standar, maka paparan radiasi terhadap sebuah film dapat ditentukan (Cember, 1983).

Besarnya dosis radiasi yang diterima seseorang yang berada diluar medan radiasi dengan laju dosis tertentu adalah berbanding lurus dengan waktu pemaparan yang dinyatakan dengan persamaan :

$$X = \dot{X} \cdot t \quad \dots(2.20)$$

Dengan X adalah paparan radiasi dengan satuan Rontgen, t adalah waktu pemaparan dengan satuan detik dan $\dot{X}$ adalah laju paparan radiasi yang mengenai film. Agar pemaparan radiasi yang diterima orang tersebut serendah mungkin maka waktu pemaparan sesingkat mungkin (Meredith, 1979).

