

BAB II

DASAR TEORI

2.1. Diskripsi Sinar-X

Sinar-X merupakan gelombang elektromagnetik dengan panjang gelombang dari $0,01-10 \text{ \AA}$, sehingga sinar-X mempunyai daya tembus sangat besar (Sears dkk, 1994). Dalam radiodiagnostik biasanya digunakan sinar-X dengan panjang gelombang $0,1 - 1 \text{ \AA}$ yang terdiri dari sinar-X kontinu dan sinar-X diskrit (Curry dkk, 1990).

Pada pesawat sinar-X radiodiagnostik yang pada umumnya menggunakan bahan target dari tungsten, sinar-X karakteristik baru muncul pada tegangan tabung di atas 70 kV. Pada tegangan tabung 80 kV kontribusi sinar-X karakteristik kira-kira 10% meningkat menjadi 28% pada tegangan tabung 150 kV (Curry dkk, 1990).

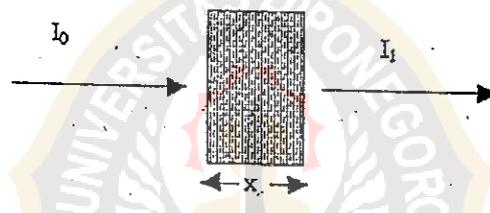
2.2. Sifat-Sifat Sinar-X

Di bidang radiodiagnostik yang secara khusus memanfaatkan sinar-X untuk mendiagnosa suatu penyakit, didasarkan atas sifat-sifat yang dimilikinya (Hoxter, 1973) yaitu :

1. Mempunyai daya tembus yang tinggi terhadap obyek. Hal ini dipengaruhi oleh energi sinar-X, densitas obyek dan nomor atom obyek yang ditembus.
2. Menimbulkan efek fotografis dalam bentuk penghitaman plat fotografik. Perak bromida (AgBr) yang merupakan bahan aktif pada emulsi film, apabila terkena sinar-X akan terbentuk bayangan laten. Setelah melalui

proses pengolahan secara kimiawi dengan larutan pembangkit (developer) akan terbentuk bayangan yang dapat dilihat.

3. Menimbulkan radiasi hambur dalam semua bahan yang ditembusnya. Radiasi hambur ini terdiri dari radiasi karakteristik dan radiasi elektron. Dalam bidang radiodiagnostik hanya radiasi hambur yang mempunyai arti praktis.
4. Mengalami atenuasi, yang merupakan proses pengurangan intensitas ketika melalui bahan. Atenuasi ini dipengaruhi oleh kerapatan, ketebalan dan nomor atom bahan yang dilalui.



Gambar 2.1. Penyerapan sinar-X

Jika intensitas radiasi sinar-X melalui medium dengan koefisien serapan (μ) dengan ketebalan x (Gambar 2.1) maka perubahan intensitas memenuhi persamaan :

$$\frac{dI}{dx} = -\mu I \quad (2-1)$$

Integrasi persamaan (2-1) diperoleh :

$$I_1 = I_0 e^{-\mu x} \quad (2-2)$$

dengan I_1 adalah intensitas setelah menembus obyek (watt/m^2), I_0 adalah intensitas mula-mula (watt/m^2), e adalah bilangan basis logaritma alam, μ adalah koefisien atenuasi medium ($1/\text{m}$) dan x adalah ketebalan medium (m).

2.3. Faktor-Faktor yang Mempengaruhi Kualitas Radiografi Sinar X

Banyaknya paparan sinar-X yang diterima oleh film sinar-X dipengaruhi oleh material atom target, tegangan tabung, arus tabung dan jarak dari fokus ke film.

2.3.1. Material atom target

Nomor atom bahan target mempengaruhi jumlah energi efektif sinar-X yang dihasilkan. Peningkatan nomor atom bahan target mengakibatkan peningkatan efisiensi produksi *Bremsstrahlung* dan peningkatan energi sinar-X karakteristik yang dihasilkan. Kualitas sinar-X sebanding dengan nomor atom bahan target yang digunakan (Bushong, 1988).

2.3.2. Tegangan Tabung Sinar-X

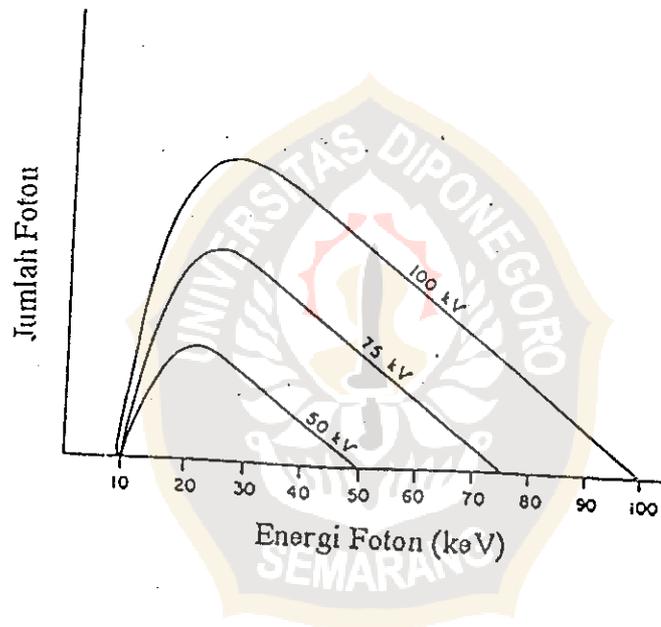
Tegangan tabung sinar-X atau beda potensial antara anoda dan katoda selain menentukan energi maksimum sinar-X yang dihasilkan, juga menentukan paparan sinar-X. Secara grafik paparan foton sinar-X yang diemisikan ekuivalen dengan seluruh daerah di bawah kurva spektrum (Sprawls, 1987).

Paparan sinar-X kira-kira sebanding dengan faktor pangkat dua dari besarnya tegangan tabung yang digunakan (Meredith, 1977). Dengan kata lain jika tegangan tabung atau energi sinar-X dinaikkan dua kali lipat maka paparan sinar-X akan

menjadi empat kalinya, sehingga daya tembusnya semakin besar. Hubungan antara tegangan tabung dengan intensitas dirumuskan sebagai berikut :

$$\frac{I_1}{I_2} \propto \left[\frac{V_1}{V_2} \right]^2 \quad (2-3)$$

dengan I adalah paparan sinar-X (watt/m²) dan V adalah beda potensial pada tabung sinar-X (kV).



Gambar. 2.2. Spektrum sinar-X pada tegangan tabung yang berbeda (Sprawls, 1987)

2.3.3. Arus Tabung

Arus Tabung didefinisikan sebagai jumlah elektron persatuan waktu yang bergerak dari katoda ke anoda. Paparan sinar-X yang terjadi sebanding dengan besarnya arus tabung. (Meredith, 1977).

Hubungan ini dinyatakan dengan rumus :

$$\frac{I_1}{I_2} \propto \frac{i_1}{i_2} \quad (2-4)$$

dengan i adalah kuat arus (ampere)

2.3.4. Jarak Film ke Fokus (FFD)

Merupakan jarak antara fokus dengan film. Perubahan pada FFD berakibat pada perubahan nilai paparan sinar-X yang mengenai film, yaitu :

$$\frac{I_1}{I_2} \propto \frac{d_2^2}{d_1^2} \quad (2-5)$$

dengan d adalah jarak film ke fokus (m)

Kombinasi dari rumus (2-3, 2-4, 2-5) di atas dapat dituliskan sebagai berikut (Robin, 1987) :

$$I \propto \frac{(V)^2 i}{(d)^2} \quad (2-6)$$

2.4. Interaksi Radiasi dengan Bahan

Seperti kita ketahui, bahan tersusun oleh atom yang terdiri dari inti atom dengan dikelilingi oleh elektron. Foton sinar-X yang dipancarkan dapat berinteraksi dengan elektron orbital atau dengan nukleus (inti atom), pada rentang energi radiasi untuk radio diagnostik foton sinar-X hanya berinteraksi dengan elektron orbital.

Pada saat sinar-X mengenai suatu bahan atau materi maka akan mengakibatkan foton diserap, dihamburkan atau diteruskan (Meredith dkk, 1977).

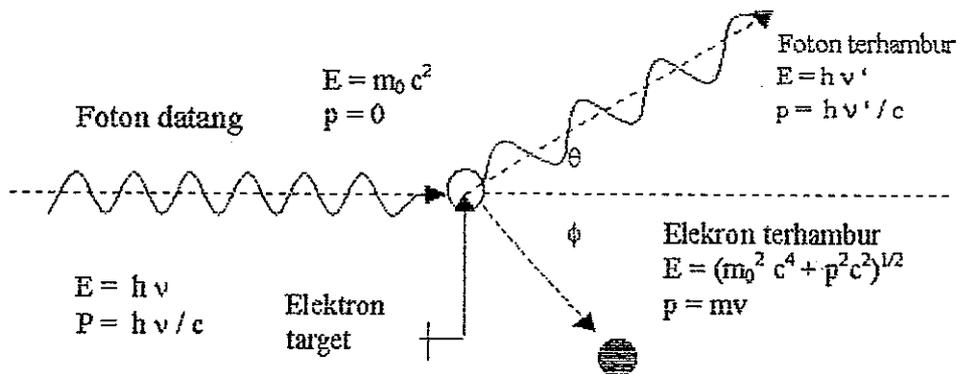
Sejumlah proses interaksi yang mengakibatkan foton sinar-X mengalami penyerapan adalah efek foto listrik dan produksi pasangan. Sedangkan interaksi melalui mekanisme penghamburan terjadi pada hamburan Compton dan hamburan koheren (Wiryosimin, 1995).

Proses interaksi yang mengakibatkan terjadinya radiasi hambur di dalam bidang radiodiagnostik, dapat dijelaskan sebagai berikut :

2.4.1. Hamburan Compton

Hampir seluruh radiasi hambur yang dijumpai dalam diagnosa radiologi berasal dari hamburan Compton. Hamburan Compton merupakan suatu tumbukan lenting sempurna antara sebuah foton dengan sebuah elektron "bebas" (elektron bebas yaitu elektron yang energi ikatnya terhadap suatu atom jauh lebih kecil dibandingkan energi foton), untuk unsur dengan nomor atom rendah yang dijumpai dalam jaringan lunak seluruh elektronnya dapat dianggap bebas karena pada kulit K energi ikatnya lebih kecil dari 1 keV (Curry dkk, 1990).

Secara ilustrasi diperlihatkan dalam gambar 2.3. :



Gambar 2.3. Ilustrasi efek Compton (Beiser,1992)

Dalam suatu tumbukan antara sebuah foton dengan elektron bebas, maka tidak mungkin semua energi foton dapat dipindahkan ke elektron jika momentum dan energi dibuat kekal (Cember,1983). Karena tidak semua energi foton dapat dipindahkan, maka foton haruslah terhambur dan foton yang terhambur tersebut haruslah memiliki energi lebih kecil daripada foton datang. Jumlah energi yang dipindahkan dalam tiap tumbukan dapat dihitung dengan menerapkan hukum kekekalan energi dan momentum pada situasi yang digambarkan dalam gambar 2.3. Pergeseran panjang gelombang Compton ($\lambda' - \lambda$) untuk setiap sudut θ tidak tergantung pada energi foton datang ($h\nu$) tetapi hanya pada sudut hamburan (Meredith,1977).

Pada saat foton datang berinteraksi dengan elektron target sebagian energinya dipindahkan ke elektron tersebut sehingga menjadi energi kinetik elektron terhambur, jika dihasilkan sudut hamburan elektron maju yakni pada $\phi = 0^\circ$, maka hamburan fotonnya akan berbentuk hamburan balik yaitu $\theta = 180^\circ$. Interaksi ini mengakibatkan

energi maksimum untuk elektron terhambur dan energi minimum untuk foton terhambur.

Persamaan (2-6) memperlihatkan perubahan panjang gelombang foton sebesar:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \theta) \quad (2-6)$$

dengan $\Delta\lambda$ adalah selisih panjang gelombang, λ' adalah panjang gelombang foton terhambur, λ adalah panjang gelombang foton datang, h adalah konstanta planck, m_0 adalah massa diam elektron dan c adalah kecepatan cahaya.

Sedangkan energi foton terhambur dapat dituliskan :

$$E' = \frac{E}{1 + \left(\frac{E}{m_0c^2}\right)(1 - \cos \theta)} \quad (2-7)$$

dengan E' adalah energi foton terhambur, E adalah energi foton datang, m_0c^2 adalah energi dari elektron dan θ adalah sudut foton hambur terhadap garis normal.

Pada defleksi untuk sudut kecil, foton terhambur mempertahankan hampir seluruh energi awalnya, hal ini menjadi problem dalam diagnosa radiologi, karena foton yang terhambur dengan sudut kecil memiliki peluang besar untuk menjangkau film sinar-X dan menyebabkan pengaburan (Curry dkk,1990).

Pada hamburan Compton setiap elektron bertindak sebagai pusat hamburan dan probabilitas terjadinya hamburan terutama tergantung pada energi foton sinar-X, densitas (kerapatan) dan jumlah elektron per-satuan massa. Oleh sebab itu,

kemungkinan hamburan Compton dinyatakan dalam basis setiap elektron (Cember, 1983).

Pada atom hidrogen dan bahan-bahan yang mengandung hidrogen (air dan jaringan lunak) yang mempunyai jumlah elektron per gram kurang lebih 2 kali lebih banyak dibandingkan atom normal lainnya, mengakibatkan koefisien hamburan massanya meningkat sehingga kemungkinan terjadinya efek Compton akan semakin besar.

Energi dari foton datang pada proses Compton merupakan gabungan dari foton hambur dan energi yang diserap elektron, dapat dinyatakan dengan persamaan :

$$\sigma = \sigma_s + \sigma_a \quad (2-8)$$

σ_s adalah fraksi energi yang dipindahkan ke foton hambur dan σ_a adalah fraksi energi yang dipindahkan ke elektron terhambur dan σ adalah fraksi energi total dari foton datang (Meredith, 1977).

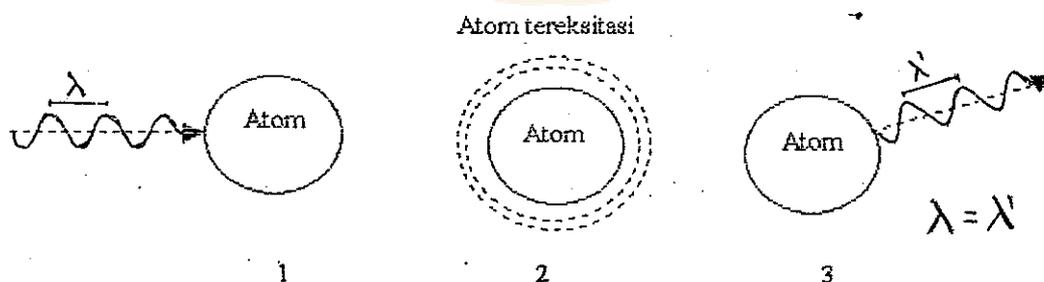
Masing –masing fraksi tersebut menyerap energi dari foton datang, dimana dengan bertambahnya energi foton datang energi yang dipindahkan ke foton hambur meningkat hingga energi foton datang lebih kecil atau sama dengan 100 keV, kemudian akan menurun dengan semakin bertambahnya energi foton. Sehingga pada energi radiasi tinggi (di atas 100 keV) lebih sedikit foton yang dihamburkan dan lebih banyak yang diserap oleh elektron terhambur dibandingkan pada radiasi rendah (Meredith, 1977).

Sehingga untuk foton-foton terhambur dengan energi rendah memiliki kesempatan yang sama untuk dihamburkan ke segala arah, sedangkan pada energi tinggi foton hambur akan lebih banyak dihamburkan ke arah "muka".

2.4.2. Hamburan Koheren

Hamburan koheren adalah interaksi antara radiasi foton dengan materi yang hanya mengubah arah foton tanpa mengubah panjang gelombang foton, ada 2 type dari hamburan koheren yaitu: hamburan Thomson dan hamburan Rayleigh. Kedua type hamburan koheren ini disebut hamburan klasik (Curry dkk,1990).

Pada hamburan Thomson interaksi terjadi hanya melibatkan elektron tunggal dan sering terjadi pada tegangan tabung di bawah 30 kVp, sedang hamburan Rayleigh merupakan interaksi antara foton dengan seluruh elektron pada sebuah atom (gambar 2.4). Hamburan koheren terjadi dalam rentang energi radiasi yang digunakan dalam pencitraan diagnostik konvensional tetapi tidak berperan banyak dalam penurunan kualitas citra, hanya akan berkontribusi pada kabut film. Persentase terjadinya hamburan koheren kecil sekali yaitu kurang dari 5% dari keseluruhan interaksi radiasi dengan materi pada rentang energi tersebut.



Gambar 2.4. Ilustrasi hamburan Rayleigh (Curry dkk, 1990)

2.5. Produksi Radiasi Hambur

Hamburan foton sinar-X, hasil interaksi dengan bahan mempunyai tenaga yang lebih kecil dari foton primer, sehingga daya tembusnya berkurang, meskipun radiasi hambur bergerak ke segala arah tetapi ada sebagian yang bergerak menuju film dengan atau tanpa arah yang sama dengan berkas sinar primer (Meredith dkk, 1977). Produksi radiasi hambur yang dapat dikontrol oleh teknologi radiologi adalah sebagai berikut :

2.5.1. Tegangan Tabung

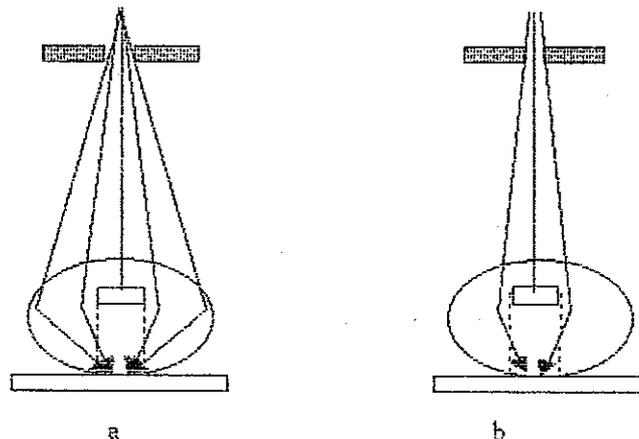
Tidak semua foton yang dihasilkan dalam tabung sinar-X diserap oleh obyek tetapi ada sebagian yang dihamburkan ke segala arah. Foton sinar-X yang dihamburkan mengalami pengurangan energi dan daya tembus, jika tegangan tabung dinaikkan maka akan mempengaruhi intensitas radiasi hambur yang berhasil mencapai film. Kenaikan tegangan tabung berarti juga meningkatnya energi foton sinar-X, maka kecenderungan terjadinya interaksi Compton pada rentang energi diagnostik (20 keV – 100 keV) juga akan meningkat (Meredith dkk, 1977).

2.5.2. Ukuran luas lapangan.

Semakin besar ukuran luas lapangan maka pancaran radiasi efektif (radiasi primer) sebelum menembus media yang akan disinari juga akan semakin besar. Akibatnya dengan bertambahnya ukuran luas lapangan yang digunakan, maka semakin besar pula timbulnya radiasi hambur (Bushong, 1988).

Penggunaan luas lapangan penyinaran sesuai kebutuhan akan mengurangi banyaknya radiasi hambur yang dihasilkan, meningkatkan kontras radiograf dan

dapat mengurangi jaringan tubuh yang terradiasi sehingga dosis radiasi yang diterima jaringan tersebut berkurang.



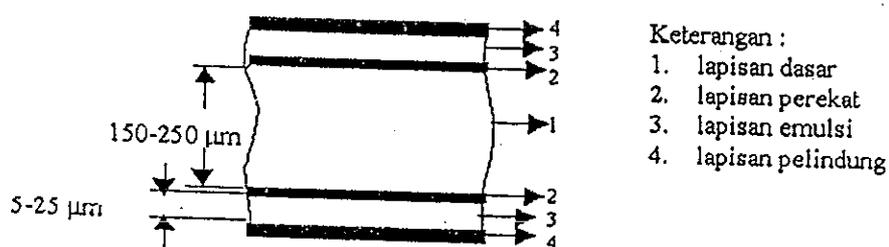
Gambar 2.5. Peningkatan radiasi hambur yang diakibatkan oleh penambahan luas lapangan penyinaran. Gambar (a) Luas lapangan penyinarannya besar dan gambar (b) Luas lapangan penyinarannya kecil (Sprawls, 1987).

2.6. Efek radiasi hambur terhadap citra radiografi

Radiasi yang mencapai film terdiri dari radiasi primer dan radiasi hambur. Radiasi primer berjalan dari tabung sinar-X, kemudian melalui pasien dengan tidak mengalami perubahan arah namun jumlahnya berkurang. Radiasi primer ini sangat berguna pada pembentukan pola bayangan pada radiograf. Sedangkan radiasi hambur yang bergerak ke segala arah dan menyinari film secara tidak merata, tidak memberikan pola bayangan yang berarti dan bahkan akan dapat menurunkan nilai kontras pada citra radiografi (Meredith dkk, 1977).

2.7. Film Radiografi

Film yang digunakan untuk membuat citra radiograf dibuat khusus dengan lapisan emulsi ganda yaitu lapisan bagian atas dan bagian bawah yang sama. Struktur film radiografi adalah sebagai berikut :



Gambar 2.6. Penampang lintang Film radiografi (Meredith dan Massey, 1977)

Keterangan masing-masing komponen adalah sebagai berikut :

1. Lapisan Dasar Film (*Film Base*)

Lapisan dasar film dibuat dari bahan polyester dan diberi warna kebiru-biruan, fungsi lapisan ini sebagai tempat emulsi film dilekatkan.

2. Lapisan Perekat (*Substratum layer / adhesive*)

Lapisan ini dibuat dari bahan cellulose, gelatin dan aceton. Fungsinya melekatkan emulsi film pada lapisan dasar.

3. Lapisan Emulsi Film

Lapisan ini terletak di antara lapisan pelindung dengan lapisan perekat. Lapisan emulsi merupakan lapisan yang peka terhadap sinar-X maupun cahaya tampak, terbuat dari kelompok perak (AgBr dan AgI) diikat dengan gelatin $(\text{NH}_2\text{CH}_2\text{COOH})_n$. Dalam film sinar-X medik kristal perak halida merupakan unsur aktif dari emulsi radiograf, dengan

komposisi sekitar 90% sampai 99% perak bromida dan sekitar 1% sampai 10% perak iodida (Curry, dkk, 1990).

4. Lapisan Pelindung

Lapisan pelindung sering disebut dengan lapisan anti abrasi. Lapisan ini terbuat dari gelatin yang dikeraskan. Fungsinya sebagai pelindung permukaan emulsi dari kerusakan mekanis.

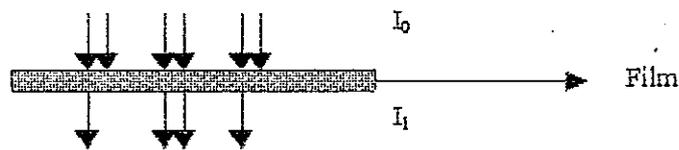
2.8. Kualitas Radiograf

Kualitas radiograf adalah kondisi radiograf dalam menampilkan kembali pola bayangan dari variasi transmisi sinar-X yang melewati obyek.

Empat besaran yang dapat digunakan untuk menilai kualitas radiograf, yaitu densitas film dan kontras radiografi, ketajaman radiograf dan tingkat kekabutan.

2.8.1. Densitas film

Densitas film diartikan sebagai tingkat atau derajat kehitaman pada radiograf akibat banyaknya sinar-X yang mengenai emulsi film. Penghitaman dihasilkan oleh pengembangan kristal-kristal perak bromida dalam emulsi film, sesuai dengan jumlah paparan yang diterima dari tabung sinar-X. Semakin tinggi nilai paparan, maka semakin tinggi tingkat kehitaman pada radiograf. Apabila film dengan lembar penguat dipapari radiasi maka intensitas cahaya yang diteruskan setelah melewati film akan berkurang karena terserap oleh logam perak yang terbentuk pada lapisan emulsi film. Makin banyak cahaya yang diserap, intensitas cahaya yang diteruskan makin berkurang.



Gambar 2.7 Ilustrasi pengukuran densitas radiograf

Densitas pada suatu radiograf dapat didefinisikan sebagai nisbah logaritma antara intensitas cahaya sebelum mengenai film dengan intensitas cahaya sesudah mengenai film. Secara matematis ditunjukkan oleh persamaan sebagai berikut (Bushong,1988) :

$$D = \log \frac{I_0}{I_1} \quad (2-9)$$

Dengan D adalah densitas, I_0 adalah intensitas cahaya sebelum menembus film dan I_1 adalah intensitas setelah melewati film.

Radiograf yang sangat hitam mempunyai densitas optik yang tinggi dan radiograf yang lebih terang mempunyai densitas optik yang rendah, dengan skala 4 sebagai densitas optik maksimal dan skala 0 sebagai minimal (Chesney,1981).

Sebuah radiograf akan menampilkan informasi yang lebih lengkap apabila densitas berada pada rentang densitas guna, dalam bidang radiodiagnostik berada antara 0,25 (5% sinar yang ditransmisikan) sampai 2,0 (1% sinar yang ditransmisikan).

2.8.2. Kontras Radiografi

Kontras radiografi adalah perbedaan derajat kehitaman antara bagian yang satu dengan bagian yang lain dalam sebuah radiograf (Curry III,1990). Hal ini

disebabkan oleh perbedaan daya absorpsi sinar-X terhadap obyek yang dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$C = D_2 - D_1 \quad (2.10)$$

dengan C adalah kontras, D_2 adalah densitas daerah 2, D_1 adalah densitas daerah 1.

Kontras radiografi dibedakan menjadi 2 yaitu kontras obyektif dan kontras subyektif :

Kontras obyektif adalah kontras radiografi dengan perbedaan derajat kehitaman yang dapat ditentukan secara obyektif dengan alat pengukur (densitometer). Kontras obyektif dipengaruhi oleh kontras radiasi dan kontras film.

Kontras radiasi didefinisikan sebagai nisbah logaritma antara intensitas radiasi yang diteruskan oleh bagian obyek tertentu dengan intensitas yang diteruskan oleh bagian obyek yang berada disekitarnya.

$$\text{Kontras radiasi} = \log \frac{I_2}{I_1} \quad (2-11)$$

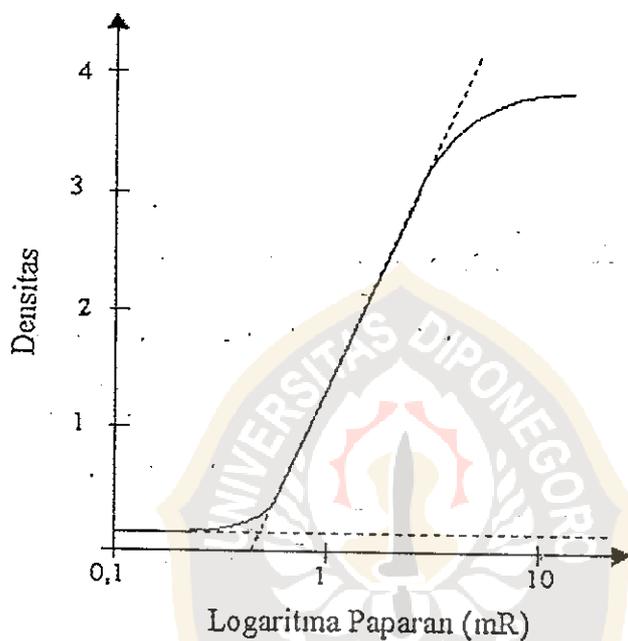
dengan I_2 adalah intensitas radiasi yang diteruskan oleh obyek 2, I_1 adalah intensitas radiasi yang diteruskan oleh obyek 1.

Kontras radiasi dapat terjadi oleh adanya perbedaan absorpsi sinar-X oleh struktur obyek yang dipapari. Perbedaan tersebut dipengaruhi oleh energi radiasi, kerapatan jaringan, perbedaan nomor atom dan perbedaan ketebalan.

Kontras film sangat penting pada diagnosa dengan menggunakan film sinar-X, karena kontras film yang tinggi akan memperbaiki kontras radiograf, sedangkan kontras film rendah akan menurunkan nilai kontras radiograf. Kontras film yang

merupakan gradien rata-rata dari karakteristik film dapat ditunjukkan dengan menggunakan kurva karakteristik

Kurva karakteristik film menunjukkan hubungan antara nilai logaritma pemaparan ($\log E$) dengan densitas yang dihasilkan (D). Hal ini ditunjukkan dengan grafik kurva karakteristik (gambar 2.8) :



Gambar 2.8. Kurva karakteristik film radiografi (Meredith, 1977)

Dari kurva tersebut nampak bahwa densitas citra radiograf yang dihasilkan tidak selalu berhubungan linier dengan paparan sinar - X yang mengenai film.

Kontras subyektif adalah kontras radiografi yang penampakannya dipengaruhi oleh kondisi persepsi visual (penglihatan). Kesanggupan mata manusia untuk membedakan kontras tidak sama bagi setiap orang (Hokter, 1973). Kontras ini sangat dipengaruhi oleh faktor pencahayaan ruangan, pengaturan terang dan homogenitas kotak pencahayaan film. Selain itu faktor-faktor yang mempengaruhi kontras obyektif juga mempengaruhi kontras subyektif, namun tidak demikian sebaliknya.

2.8.3. Ketajaman Radiograf

Suatu radiograf dikatakan mempunyai ketajaman yang baik apabila lebar batas peralihan antara dua daerah yang bersebelahan dalam suatu radiograf terlihat dengan tegas (Meredith dkk,1977).



Gambar 2.9. Ilustrasi ketajaman pada suatu radiograf .(a) Gambar dengan batas kurang tajam (b) gambar dengan batas yang tajam (Meredith 1977).

Beberapa faktor yang dapat mempengaruhi ketajaman radiograf diantaranya :

a. Faktor geometri

Ini terjadi karena penggunaan ukuran fokus dan jarak fokus ke film yang tidak tepat dan obyek penyinaran yang tidak menempel atau dekat dengan film.

b. Faktor Gerakan

Ini dapat terjadi karena adanya gerakan dari obyek, tabung sinar-X dan film.

c. Penggunaan lembar penguat

Ini disebabkan oleh perpendaran cahaya tampak ke segala arah yang mencapai film.

2.8.4. Tingkat kekabutan

Bagian film yang tidak terkena paparan 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 rata-rata adalah sebesar 0,07 yang disebabkan butiran perak halida (AgBr) yang mengembang (Curry dkk,1985).

