

BAB II

DASAR TEORI

2.1. Deskripsi Sinar-X

Sinar-X ditemukan oleh Wilhelm Conrad Röntgen pada bulan Nopember 1895. Sinar-X merupakan gelombang elektromagnetik dengan panjang gelombang (λ) sangat pendek, yaitu antara $0,001 \text{ \AA} - 10 \text{ \AA}$ (Meredith, 1977), sehingga mempunyai daya tembus yang sangat kuat. Dalam radiodiagnostik biasanya digunakan sinar-X dengan panjang gelombang $0,1 \text{ \AA} - 1 \text{ \AA}$ (Christensen, 1990). Sinar-X dan sinar gamma dapat dikatakan sebagai zarah yang tidak bermuatan dan mempunyai kecepatan (c) 3×10^8 m/detik. Sinar-X terdiri dari spektrum kontinyu dan diskrit.

2.1.1. Sinar-X kontinyu

Menurut Knoll (1988) apabila elektron dipercepat oleh beda potensial yang sangat tinggi dan berinteraksi dengan atom target, maka akan diperlambat sehingga terjadi proses *bremsstrahlung* yang menghasilkan spektrum kontinyu, dengan persamaan :

$$eV = \phi + hv \quad (1)$$

dengan e adalah muatan elektron, V adalah tegangan tabung, ϕ adalah panas yang terbentuk, h adalah konstanta Planck, dan v adalah frekuensi.

Umumnya bentuk spektrum *bremsstrahlung* sama untuk semua tipe pesawat sinar-X dengan energi maksimum sesuai dengan tegangan tabung (kVp) yang digunakan. Beda potensial antara anoda dan katoda menentukan energi maksimum sinar-X yang dihasilkan. Jumlah foton sinar-X terbesar yang diemisikan kira - kira sepertiga dari energi maksimumnya. Bila tenaga foton maksimum, maka λ akan minimum sehingga (Knoll, 1988) :

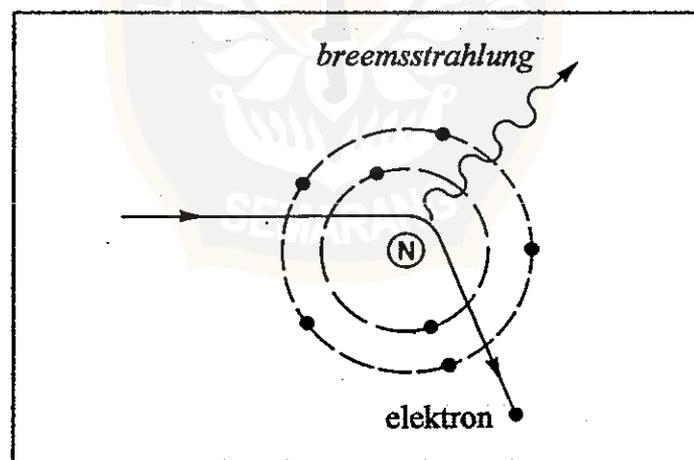
$$\lambda_{\min} = h c / e V \quad (2)$$

atau (Meredith, 1977) :

$$\lambda_{\min} = 12,4 / e V \quad (3)$$

dengan : λ_{\min} adalah panjang gelombang minimum dalam Å

V adalah tegangan tabung dalam kVp.



Gambar 2.1. Produksi sinar-X *bremsstrahlung* (Meredith, 1977)

2.1.2. Sinar -X diskrit

Sinar-X diskrit terjadi apabila elektron kulit dalam terlempar keluar akibat tumbukan dengan elektron dari katoda. Pengisian kembali orbital elektron kulit dalam oleh elektron dari kulit yang lebih luar mengakibatkan dipancarkannya sinar-X sesuai perbedaan tingkat energi kedua orbital asal elektron tersebut. Karena energi ikat masing - masing orbital pada elemen yang berbeda juga berbeda, yang khas untuk bahan target yang digunakan, maka sinar-X tersebut dinamakan sinar-X karakteristik. Sinar-X diskrit mempunyai panjang gelombang yang khas sesuai bahan pemancarnya.

Menurut Knoll (1988), energi sinar-X karakteristik meningkat apabila nomor atom bahan target yang digunakan lebih besar. Energi sinar-X diskrit yang dipancarkan sama dengan selisih tingkat energi kedua orbital yang berkaitan menurut persamaan :

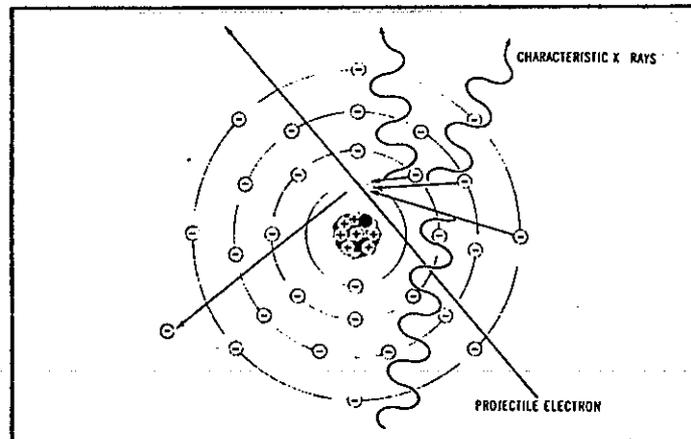
$$E = hv = E_2 - E_1 \quad (3)$$

dengan : E adalah energi sinar-X diskrit

E_1 adalah tingkat energi elektron orbital yang kosong

E_2 adalah tingkat tenaga elektron orbital pengisi.

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



Gambar 2.2. Produksi radiasi kharakteristik (Meredith, 1977)

2.2. Sifat - Sifat Sinar-X

Sifat-sifat sinar-X yang banyak dimanfaatkan dalam bidang fisika kesehatan adalah :

1. Dapat menembus bahan.

Sinar-X mempunyai panjang gelombang $0,001 - 10 \text{ \AA}$ sehingga daya tembusnya besar. Semakin tinggi tegangan tabung yang digunakan maka energi sinar-X semakin besar, sehingga daya tembusnya semakin kuat.

2. Mengalami atenuasi ketika menembus bahan.

Atenuasi disebabkan karena penyerapan intensitas dan penghamburan. Gambar radiografi terjadi akibat adanya perbedaan penyerapan energi sinar-X oleh materi.

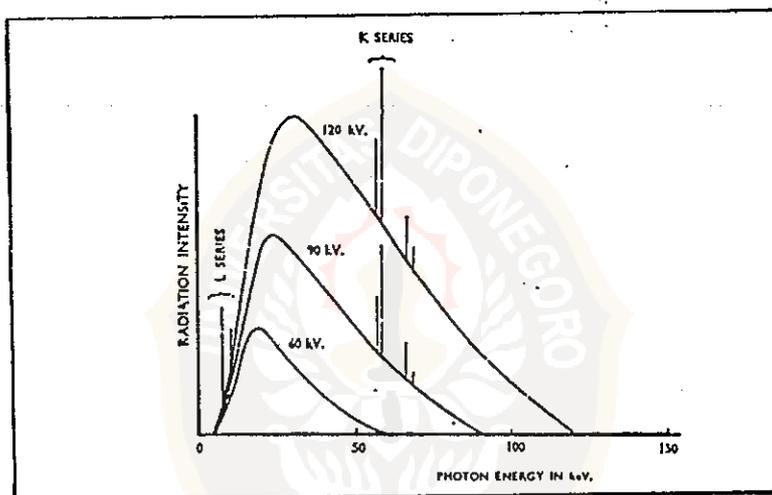
3. Menyebabkan berbagai garam logam memendarkan cahaya. Sifat ini digunakan untuk pembuatan lembar penguat dan pemeriksaan fluoroskopi.
4. Mempunyai efek fotografik yaitu dapat menghitamkan emulsi film.

5. Menimbulkan efek biologis pada jaringan.

Adanya sifat ini mengharuskan perlunya tindakan proteksi radiasi dan penggunaan dosis radiasi sekecil mungkin.

2.3. Faktor – Faktor yang mempengaruhi emisi sinar-X

Jumlah total emisi sinar-X merupakan integrasi dari semua intensitas sinar-X pada keseluruhan spektrum. Secara grafik kuantitas sinar-X ekuivalen dengan luasan daerah di bawah kurva spektrum (Bushong, 1988).



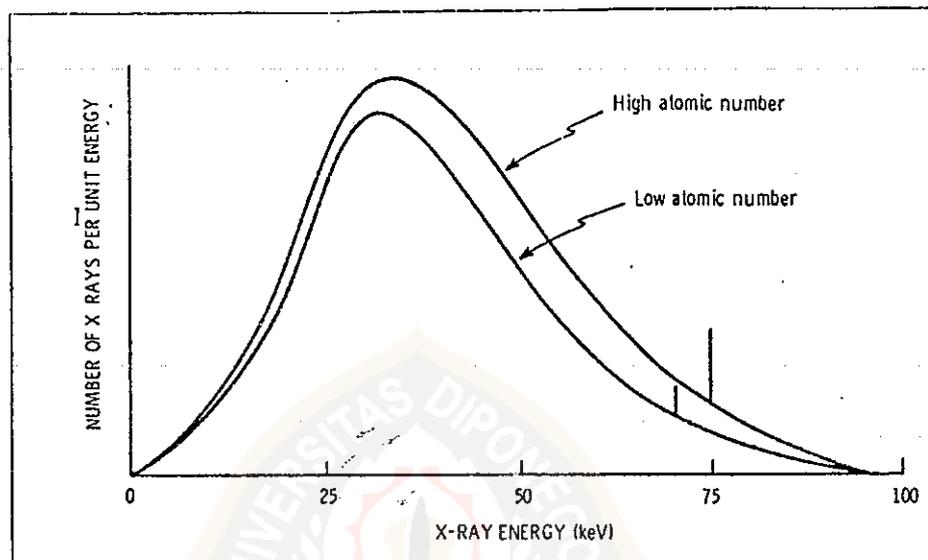
Gambar 2.3. Spektrum sinar-X (Meredith, 1977)

Faktor - faktor yang mempengaruhi keluaran suatu pesawat sinar-X adalah :

1. Bahan / material atom target.

Nomor atom bahan target mempengaruhi jumlah dan energi efektif sinar-X yang dihasilkan. Peningkatan nomor atom bahan target mengakibatkan peningkatan

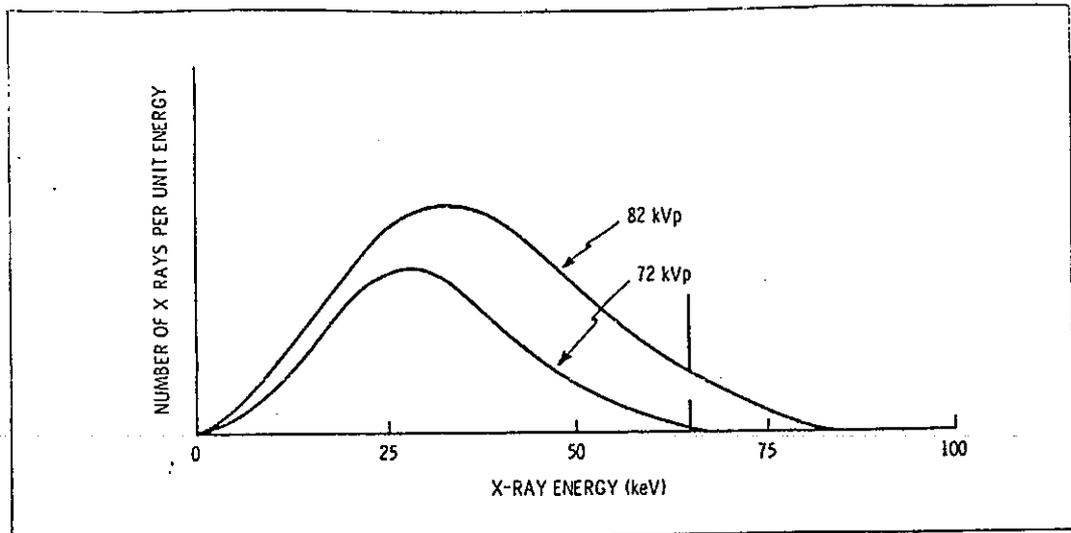
efisiensi produksi *bremsstrahlung* dan peningkatan energi sinar-X karakteristik yang dihasilkan. Kuantitas sinar-X sebanding dengan nomor atom bahan target yang digunakan (Z).



Gambar 2.4. Pengaruh nomor atom bahan target (Bushong, 1988)

2. Tegangan Tabung.

Perubahan tegangan tabung akan berpengaruh terhadap kuantitas dan kualitas sinar-X. Grafik spektrum sinar-X akan mengalami perubahan bentuk dan amplitudo. Apabila tegangan tabung naik maka energi sinar-X juga naik, sehingga daya tembusnya semakin kuat. Intensitas sinar-X kira - kira sebanding dengan faktor pangkat dua dari besarnya tegangan tabung yang digunakan (Meredith, 1977).

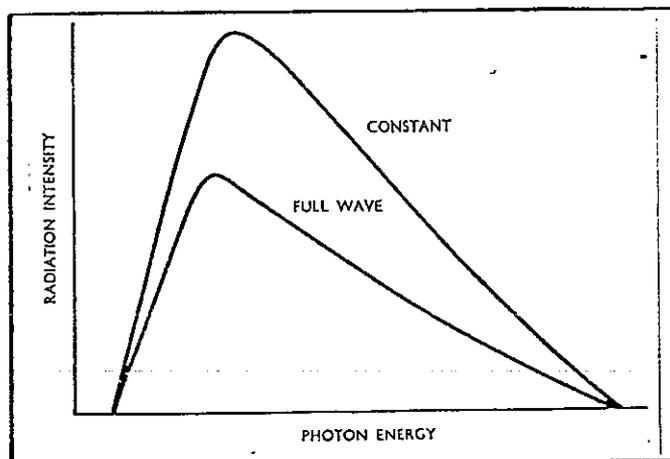


Gambar 2.5. Pengaruh Tegangan Tabung (Meredith, 1977)

Bila tegangan tabung naik, maka distribusi emisi sinar-X bergeser ke kanan ke arah energi yang lebih tinggi dengan energi maksimum mengikuti tegangan tabungnya. Kenaikan tegangan tabung tidak mempengaruhi titik awal kurva dan posisi emisi spektrum diskrit. Titik awal kurva spektrum dipengaruhi oleh besarnya nilai *inherent filter* (Quinn, 1988).

3. Bentuk Gelombang Tegangan Tabung.

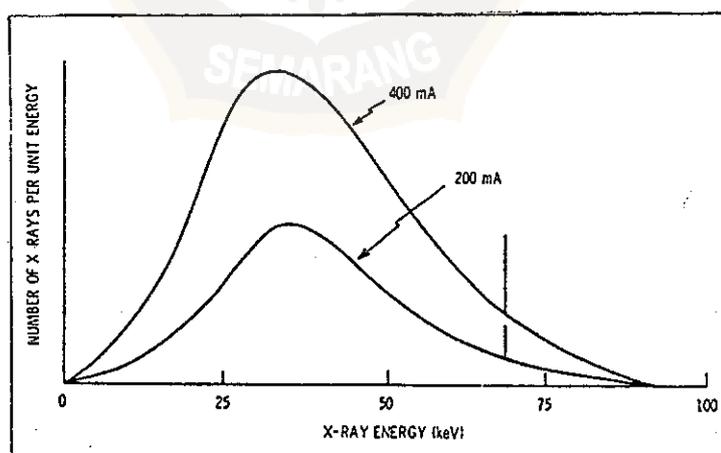
Untuk menghasilkan sinar-X, maka elektron dari katoda harus dipercepat dengan memberikan beda potensial searah, dengan anoda lebih positif dari katoda. Idealnya tegangan antara katoda dan anoda selalu konstan, tetapi untuk keperluan praktis biasanya cukup digunakan penyearah setengah gelombang atau penyearah gelombang penuh. Intensitas sinar-X yang terbentuk pada puncak tegangan selalu lebih besar, sehingga intensitas sinar-X pada tegangan tabung yang konstan lebih besar daripada tegangan berdenyut.



Gambar 2.6. Pengaruh bentuk gelombang tegangan tabung (Meredith, 1977)

4. Kuat Arus Tabung

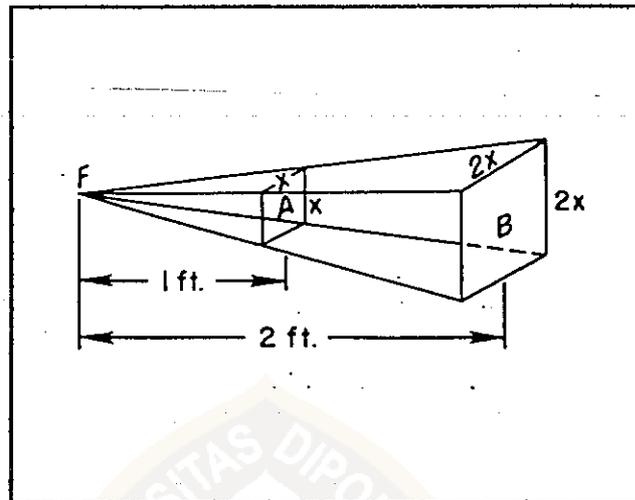
Emisi sinar-X juga ditentukan oleh jumlah elektron persatuan waktu dari katoda ke anoda yang mencapai atom target, dan dinamakan sebagai arus tabung. Intensitas sinar-X yang terbentuk kira-kira sebanding dengan besarnya arus tabung (Meredith, 1977).



Gambar 2.7. : Pengaruh arus tabung (Meredith, 1977)

5. Jarak.

Intensitas sinar-X yang terbentuk berbanding terbalik dengan jarak pangkat dua (Perry, 1987).



Gambar 2.8. : Pengaruh Jarak terhadap intensitas sinar-X (Perry, 1987)

6. Ketebalan Filter

Pemakaian filter mengakibatkan kuantitas dan kualitas sinar-X mengalami perubahan. Penambahan ketebalan filter berakibat pada penurunan intensitas terutama pada foton berenergi rendah, sehingga energi rata - rata foton meningkat. Penambahan ketebalan filter mengakibatkan peningkatan energi rata - rata atau energi efektif tanpa menaikkan energi maksimumnya, sedangkan penambahan tegangan tabung mengakibatkan meningkatnya energi maksimum.

2.4. Interaksi radiasi dengan materi.

Menurut Meredith (1977) apabila sinar-X berinteraksi dengan materi maka sinar-X akan diserap, dihamburkan atau diteruskan melalui tiga proses utama yaitu efek foto listrik, hamburan Compton dan efek produksi pasangan sehingga intensitasnya akan berkurang.

2.4.1. Efek Foto Listrik.

Pada efek foto listrik, seluruh energi foton terserap oleh elektron yang terikat kuat pada inti sampai elektron tersebut terlempar keluar dari atom. Dengan demikian efek foto listrik terjadi bila energi foton datang lebih besar dari energi ikat elektron. Selisih energi kemudian muncul sebagai energi kinetik elektron (Knoll, 1988).

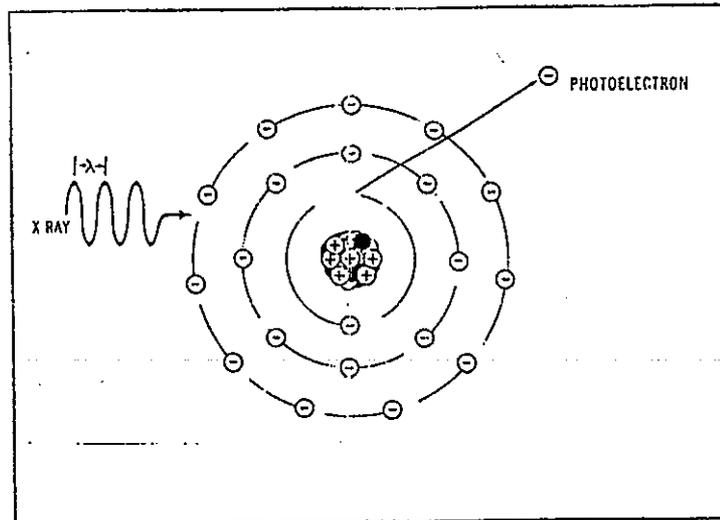
$$E_e = h\nu - E_b \quad (4)$$

dengan : E_e adalah energi kinetik elektron

E_b adalah energi ikat elektron.

Menurut Christensen (1990) kemungkinan terjadinya efek foto listrik berbanding lurus dengan nomor atom (Z) pangkat tiga dan berbanding terbalik dengan energi (E) pangkat tiga.

Dalam pembuatan radiograf, kontras gambar akan maksimal apabila proses atenuasi sinar-X oleh bahan didominasi proses efek foto listrik. Hal ini terjadi karena efek foto listrik tidak menghasilkan radiasi hambur yang dapat merusak kontras gambar (Bushong, 1989). Kemungkinan terjadinya efek foto listrik dipengaruhi oleh energi radiasi dan densitas bahan penyerap.



Gambar 2.9. : Efek fotolistrik (Christensen, 1990)

2.4.2. Efek Compton.

Efek Compton terjadi apabila foton berinteraksi dengan elektron yang terikat lemah pada atom, sehingga elektron terlempar misalnya dengan sudut θ dan foton terhambur dengan sudut ϕ disertai perubahan panjang gelombang, menurut persamaan (Meredith, 1977) :

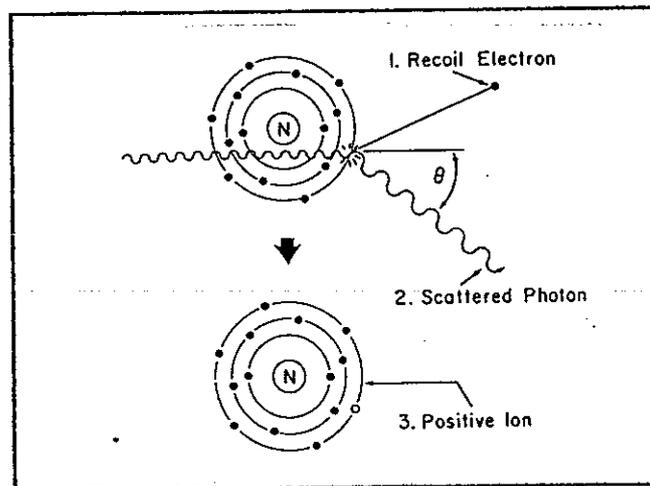
$$\lambda_2 - \lambda_1 = \delta \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \phi) \quad (5)$$

atau :

$$\lambda_2 - \lambda_1 = \delta \lambda = 0,024 (1 - \cos \phi) \quad (6)$$

dengan $\delta \lambda$ adalah pergeseran panjang gelombang dalam Å.

Dalam persamaan di atas terlihat bahwa pergeseran panjang gelombang sinar-X akibat efek Compton tidak tergantung pada besarnya energi foton yang datang.



Gambar 2.10. Efek Compton (Meredith, 1977)

Dalam radiodiagnostik, radiasi hambur terutama diakibatkan oleh adanya efek Compton, sehingga mengakibatkan kontras gambar menurun. Disamping itu karena hamburan sinar-X yang terdefleksi masih mempunyai energi yang cukup tinggi, maka berpotensi menaikkan dosis yang diterima oleh pekerja radiasi (Knoll, 1988).

2.5. Atenuasi sinar-X

Atenuasi merupakan proses pengurangan intensitas ketika melalui bahan. Pada rentang tenaga radiodiagnostik (40 – 100 kVp) atenuasi sinar-X terutama disebabkan oleh interaksi Compton dan efek foto listrik, sehingga koefisien serapan total secara matematis dirumuskan (Meredith, 1977) :

$$\mu(E) = \tau(E) + \sigma(E) \quad (7)$$

dengan τ dan σ adalah koefisien atenuasi linear bahan pada peristiwa efek foto listrik dan hamburan Compton.

Apabila radiasi monokromatik melalui suatu bahan, maka intensitasnya berkurang secara eksponensial tergantung pada ketebalan dan koefisien atenuasi linear bahan tersebut, menurut persamaan (Christensen, 1990) :

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (8)$$

dengan : I adalah Intensitas transmisi

I_0 adalah Intensitas awal

μ adalah koefisien atenuasi linier bahan

x adalah ketebalan bahan

e adalah bilangan natural

Kualitas sinar-X di sepanjang lintasannya tetap dan pada umumnya dinyatakan dalam HVL (*half value layer*) atau lapisan setengah harga, yaitu ketebalan bahan yang mampu mereduksi intensitas sinar-X tersebut menjadi setengahnya, dengan persamaan (Quinn, 1986) :

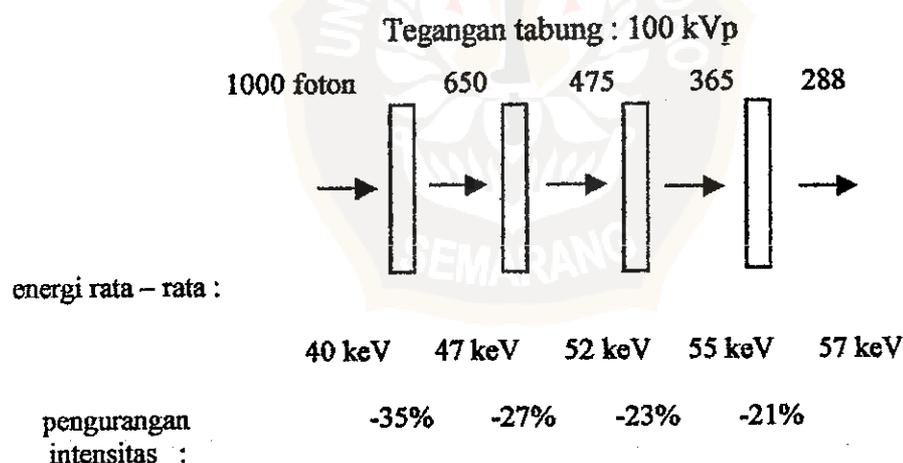
$$HVL = \frac{0,693}{\mu} \quad (9)$$

Sinar-X yang digunakan dalam radiodiagnostik biasanya merupakan spektrum kontinyu dengan energi bervariasi (polikromatik). Energi foton menentukan penetrasi atau daya tembusnya, dan ditentukan oleh besarnya beda potensial antara anoda dan katoda dalam tabung sinar-X (kVp).

Proses atenuasi radiasi polikromatik lebih kompleks, karena terdiri dari foton dengan energi yang bervariasi dalam spektrum yang lebar. Energi maksimum ditentukan oleh tegangan tabung, sedangkan energi minimumnya ditentukan oleh *inherent filter*-nya, yaitu material di dalam tabung sinar-X itu sendiri.

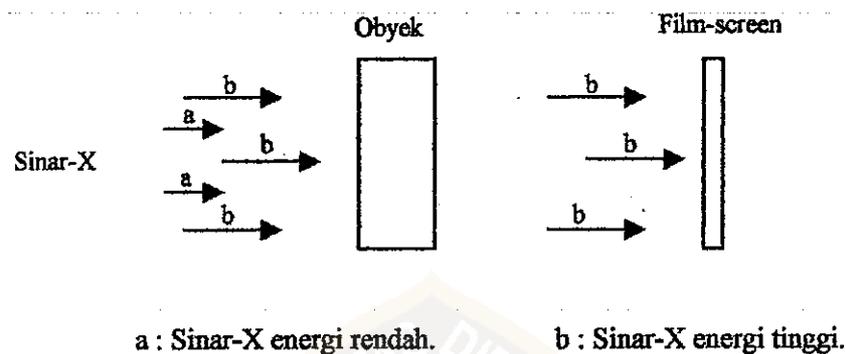
Pada umumnya energi rata-rata radiasi polikromatik berkisar antara sepertiga sampai setengah dari energi puncaknya (Christensen, 1990). Sebagai contoh sinar-X 100 kVp mempunyai energi rata-rata 40 keV. Ketika sinar-X polikromatik mengenai bahan maka intensitas dan kualitasnya akan berubah, dimana intensitasnya akan berkurang tetapi kualitasnya akan meningkat (Meredith, 1977). Dengan demikian jangkauan sinar-X di dalam bahan tidak dapat ditentukan dengan pasti.

Sebagai contoh adalah gambar di bawah ini :



Gambar 2.11. Atenuasi sinar-X oleh materi (Christensen, 1990).

Dari gambar 2.11. tampak bahwa distribusi dosis tidak merata dan semakin kedalam semakin kecil, tetapi energi rata-rata sinar meningkat, sehingga pada penggunaan sinar-X polikromatik, dosis radiasi terbesar akan diterima oleh bagian permukaan. Dengan demikian apabila dilakukan pemeriksaan radiodiagnostik, maka bagian tubuh yang paling banyak mendapatkan dosis radiasi adalah pada bagian kulit.



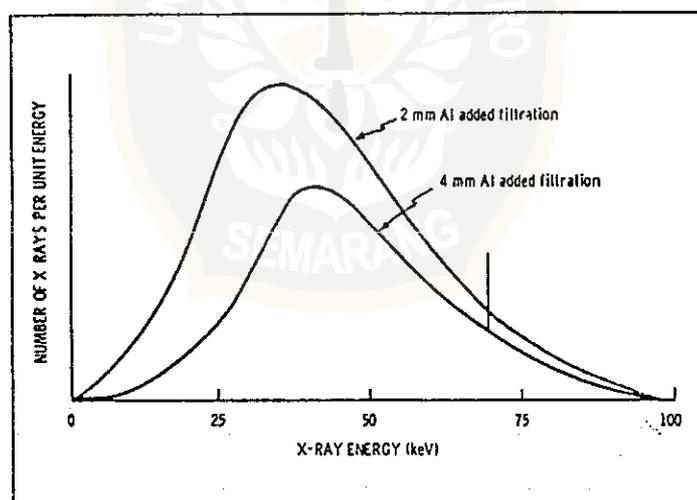
Gambar 2.12. Sinar-X energi rendah tidak berperan dalam pembentukan gambar.

2.6. Filtrasi Spektrum Sinar-X

Filter yang diletakkan di antara sumber radiasi dengan pasien digunakan untuk menurunkan dosis radiasi yang diterima pasien dengan merubah bentuk spektrum sinar-X. Dalam radiodiagnostik biasanya digunakan sinar-X dengan spektrum radiasi yang lebar (polikromatik), sehingga sinar-X energi rendah yang tidak cukup menembus obyek akan terserap oleh jaringan tubuh dan mengakibatkan tingginya dosis radiasi yang diterima pasien. Filter digunakan sebagai pengganti tubuh dalam menyerap sinar-X energi rendah, sehingga dosis radiasi yang diterima pasien dapat ditekan (Quinn, 1986).

Filter menyerap foton berenergi rendah (λ panjang) sehingga intensitas sinar-X berkurang. Penyerapan sinar-X energi rendah mengakibatkan naiknya energi rata-rata foton. Dengan demikian akan meningkatkan energi efektif dan daya tembusnya (Knoll, 1988). Gambar 2.12. menunjukkan pemakaian filter dapat merubah bentuk spektrum sinar-X.

Total filter terdiri dari *inherent filter* dan *added filter*. *Inherent filter* ditentukan oleh penyerapan foton di dalam tabung itu sendiri, misalnya selubung kaca yang mengelilingi anoda dan katoda, oli pendingin dan cermin di dalam kolimator. *Inherent filter* terukur dalam aluminium *equivalent (eq.)*, yang menyatakan ketebalan bahan aluminium yang dapat menggantikan material yang dimaksud dalam menyerap sinar-X. *Inherent filter* dalam pesawat sinar-X diagnostik bernilai 0,5 - 1,0 mm Al *eq.* (Christensen, 1990).



Gambar 2.13. Efek filtrasi pada spektrum sinar-X (Bushong, 1988).

Filter tambahan idealnya dapat menyerap semua foton energi rendah yang tidak diperlukan dan meneruskan semua foton energi tinggi yang berguna dalam pembentukan gambar (Meredith, 1977). Pada kenyataannya tidak ada bahan yang memenuhi tujuan tersebut. Bahan yang paling umum digunakan sebagai filter dalam jangkah radiodiagnostik adalah Aluminium (Al).

Pada peralatan radiologi konvensional model lama, filter tambahan selalu terpasang tetap, sedangkan pada peralatan yang lebih modern pemasangan filter dapat diganti-ganti. Apabila kontras gambar tidak begitu diperlukan, misalnya pada deteksi benda logam di dalam tubuh, maka digunakan filter yang lebih tebal untuk mengurangi dosis radiasi terhadap pasien. Sebaliknya apabila diduga terjadi kelainan pada struktur yang sangat kecil, misalnya adanya mikro kalsifikasi pada jaringan lunak, maka digunakan filter yang tipis (Bushong, 1988).

2.7. Besaran dan Satuan Radiasi

Kuantitas radiasi biasanya dinyatakan dalam paparan (*exposure*) atau dosis. Paparan dinyatakan dalam jumlah muatan listrik yang dilepaskan persatuan massa udara sedangkan dosis dinyatakan sebagai energi yang diserap persatuan massa bahan (Knoll, 1988). Satuan radiasi yang sering digunakan adalah paparan, dosis serap dan dosis ekuivalen.

2.7.1. Paparan Radiasi (*Exposure*)

Paparan radiasi (X) menggambarkan kemampuan berkas radiasi dalam membentuk ion disuatu titik di udara (ΔQ). Kemampuan berkas radiasi membentuk

ion dinyatakan melalui jumlah muatan listrik yang terbentuk dalam suatu volume udara atau dalam suatu massa udara (Δm), dengan persamaan (Meredith, 1977) :

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (10)$$

dengan : X adalah paparan radiasi (Coulomb/kg)

ΔQ adalah muatan listrik (Coulomb)

Δm adalah massa udara (kg)

Satuan paparan yang pertama digunakan adalah röntgen dengan simbol R. Satu R didefinisikan sebagai jumlah radiasi gamma atau sinar-X yang menghasilkan ion – ion bermuatan satu stat coulomb dalam satu cm^3 udara dalam kondisi standard.

$$1R = 1 \text{ stat coulomb/ cm}^3 \text{ udara}$$

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg-udara atau ekuivalen dengan penyerahan energi sebesar } 87,7 \text{ erg/g-udara atau } 87,7 \times 10^{-4} \text{ Joule/kg-udara. Sistem SI untuk satuan paparan radiasi adalah Coulomb/ kg udara.}$$

2.7.2. Dosis Serap (*absorbed dose*)

Perubahan fisik atau perubahan biologi akibat penyinaran bergantung kepada jumlah penyerapan energi oleh bahan dan konsentrasi penyerapan energi dalam bahan/jaringan. Konsentrasi penyerapan energi atau banyaknya energi dalam suatu elemen volume diukur dalam besaran dosis serap (Meredith, 1977).

$$D = \frac{\Delta E_D}{\Delta m} \quad (11)$$

dengan : D adalah dosis serap (Joule/kg)

ΔE_D adalah Energi (Joule)

Δm adalah massa (kg)

Pada bulan Juni 1972 diperkenalkan satuan baru dalam sistem SI yang disebut Gray (Gy) yang nilainya sama dengan Joule/kg bahan. Satuan dosis serap yang umum dipergunakan adalah rad (*radiation absorbed dose*).

1 rad = 100 erg/g-bahan atau 10^{-2} Joule/kg-bahan, sehingga :

1 rad = 1 cGray = 10^{-2} Joule/kg-bahan.

Karena ion membawa muatan sebesar $4,8 \times 10^{-10}$ stat coulomb dan massa satu cm^3 udara pada kondisi standar adalah 0,001293 gr, maka :

1 R = 87,7 erg/ gr udara

atau 1 R = 0,877 rad di udara

Pengukuran dosis serap dalam rad atau Gy biasanya tidak dilakukan secara langsung karena sangat sukar mengukur jumlah energi yang diserap pada setiap satuan massa bahan, sehingga biasanya dilakukan pengukuran paparan radiasi di udara dan dihubungkan dengan dosis serap di udara (Meredith, 1977).

$$D_a = 0,877 R \quad (12)$$

dengan : D_a adalah dosis serap di udara (rad)

R adalah paparan radiasi (röntgen)

Untuk bahan selain udara, maka hubungan dosis serap pada bahan x dengan dosis serap di udara adalah (Chamber, 1983) :

$$D_a(x) = 0,877 R (\mu_b/\mu_u) \quad (13)$$

dengan : $D_a(x)$ adalah dosis serap pada bahan x

R adalah paparan radiasi

μ_b adalah koefisien atenuasi massa bahan

μ_u adalah koefisien atenuasi massa udara

Dengan demikian pengukuran dosis serap dilakukan dalam dua tahap, yaitu pengukuran paparan atau laju paparan dan perhitungan dosis untuk bahan yang bersesuaian. Menurut Meredith (1977) untuk menghitung dosis serap dapat disederhanakan menjadi :

$$D_a(x) = fR \quad (14)$$

dengan f bervariasi tergantung pada kualitas radiasi dan jenis bahan. Menurut Christensen (1990) perhitungan dosis serap dapat didekati dengan nilai f untuk jaringan lunak $\approx 0,95$.

2.7.3. Dosis Ekuivalen

Sejumlah dosis serap radiasi yang sama dari berbagai jenis radiasi akan menimbulkan efek biologis yang berbeda, oleh karena itu dalam pengukuran radiasi digunakan istilah RBE (*Relative Biological Effectiveness*) yang didefinisikan sebagai:

$$\text{RBE} = \frac{\text{dosis serap sinar-X 250 kV yang menimbulkan efek biologi tertentu}}{\text{Dosis serap radiasi lain yang menimbulkan efek biologi yang sama}}$$

Efek biologis suatu radiasi tergantung pada dosis serap dan RBE. Satuan yang dipakai adalah Rem (*Röntgen Equivalent man*), sebagai satuan dosis serap radiasi yang secara biologi ekuivalen dengan dosis serap satu rad radiasi sinar-X.

Faktor RBE biasanya digunakan dalam bidang radiobiologi, sedang dalam bidang proteksi radiasi digunakan faktor-faktor modifikasi, ialah QF (*Quality Factor*) yang tergantung pada LET (*Linear Energy Transfer*) dan DF (*Distribution Quality*). Dengan demikian efek biologis distribusi zat radioaktif yang non uniform di dalam tubuh dapat dituliskan sebagai berikut (Tsoulfanidis, 1979) :

$$DE = (D_a) (QF) (DF) \quad (15)$$

Untuk keperluan praktis hanya faktor kualitas yang digunakan, sehingga dapat ditulis:

$$DE = QF (D_a) \quad (16)$$

Pada tahun 1973 ICRU (*International Commission on Radiological Units and Measurements*) merekomendasikan penggantian QF menjadi Q, sehingga dosis ekuivalen dituliskan (Tsoulfanidis, 1979) :

$$DE = Q (D_a) \quad (17)$$

Karena untuk sinar-X nilai QF = 1 maka :

$$1 \text{ rad} = 1 \text{ rem, sehingga } 1 \text{ Gy} = 1 \text{ Sievert}$$

Rem merupakan satuan yang umum digunakan untuk menyatakan kuantitas radiasi yang diterima oleh pekerja radiasi atau keperluan proteksi radiasi lain.