

BAB II

DASAR TEORI

II.1. Produksi Sinar-X

Sinar-X adalah gelombang elektromagnetik yang mempunyai panjang gelombang 0,01- 10Å, dengan panjang gelombang yang pendek ini mengakibatkan sinar-X mampu menembus materi yang dilaluinya (Curry et al, 1984). Sinar-X dapat diproduksi dengan jalan menembaki target logam dengan elektron cepat dalam tabung vakum sinar katoda. Elektron proyektil dihasilkan dari pemanasan filamen yang berfungsi sebagai katoda. Tegangan yang dipakai untuk mempercepat gerak elektron itu adalah 10^3 - 10^6 Volt (Akhadi, 2000). Produksi sinar-X yang demikian disebut sinar-X *Bremsstrahlung*. Produksi sinar-X yang lain dapat terjadi akibat eksitasi elektron pada kulit atom. Produksi sinar-X akibat eksitasi elektron dari orbitnya ini dinamakan sinar-X Karakteristik yang biasanya terjadi pada tegangan tabung diatas 70 kV.

II.1.1. Proses Sinar-X *Bremsstrahlung*

Sumber radiasi sinar-X terjadi dalam tabung hampa udara yang berisi filamen sebagai katoda dan sasaran / target sebagai anoda. Filamen yang dipanasi oleh arus listrik rendah menjadi sumber elektron. Elektron-elektron ini akan ditarik kearah anoda oleh perbedaan potensial antara katoda dan anoda. Makin besar beda potensial yang terjadi makin cepat elektron-elektron itu menuju sasaran (anoda). Karena elektron itu menabrak sasaran akibatnya terjadi proses perlambatan, sehingga timbul radiasi sinar-X yang berspektrum kontinu, proses ini disebut *bremsstrahlung* (Wiryosimin,1995).

II.1.2. Proses Sinar-X Karakteristik

Sinar-X dapat juga terjadi melalui proses perpindahan elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah. Sinar-X yang terjadi melalui proses ini mempunyai energi sama dengan selisih energi antara kedua tingkat energi elektron tersebut. Energi sinar-X karakteristik tersebut dapat dinyatakan dalam persamaan:

$$h\nu = E_K - E_L \quad (2.1)$$

dengan $h\nu$ adalah energi foton sinar-X karakteristik, E_K adalah energi ikat elektron pada kulit K, dan E_L adalah energi ikat elektron pada kulit L. Karena setiap jenis atom memiliki tingkat-tingkat energi elektron yang berbeda-beda, maka sinar-X yang terbentuk disebut sinar-X karakteristik. Spektrum yang dihasilkan sinar X karakteristik ini merupakan spektrum garis (Wiryosimin, 1995).

Sinar-X karakteristik ini terjadi karena elektron yang berada pada kulit K terionisasi. Kekosongan elektron pada kulit K ini segera diisi oleh elektron dari kulit di atasnya. Jika kekosongan pada kulit K ini diisi oleh elektron dari kulit L, maka akan dipancarkan sinar karakteristik K_α . Jika kekosongan ini diisi oleh elektron dari kulit M, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_β (Akhadi, 2000). Untuk keperluan diagnosa medis, panjang gelombang sinar-X yang dibutuhkan mempunyai panjang gelombang 0,1-1Å (Curry et al, 1984).

II.2. Produksi Radiasi Hambur

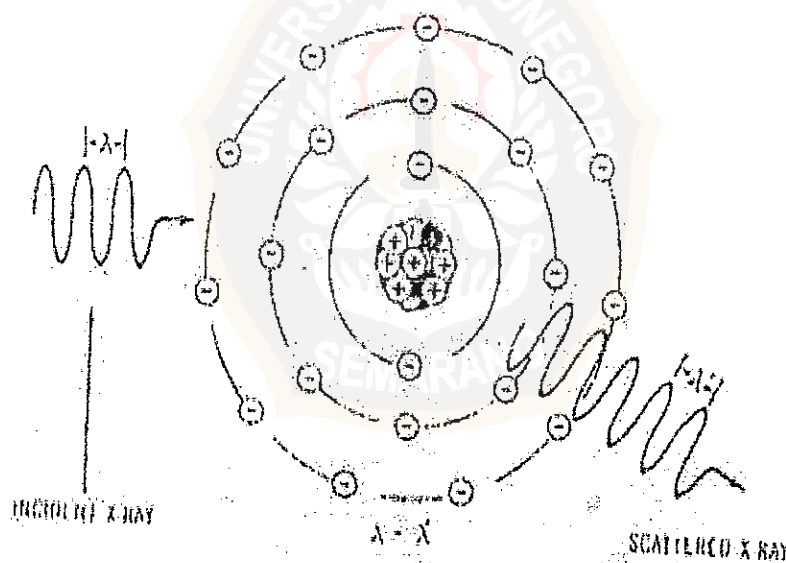
Tidak semua foton yang dipancarkan oleh tabung sinar-X diserap oleh pasien, tetapi banyak foton yang dihamburkan ke segala arah. Foton radiasi yang

dihamburkan mengalami pengurangan energi dan daya tembus. Radiasi hambur yang bergerak ke segala arah tersebut ada yang sampai ke film dengan arah yang sama atau berlainan dengan radiasi primer (Meredith and Massey, 1977).

Di bidang radiodiagnostik bila berkas sinar-X berinteraksi dengan bahan yang dilaluinya maka terjadi beberapa peristiwa yang menghasilkan radiasi hambur diantaranya adalah :

II.2.1. Hamburan Klasik/Thomson

Peristiwa ini terjadi ketika foton berenergi rendah (<10 keV) berinteraksi dengan bahan sehingga atom tereksitasi. Atom secara dini melepaskan energinya dalam bentuk hamburan foton dengan panjang gelombang yang sama dengan panjang gelombang foton yang datang dalam arah yang berlawanan.



Gambar .2.1 Hamburan Thomson interaksi antara sinar-X berenergi rendah dengan atom (Bushong ,1988).

Dalam hamburan Thomson besarnya energi tidak mengalami perubahan, tidak ada energi yang dipindahkan sehingga tidak terjadi ionisasi. Dalam bidang

radiodiagnostik kontribusi hamburan Thomson bagi radiograf banyak menimbulkan kabut dasar (*fog level*).

II.2.2. Hamburan Compton

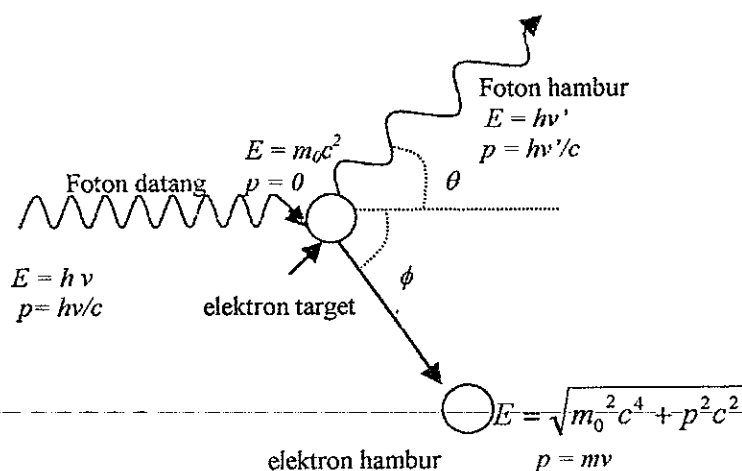
Hamburan Compton dapat terjadi dengan semua sinar-X yang digunakan di diagnostik, oleh karena itu hal ini sangat penting dalam radiologi. Selain mengakibatkan kabut film pada radiograf, hamburan Compton juga menimbulkan efek radiasi yang cukup serius di dalam radiologi khususnya dalam penggunaan fluoroskopi (Bushong, 1988).

Efek *Compton* terjadi apabila foton sinar-X menumbuk elektron yang semula dalam keadaan diam dan kemudian mengalami hamburan dari arah semula, sedangkan elektronnya menerima impuls dan mulai bergerak. Sebagian energi radiasi diberikan kepada elektron, sehingga keluar dari atom. Sementara itu sisa energinya dilepaskan kembali dalam bentuk radiasi elektromagnetik (Akhadi, 2000).

Dalam tumbukan ini foton dapat dipandang sebagai partikel yang kehilangan sejumlah energi yang besarnya sama dengan energi kinetik E_k yang diterima oleh elektron. Jika foton semula mempunyai frekuensi ν , maka foton hambur mempunyai frekuensi yang lebih rendah ν' , sehingga kehilangan energi foton sama dengan energi yang diterima elektron

$$h\nu - h\nu' = E_k \quad (2.2)$$

dengan h adalah konstanta Plank ($6,63 \times 10^{-34}$ J.s). Arah hamburan elektron membentuk sudut θ terhadap arah foton datang (Beiser, 1990), seperti yang dilukiskan dalam gambar berikut :



Gambar 2.2 Efek Compton (Beiser, 1990).

Dalam hamburan *Compton*, terjadi perubahan panjang gelombang foton datang dan foton terhambur. Foton terhambur mempunyai panjang gelombang lebih panjang daripada foton datang. Hubungan ini dinyatakan dalam:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \theta) \quad (2.3)$$

dengan λ' adalah panjang gelombang foton terhambur, λ adalah panjang gelombang foton datang, m_0 adalah massa diam elektron, c adalah kecepatan cahaya, dan θ adalah sudut hamburan.

Kuantitas h/m_0c disebut panjang gelombang *Compton* (λ_c) dari partikel penghambur, untuk elektron besarnya adalah $2,426 \times 10^{-12}$ m (Beiser, 1990). Sehingga rumus (2.3) dapat ditulis sebagai berikut :

$$\lambda' - \lambda = \lambda_c (1 - \cos \theta) \quad (2.4)$$

Dari perumusan tersebut terlihat bahwa perubahan panjang gelombang *Compton* tidak tergantung pada energi foton datang, tetapi tergantung pada sudut hambur foton (Akhadi, 2000). Banyaknya jumlah radiasi hambur yang dihasilkan dipengaruhi oleh (Meredith and Massey, 1977):

a. Volume Jaringan yang Disinari

Semakin besar volume jaringan yang disinari, semakin bertambah radiasi hambur yang dihasilkan.

b. Energi Foton Sinar-X

Semakin tinggi energi foton sinar-X, jumlah radiasi yang dihamburkan akan semakin besar, hal ini disebabkan karena tidak semua radiasi foton diteruskan atau diserap oleh jaringan objek tetapi ada sebagian yang dihamburkan ke segala arah dengan energi dan daya tembus yang semakin berkurang.

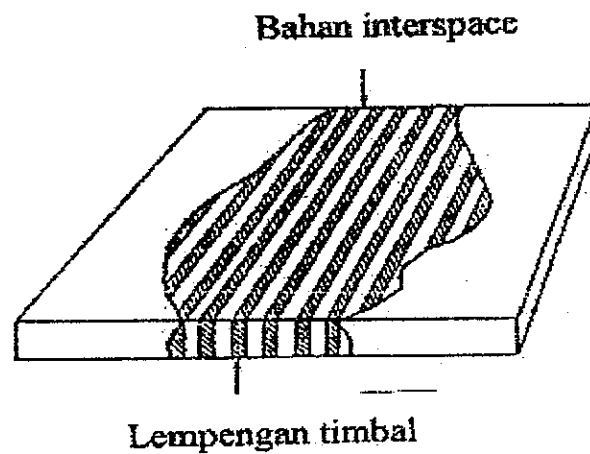
c. Ukuran Berkas Sinar-X

Semakin luas ukuran berkas sinar-X yang dipergunakan, semakin besar jumlah radiasi foton yang dihamburkan.

II.3. Grid

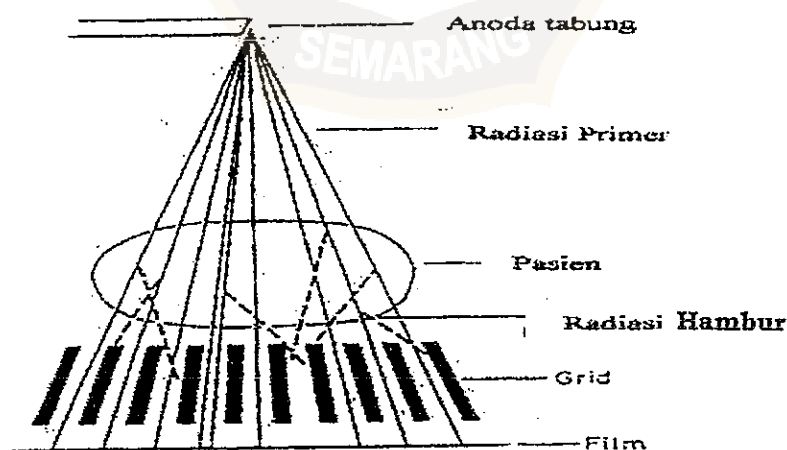
Radiasi yang mengenai film terdiri atas radiasi primer dan radiasi hambur. Radiasi primer yang bergerak dari tabung sinar-X dan melalui pasien arahnya tidak berubah, sedangkan radiasi hambur bergerak ke segala arah dan mengenai film secara tidak merata dan tidak berpola, hal ini akan menyebabkan menurunnya kontras radiograf. Untuk mengurangi radiasi hambur yang sampai ke film salah satu cara yaitu digunakan *grid*. *Grid* adalah suatu alat bantu dalam pemotretan radiografi yang

berfungsi mengurangi radiasi hambur agar tidak sampai ke film sehingga dapat meningkatkan kontras radiograf (Meredith and Massey, 1977).



Gambar.2.3. *Grid* tanpa penutup atas akan tampak lempengan timbal dan lempengan aluminium atau plastik yang disusun memanjang dan sejajar satu sama lain (Meredith and Massey, 1977)

Grid terbuat dari lapisan-lapisan timbal tipis yang disusun sejajar dan tegak diantara keduanya diselingi oleh bahan yang tembus sinar-X seperti aluminium atau plastik (*interspace material*). *Grid* dirancang untuk meneruskan sinar-X dari sumber ke film yang arahnya sama dengan garis lempengan. *Grid* diletakkan di antara pasien dan film.



Gambar 2.4. *Focused Grid* diletakkan diantara pasien dengan film.(Curry, et al., 1984).

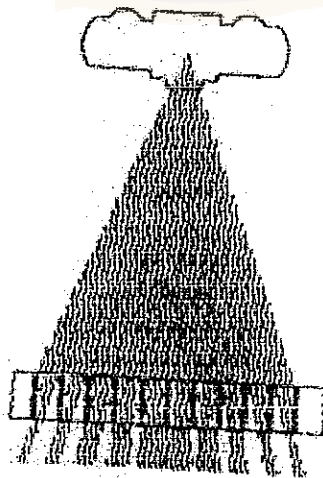
Sinar-X yang berjalan menyudut diserap oleh lempengan timbal. Semua foton sinar-X yang keluar dari pasien dan mencapai bahan *grid* akan diserap dan tidak mengenai film. Foton primer ditransmisikan melalui bahan penyela menuju film. Foton radiasi hambur pada bahan penyela mungkin terabsorpsi mungkin tidak tergantung dari sudut penyimpangan radiasi hambur dan karakteristik *grid*.

II.3.1 *Grid* Diam

Grid diam adalah *grid* yang tetap diam selama dilakukan eksposi dikenal juga dengan nama *lysolm*. *Grid* diam ada beberapa macam yaitu :

a. *Grid* Linier

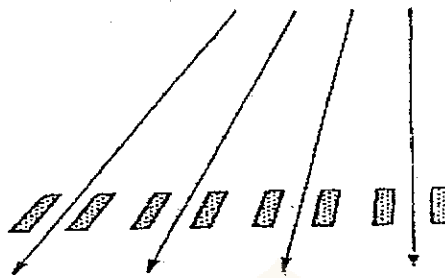
Grid linier adalah *grid* yang mempunyai susunan lempengan timbal paralel satu sama lain. Sifat sinar-X adalah divergen, maka foton yang langsung masuk *grid* dapat berasal dari berkas sinar yang membentuk sudut atau yang tegak lurus dari fokus melalui bahan penyela.



Gambar 2.5. *Grid* Linier, susunan lempengan timbal paralel satu dengan yang lain (Bushong, 1988).

b. *Grid* Terpusat

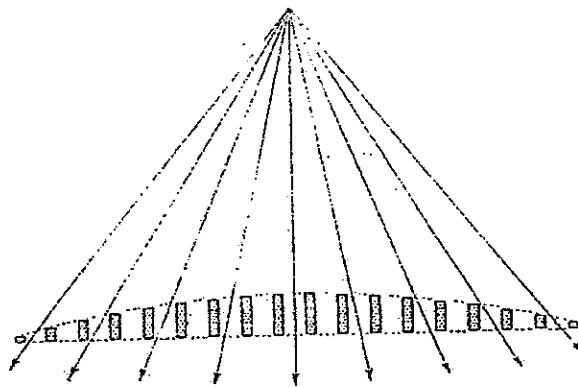
Grid terpusat adalah jenis *grid* yang mempunyai susunan lempengan timbal dari ujung ke tengah seolah-olah menuju ke satu titik atau fokus, sehingga sinar dengan sudut kemiringan tertentu masih menerobos *grid* melalui lempengan timbal.



Gambar 2.6. *Grid* terpusat, susunan lempengan timbal terfokus dan sinar primer melewati jarak antar timbal (Meredith and Massey, 1977).

c. *Grid* Terpusat Semu

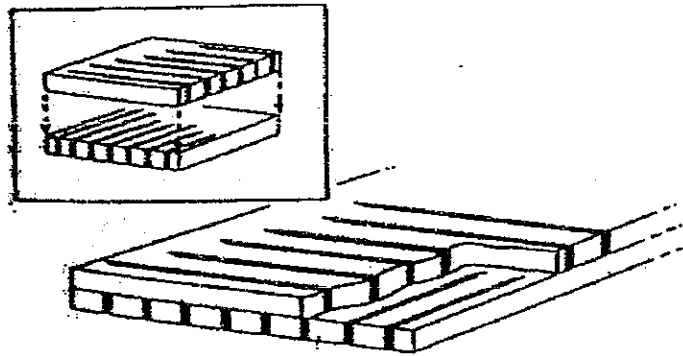
Grid terpusat semu adalah *grid* yang jenisnya seperti *grid* linier tetapi tinggi lempengan timbal dari ujung ke tengah semakin panjang, kemungkinan sinar dengan sudut kemiringan tertentu masih bisa sampai ke film.



Gambar 2.7. *Grid* terpusat semu mirip dengan *grid* linier tetapi tinggi lempengan timbal tidak sama (Meredith and Massey, 1977).

d. *Grid Silang*

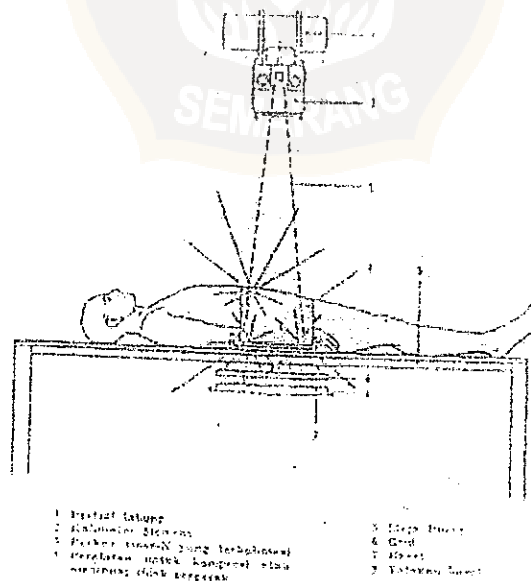
Grid silang adalah jenis *grid* yang mempunyai dua buah *grid* linier yang susunan lempengan timbalnya saling tegak lurus atau ditumpuk menyilang. Jenis ini didesain untuk lebih banyak menyerap radiasi hambur.



Gambar 2.8. *Grid* silang, tampak dua buah *grid* linier yang ditumpuk saling tegak lurus (Bushong, 1988).

II.3.2. *Grid Bergerak*

Grid bergerak dikenal pula dengan nama *Bucky*, yaitu *grid* yang bergerak selama eksposi dilakukan. *Grid* jenis ini biasanya terpasang pada meja pemeriksaan.



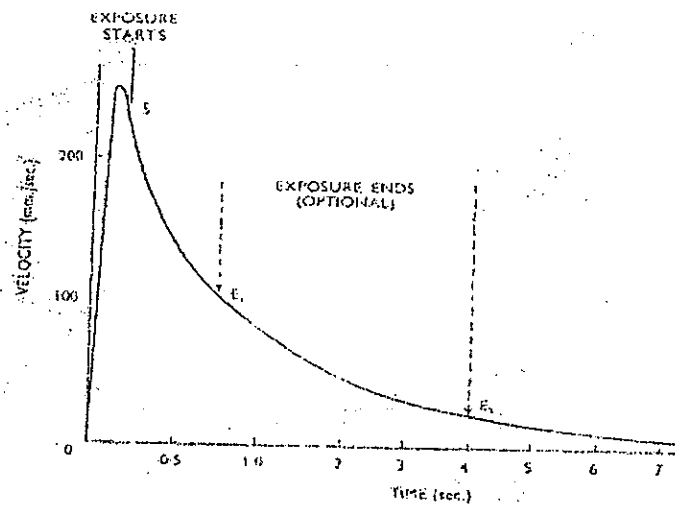
Gambar.2.9. Pasien di atas meja pemeriksaan yang dilengkapi dengan *grid* bergerak (Hoxter,1973).

Tujuan dari digerakkan *grid* selama eksposi yaitu untuk menghilangkan garis-garis *grid* pada radiograf. Kecepatan ditentukan oleh waktu eksposi dan jumlah garis-garis *grid* per centi meter. Berdasarkan gerakannya, *grid* bergerak dibagi menjadi :

a. *Single Stroke Grid*

Dalam tipe gerakan ini, sebuah *spring* digunakan untuk menarik *grid* pada kecepatan yang sama melalui daerah di atas film tersebut. Kecepatan gerakan ini dikontrol oleh sebuah *dash-pot* minyak yang sesuai. Gerakan tersebut kurang lebih 2-5 cm (yaitu 1,25 cm dari sisi tengah) dan waktu yang digunakan oleh *grid* untuk menempuh jarak itu dapat disesuaikan dari kurang lebih 0,2 – 1,5 detik. Dengan tipe gerakan ini, maka perlu memilih waktu gerakan yang tepat dan untuk menegakkan *spring grid* sebelum eksposi dilakukan. Waktu yang dipilih sedikit lebih lama dari waktu eksposi, hal ini juga untuk memastikan *grid* terus bergerak selama eksposi dan dengan kecepatan tinggi. Bila tombol eksposi ditekan, *grid* dilepaskan dan segera menggerakkan hubungan yang saling membantu dalam mengaktifkan penghubung eksposi utama dan eksposipun mulai. Pemilihan waktu akan benar bila disediakan waktu *grid* (*grid time*), karena *grid* akan berhenti sesaat setelah eksposi sinar-X diselesaikan oleh alat pengukur waktu sinar-X.

Salah satu kelemahan mekanisme *single stroke* adalah harus disesuaikan lebih dahulu sebelum eksposi dilakukan. Kelemahan ini dapat ditangani dengan mengatur *grid* untuk bergerak pada kecepatan bervariasi selama eksposi (*catapult system*) hal ini dicapai dengan kecepatan yang diatur oleh sebuah kamera yang ditarik oleh motor. Cara dimana kecepatan yang berubah-ubah selama waktu eksposi ditunjukkan pada gambar di bawah ini:



Gambar 2.10. Variasi waktu kecepatan *grid* yang bergerak selama eksposi (Meredith and Massey, 1977)

Mula-mula *grid* bergerak dengan cepat (dalam waktu singkat gerakannya dipercepat), kemudian diperlambat secara terus-menerus. Total waktu yang digunakan untuk menggerakkan *grid* sebesar 8 – 15 detik.

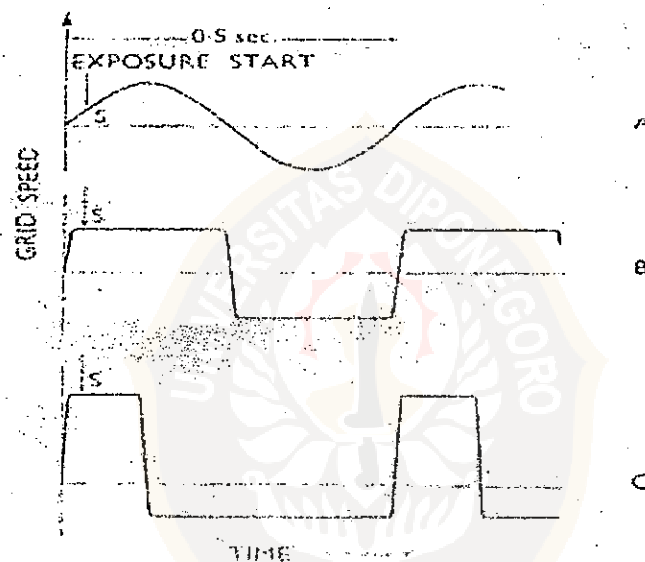
Gerakan ini disesuaikan dengan sebuah kontak sehingga eksposi selalu mulai pada S, waktu di mana eksposi berakhir diatur oleh pengukur waktu dan kapanpun setelah S, misal E1 untuk eksposi singkat atau E2 untuk eksposi yang lebih lama. Jika eksposi itu singkat (S – E1) maka *grid* bergerak pada kecepatan yang tinggi, sebaliknya jika eksposi itu lama (S – E2) kecepatan tinggi tidak perlu dan titik kecepatan terendah di lengkung (kurva) itu digunakan. Dengan bentuk mekanisme ini tidak ada *setting*, dalam hal ini untuk setiap eksposi dibutuhkan kisi dalam keadaan siap digunakan (Meredith and Massey, 1977).

b. *Reciprocating Grid* dan *Oscillating Grid*

Pada jenis ini, penyesuaian kecepatan gerakan untuk masing-masing eksposi yang berbeda dihindarkan oleh pengaturan *grid* yang selalu bergerak pada suatu

kecepatan yang cukup tinggi. *Grid* bergerak berulang-ulang selama waktu eksposi. Seperti halnya kisi *single stroke*, total gerakan kurang lebih 1,25 cm untuk sisi tengah. Jika waktu eksposi pendek, maka akan terjadi selama sebagian dari satu lingkaran gerakan *grid*, sedangkan untuk eksposi yang lama, beberapa lingkaran digunakan.

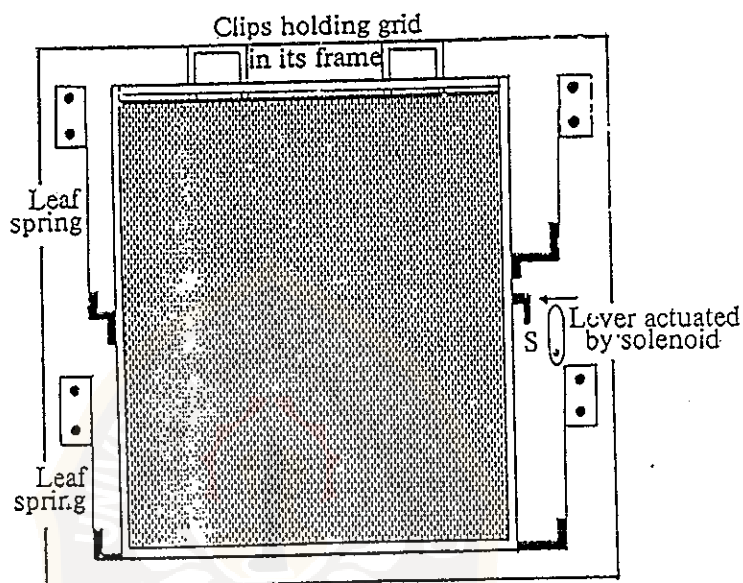
Perbedaan utama antara gerakan *oscillating* dan *reciprocating* adalah terletak pada pola- pola yang nyata dari kecepatan mereka. Hal ini ditunjukkan pada gambar 2.11.



Gambar 2.11. Variasi waktu dan kecepatan pada tiga tipe *grid* bergerak. A: *Grid Oscillating* selaras. B: *Grid Reciprocating* dengan gerakan maju ke depan dan kembali yang sama. C: *Grid Reciprocating* dengan ayunan ke depan relatif cepat dan ayunan kembali relatif lambat. (Meredith and Massey, 1977).

Oscillating Grid mempunyai pola kira-kira melengkung (sinusoidal). Waktu untuk berayun (*swing*) yang lengkap biasanya kurang lebih 0,5 detik. Selama setiap lingkaran kecepatan naik ke maksimal pada satu arah dan kemudian menjadi perlahan sampai berhenti pada titik di mana pola itu diulang dan *grid* bergerak ke arah yang berbeda.

Gerakan ini dicapai dengan “*mounting*” kisi pada 4 “*leaf-spring*”, satu pada masing-masing sudut. Bila tombol eksposi ditekan, kisi ditarik ke salah satu arah dengan elektromagnet dan kemudian dilepaskan. Segera setelah *grid* dilepaskan, eksposi dimulai dan berlanjut untuk waktu yang ditentukan oleh alat pengukur waktu. Selama waktu ini *grid* terus bergoyang dengan kecepatan dan amplitudo dikurangi secara perlahan-lahan (yaitu gerakan dilemahkan) sampai akhirnya berhenti setelah beberapa detik eksposi selesai.

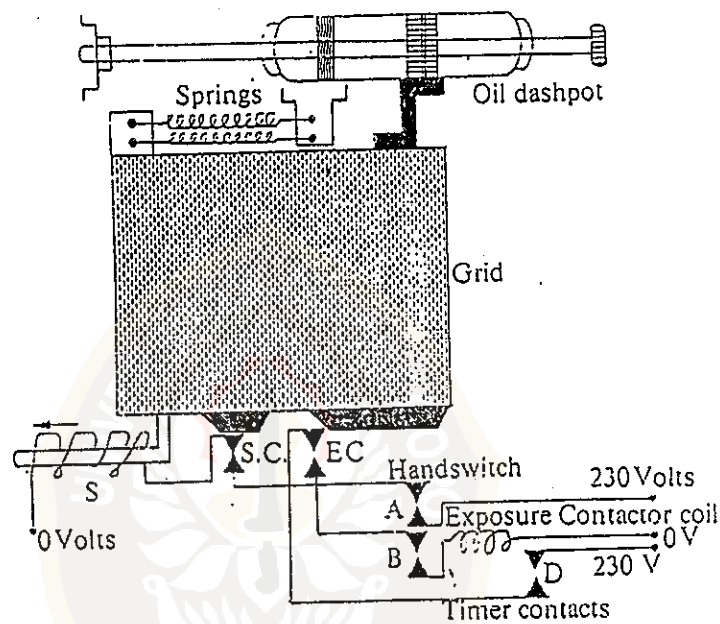


Gambar 2.12. Mekanisme dari *grid oscillating* atau *vibrating* (Chesney and Chesney, 1975).

Gerakan *grid reciprocating*, yang bergerak kian kemari dengan penggerak tunggal akan lebih baik daripada bergerak bebas. Gerakan ini mungkin sebuah lengkungan (*sinusoidal*) yang sederhana, sebagaimana dalam keadaan *grid oscillating*.

Gerakan demikian dicapai dengan motor yang sederhana. Karena gerakan *grid* dengan penggerak tunggal, maka dapat dilakukan modifikasi kecepatan seperti pada gambar 2.11B. Gerakan dipercepat menuju kecepatan maksimum dengan sangat cepat kemudian kecepatan dipertahankan untuk gerakan ke depan. Setelah itu

pembalikan pola yang sama diulang tetapi pada arah yang berlawanan. Seluruh putaran pada kejadian berlangsung selama waktu yang dikehendaki. Kebanyakan gerakan “*reciprocating*”, waktu (dan kecepatan) pada tekanan ke depan berbeda dengan tekanan kembali, gambar 2.11C. Hal ini karena banyaknya mekanisme dari *grid* ditekan terlalu cepat dan ketika kembali lebih lambat, kecepatan gerakan di bawah kontrol dari “*dash-pot*” minyak.



Gambar 2.13. Mekanisme dari *grid reciprocating* (Chesney and Chesney, 1975)

Saat ini banyak variasi tipe gerakan dan banyak pula memodifikasi dan mengkombinasi dari gerakan dasar ini. Pilihan gerakan yang paling baik ditentukan oleh personal atau seseorang dan derajat kesukaannya. Hal terpenting yang perlu diperhatikan *grid* akan bergerak cukup cepat selama waktu eksposi dan gerakan itu bekerja tidak secara serentak dan tanpa memberi gerakan pada film dan pasien. (Meredith and Massey, 1977).

II.3.3. Karakteristik *Grid*

Karakteristik *grid* adalah suatu bilangan yang dipakai menunjukkan spesifikasi dari *grid* (Bushong, 1988). Pada kegunaannya, alat-alat yang berhubungan dengan radiasi hambur tergantung pada keadaan pasien, ukuran sinar, dan tegangan tabung (Meredith and Massey, 1977). Penerapan yang paling baik untuk memilih *grid* adalah dengan membandingkan kualitas radiograf dengan faktor-faktor karakteristik *grid*. Karakteristik *grid* meliputi :

a. Rasio *grid* (r)

Rasio *grid* adalah perbandingan antara tinggi lempengan timbal dengan jarak antara bahan / ketebalan bahan penyela (*interspace material*).

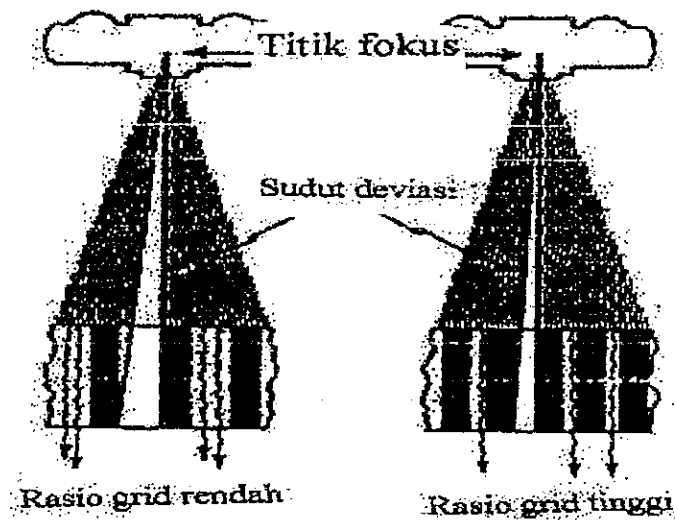


Gambar 2.14. Keadaan dari *grid* yaitu (T) lebar lempengan timbal (D) jarak antar timbal (interspace), (h) tinggi lempengan timbal (Bushong, 1988).

Rasio *grid* dapat dihitung dengan rumus:

$$r = h/D \quad (2.5)$$

dengan r adalah rasio *grid*, h adalah tinggi lempengan timbal, dan D adalah jarak antar timbal. *Grid* dengan rasio tinggi lebih efektif menyerap radiasi hambur dibanding *grid* dengan rasio rendah, karena sudut penyimpangan yang diteruskan oleh *grid* rasio tinggi akan lebih kecil daripada yang diteruskan oleh *grid* rasio rendah.



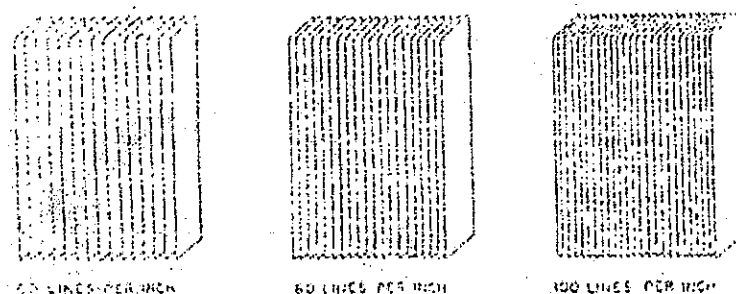
Gambar 2.15. *Grid* rasio tinggi akan lebih efektif daripada *grid* rasio rendah dalam menyerap radiasi hambur karena sudut penyimpangan yang diteruskan lebih kecil (Bushong, 1988)

Kerugian dari *grid* rasio tinggi adalah lebih sulit untuk dibuat oleh pabrik daripada *grid* rasio rendah. *Grid* rasio tinggi dibuat dengan cara memperkecil jarak antar timbal (interspace) atau dengan cara menambah ketinggian *grid* material atau kombinasi keduanya. Semua itu membutuhkan eksposi yang tinggi untuk menambah sejumlah sinar-X yang cukup untuk menembus *grid* ke film. Dalam diagnosa biasanya rentang rasio antara 5 : 1 sampai 16 : 1. *Grid* dengan rasio 5:1 cukup untuk menyerap kurang lebih 85% dari radiasi hambur sedangkan kisi dengan rasio 16:1 menyerap sekitar 97% radiasi hambur (Bushong, 1988).

b. Frekuensi *Grid*

Frekuensi *grid* adalah jumlah lempengan timbal atau banyaknya lempengan timbal tiap inchi atau tiap centi meter (Bushong, 1988). *Grid* dengan frekuensi tinggi akan memperlihatkan garis-garis *grid* pada film lebih sedikit dibanding dengan frekuensi rendah. Jika ketebalan garis-garis kisi tetap, semakin tinggi frekuensi

semakin tipis bahan penyela. Secara umum semakin tinggi frekuensi, semakin tinggi faktor eksposi karena dengan penambahan frekuensi *grid* semakin banyak bahan *grid* yang menyerap radiasi.



Gambar 2.16. Jumlah lempengan timbal tiap inci (Cullinan and Cullinan,1980)

Frekuensi *grid* yang digunakan berkisar antara 60 – 110 garis tiap inci. Penghitungan frekuensi *grid* bisa dilakukan bila ketebalan bahan *grid* (T) dan ketebalan bahan penyela (D) sudah diketahui. Frekuensi *grid* dihitung dengan membagi ketebalan sepasang garis (T+D) yang dinyatakan dalam μm , ke dalam 1 cm.

$$\text{Frekuensi } grid = \frac{10.000 \mu / \text{cm}}{(T + D) \mu / \text{pasang.garis}} \quad (2.6)$$

c. Bahan Penyela (*interspace material*)

Garis-garis timbal pembentuk *grid* dipisahkan satu sama lain dan sejajar oleh garis-garis yang lebih tebal (*interspace material*). Tujuan pemakaian bahan penyela adalah untuk mempertahankan jarak antara jalur-jalur timbal *grid* yang sangat halus. Bahan penyela biasanya terbuat dari alumunium atau plastik fiber. Alumunium mempunyai nomor atom yang lebih tinggi daripada plastik fiber sehingga lebih efektif menyerap radiasi hambur yang tidak diserap oleh timbal. Selain itu gambaran

garis-garis *grid* pada radiograf akan tampak samar jika menggunakan alumunium sebagai bahan penyela. Tetapi penggunaan alumunium sebagai bahan penyela akan meningkatkan penyerapan foton primer terutama pada tegangan rendah dan hal ini mengakibatkan dosis radiasi yang diterima pasien meningkat sekitar 20%.

d. Material *Grid*

Secara teoritis *grid* harus tipis dan mempunyai kemampuan menyerap radiasi hambur tinggi. Ada beberapa bahan yang mungkin dibentuk menjadi lempengan ini. Timbal mungkin bukan yang terbaik dalam hal interaksi dengan sinar-X tetapi digunakan secara meluas karena mudah dibentuk dan relatif murah. Nomor atom dan kerapatan timbal yang tinggi merupakan dasar pemilihan material dalam pembuatan *grid*. Tungsten, platina, emas dan uranium pernah dicoba tetapi tidak sebaik timbal (Bushong, 1988).

e. Isian Timbal

Isian timbal diukur persatuan luas (gram/cm^2) adalah faktor yang menentukan untuk efisiensi *grid*. Isian timbal menentukan berat ringannya suatu *grid*. *Grid* “berat” yang mempunyai banyak timbal per cm^2 lebih efisien daripada *grid* “ringan”. Isian timbal yang biasa dipakai dari $0,2 \text{ gram}/\text{cm}^2$ sampai dengan $0,9 \text{ gram} / \text{cm}^2$. *Grid* dengan kadar timbal lebih banyak akan menghilangkan lebih banyak radiasi hambur dan meneruskan lebih banyak radiasi primer (Meredith and Massey, 1977).

f. Tebal Garis Timbal

Pemakaian garis timbal yang tebal akan menghasilkan garis-garis *grid* yang tebal dan penyerapan radiasi primer yang banyak. Tebal garis timbal yang biasa

dipakai adalah 0,005 – 0,008 cm, karena dianggap cukup tebal untuk mengurangi radiasi hambur dan cukup tipis untuk tidak menyerap radiasi primer. (Meredith and Massey, 1977).

II.3.4. Mekanisme Kerja *Grid*

Grid digunakan untuk memperbaiki kontras dengan menyerap radiasi hambur sebelum radiasi tersebut mencapai film. *Grid* yang ideal akan menyerap seluruh radiasi hambur tanpa menyerap radiasi primer, tetapi bagaimanapun juga tidak ada *grid* yang ideal. Untuk itu ada beberapa cara untuk mengetahui mekanisme kerja *grid* yaitu:

a. Transmisi Primer

Transmisi primer adalah pengukuran persentase radiasi primer yang melewati *grid*. Idealnya sebuah *grid* akan melewatkan radiasi primer 100%. Untuk mengukur transmisi primer dilakukan dengan dua pengukuran, yang pertama dilakukan dengan meletakkan detektor setelah *grid* untuk mengetahui intensitas radiasi yang melewati *grid*, dan pengukuran kedua dilakukan dengan detektor diletakkan diatas *grid*, untuk mengetahui intensitas yang mengenai *grid*. Rasio sederhana dari intensitas dengan *grid* terhadap intensitas tanpa *grid* memberi nilai transmisi, yang kemudian dikalikan 100 untuk memberikan persentase.

$$T_p = \frac{I_p}{I'_p} \times 100 \% \quad (2.7)$$

Dengan T_p adalah transmisi primer dalam %, I_p adalah intensitas dengan *grid*, I'_p adalah intensitas tanpa *grid* (Curry et al, 1984).

b. Faktor *Bucky*

Faktor *Bucky* adalah perbandingan dari radiasi yang langsung mengenai *grid* dengan radiasi yang ditransmisikan melewati *grid*. Faktor *Bucky* menyatakan besar faktor eksposi yang harus ditingkatkan saat beralih dari teknik tanpa *grid* dan dengan menggunakan *grid*. Faktor ini yang juga menunjukkan besar peningkatan dosis radiasi yang diterima oleh pasien. Semakin tinggi faktor *Bucky*, semakin tinggi faktor eksposi dan dosis radiasi yang diterima oleh pasien. Faktor *Bucky* mirip dengan transmisi primer kecuali untuk satu hal yaitu transmisi primer hanya menunjukkan jumlah radiasi primer yang terserap oleh *grid*, sedangkan faktor *Bucky* disamping menunjukkan penyerapan radiasi primer juga penyerapan radiasi sekunder, hal ini dilakukan dengan obyek tebal dan lapangan radiasi yang luas. Faktor *Bucky* dihitung dengan rumus:

$$B = \frac{I_r}{T_r} \quad (2.8)$$

dengan B adalah faktor *Bucky* dan I_r merupakan radiasi sebelum *grid* (*Incident Radiation*) serta T_r merupakan radiasi yang ditransmisikan (Curry et al,1984).

c. Faktor Perbaikan Kontras (K)

Faktor perbaikan kontras adalah perbandingan antara kontras yang menggunakan *grid* dengan kontras tanpa *grid*.

$$K = \frac{C}{C_0} \quad (2.9)$$

dengan C adalah kontras dengan *grid* dan C_0 merupakan kontras tanpa *grid* (Curry et al,1984).

d. Selektifitas *Grid*

Grid idealnya disusun sedemikian rupa sehingga semua radiasi primer dapat diteruskan dan semua radiasi hambur dapat diserap. Perbandingan antara radiasi primer yang diteruskan dan radiasi hambur yang diteruskan disebut selektifitas *grid* yang disimbolkan dengan *Greek sigma* (Σ).

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \quad (2.10)$$

dengan T_p adalah radiasi primer yang diteruskan dan T_s merupakan radiasi hambur yang diteruskan (Bushong ,1988).

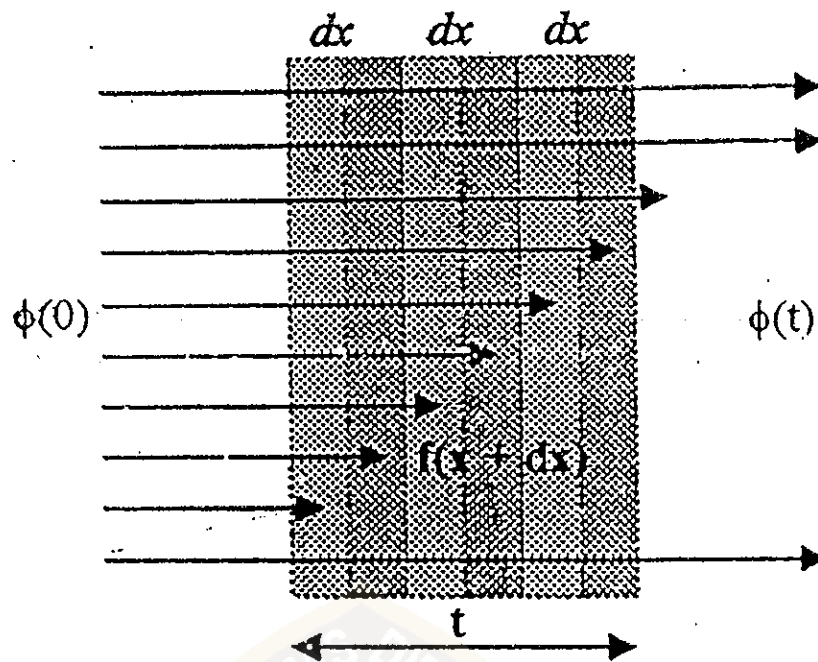
II.3.5. Pengurangan Radiasi Primer

Interaksi sinar-X dengan bahan, selain menghasilkan radiasi hambur juga masih meneruskan radiasi primer. Jumlah radiasi primer yang diteruskan oleh bahan tersebut jumlahnya berkurang mengikuti rumus:

$$\phi(x) = \phi(0) e^{-\mu x} \quad (2.11)$$

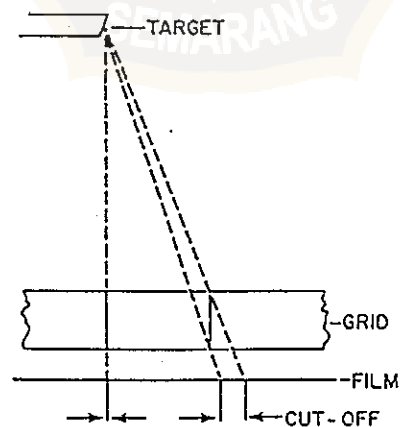
Dengan $\phi(x)$ adalah foton primer setelah melewati bahan, $\phi(0)$ sebagai foton primer ketika masuk ke dalam bahan dan μ adalah koefisien pengurangan linier serta x

merupakan tebal dari bahan (Wirjosimin , 1995). Diagram proses pengurangan foton primer diperlihatkan pada gambar 2.17.



Gambar 2.17. Diagram pengurangan foton primer (Wirjosimin,1995)

II.3.6. Grid Cut Off

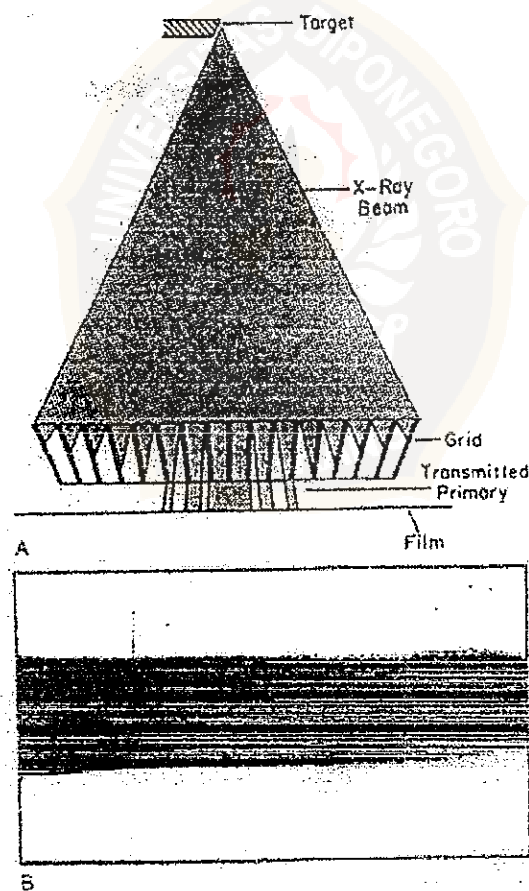


Gambar.2. 18. Grid cut off (Curry et al,1984).

Grid cut off adalah hilangnya radiasi primer yang terjadi ketika gambaran dari garis-garis timbal pada *grid* diproyeksikan lebih besar dari sebenarnya sehingga didapat hasil gambaran lebih terang, beberapa hal yang bisa mengakibatkan terjadinya *grid cut off* adalah:

a. *Grid* Terpusat Digunakan Terbalik

Semua *grid* terpusat mempunyai sisi tabung yaitu sisi pusat dari timbal pembentuk *grid*. Ketika *grid* terpusat dipakai terbalik maka *ada cut off* yang tajam dan menjadi suatu batas antara penyinaran di tengah film dan di sisi film, semakin tinggi rasio *grid* maka semakin sempit area yang tersinari (Curry et al, 1984).



Gambar.2.19. *Cut off* yang terjadi karena pemakaian *grid* terpusat terbalik (A), gambar yang dihasilkan (B)(Curry et al, 1984).

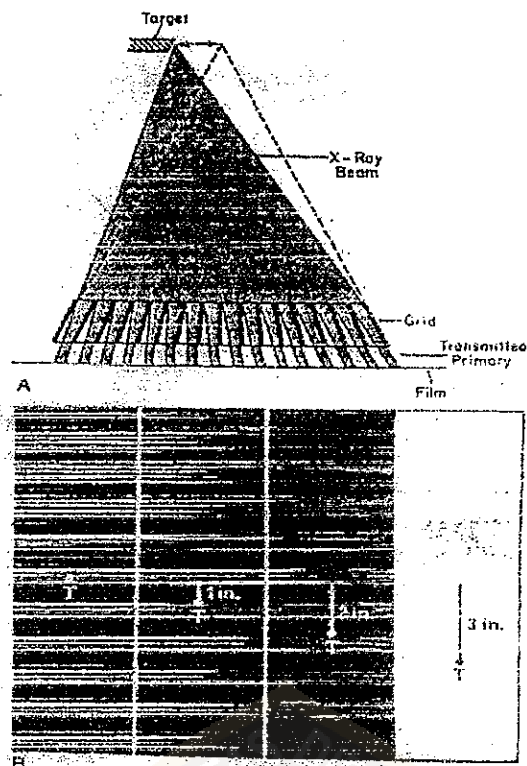
b. Pergeseran Titik Pusat (*lateral Desentring*)

Pergeseran titik pusat dihasilkan dari tabung sinar-X yang diposisikan menyamping tetapi menggunakan jarak fokus ke film yang tepat. Keseluruhan *cut off* yang terjadi sama jumlahnya dengan sinar primer yang terpotong oleh lempengan timbal, sehingga ada keseragaman kehilangan radiasi pada seluruh permukaan *grid* yang menghasilkan gambaran terang yang merata . Pada gambar 2.20 memperlihatkan serangkaian garis film yang semuanya diambil dengan faktor eksposi yang sama, tetapi dengan penambahan jumlah pergeseran ke arah *lateral* yang berbeda. Tabung sinar-X diatur di tengah pada garis konvergen untuk garis film di sebelah kiri, dan kemudian digeser ke arah samping 1,2,dan 3 inchi untuk tiga garis selanjutnya. Film menjadi semakin terang saat nilai pergeseran meningkat, tetapi penyinaran masih seragam, bagian tengah dan kedua ujung film terkena penyinaran sama dan tidak mungkin mengenali *cut off* dari melihat film.

Tiga faktor yang mengakibatkan besarnya *cut off* dari pergeseran titik pusat adalah: rasio *grid*, jarak fokus ke film, dan nilai pergeseran. Perbandingan untuk menghitung hilangnya radiasi primer dengan pergeseran titik pusat adalah:

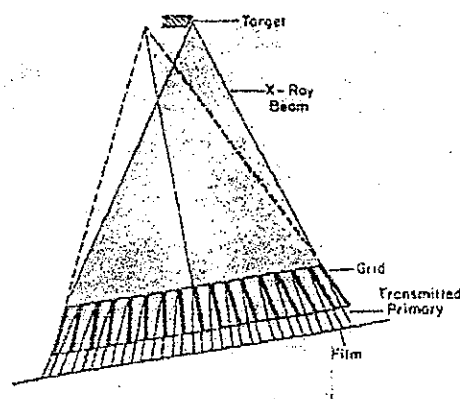
$$L = \frac{rb}{fo} \times 100\% \quad (2.12)$$

dengan L adalah radiasi primer yang hilang (%), r adalah rasio *grid*, b adalah jarak pergeseran , fo adalah jarak fokus ke film. Nilai *cut off* meningkat saat rasio *grid* dan jarak pergeseran meningkat, *cut off* berkurang jika jarak fokus ke film bertambah. Hilangnya radiasi primer dapat diminimalkan dengan menggunakan *grid* rasio rendah dan jarak fokus ke film yang panjang (Curry et al,1984).



Gambar 2.20. *Cut off* karena pergeseran titik pusat (A), Gambar pada film akibat pergeseran tersebut (B) (Curry et al, 1984).

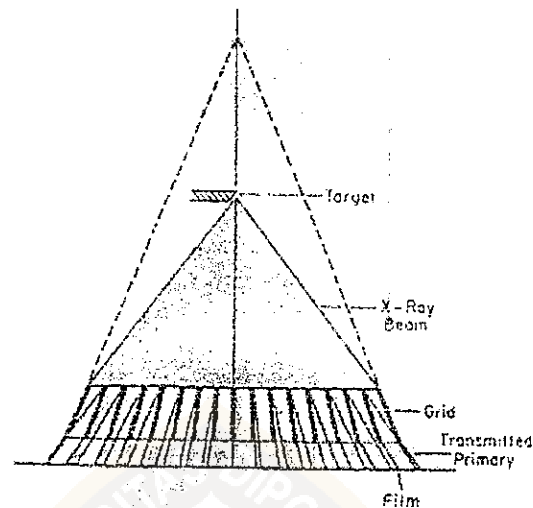
Grid bergerak linier biasanya terpasang pada meja pemeriksaan, bila meja pemeriksaan tersebut disudutkan maka ada sejumlah radiasi primer yang hilang, efek pada film sama seperti pada pergeseran ke arah *samping*. Kejadian ini disebut *off level grid* (Curry et al, 1984)



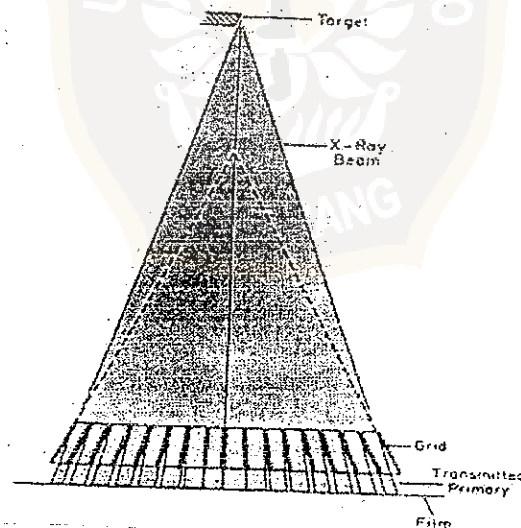
Gambar 2.21. *Cut off* karena *off level grid* (Curry et al, 1984).

c. **Jarak Antara Fokus dan Grid**

Nilai *cut off* yang disebabkan oleh jarak antara fokus dengan *grid* akan semakin bertambah dengan semakin pendeknya jarak antara keduanya. Hal ini diilustrasikan pada gambar 2.22 dan gambar 2.23.



Gambar.2.22. *Cut off* karena jarak yang pendek antara fokus dengan *grid* (Curry et al,1984)



Gambar.2.23. *Cut off* yang disebabkan jarak yang jauh antara fokus dengan *grid* (Curry et al,1984).

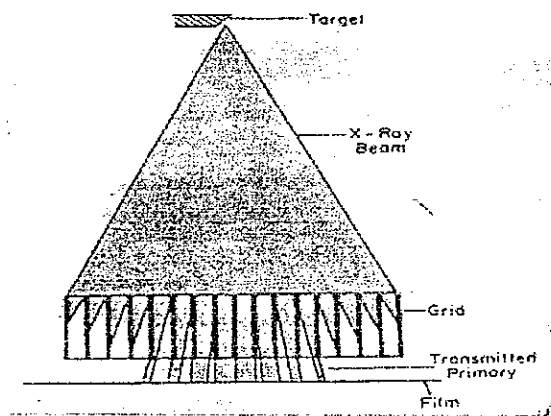
Hilangnya radiasi primer biasanya sesuai dengan rasio *grid* dan jarak dari garis pusat, untuk jarak penyinaran fokus-*grid* pendek:

$$L = rc \left(\frac{1}{f_1} - \frac{1}{f_0} \right) \times 100 \% \quad (2.13)$$

sedangkan untuk jarak penyinaran fokus-*grid* panjang:

$$L = rc \left(\frac{1}{f_0} - \frac{1}{f_2} \right) \times 100 \% \quad (2.14)$$

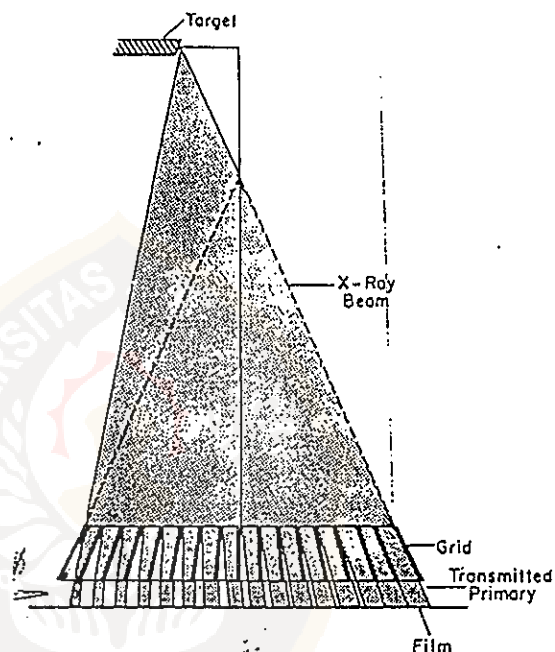
dengan L adalah radiasi primer yang hilang dalam %, r adalah rasio *grid*, f_0 adalah jarak *grid*-fokus, f_1 adalah jarak target-*grid* (di bawah garis konvergen), f_2 adalah jarak target-*grid* (di atas garis konvergen). Pada *grid* paralel dengan fokus tidak terbatas, biasanya digunakan dengan jarak penyinaran fokus-*grid* dekat. Rasio yang dimiliki biasanya rasio rendah, hal ini dimaksudkan untuk meminimalisasi *cut off*. Film yang diambil dengan *grid* paralel memiliki pusat gelap dan tepi yang terang karena jarak penyinaran fokus *grid* dekat.



Gambar.2.24. *Cut off* pada *grid* paralel (Curry et al,1984).

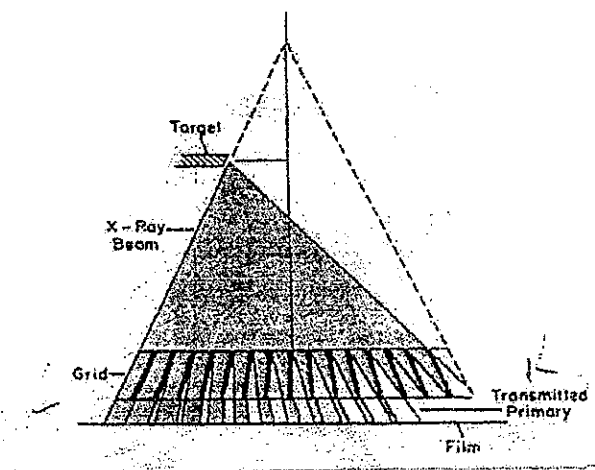
d. **Kombinasi *Lateral* dan Jarak Penyinaran Fokus-Grid.**

Yang paling sering dijumpai dari *grid cut off* adalah dari kombinasi *lateral* dan jarak penyinaran fokus-*grid*. Ada dua kombinasi penyinaran, tergantung pada letak target tabung apakah di bawah atau di atas garis konvergen. Sejumlah *cut off* biasanya sebanding dengan rasio *grid* dan jarak penyinaran. Kombinasi *lateral* dan jarak penyinaran fokus-*grid* di atas garis konvergen diilustrasikan pada gambar 2.25.



Gambar 2.25. *Cut off* yang dikarenakan oleh kombinasi *lateral* dan jarak penyinaran di atas garis konvergen (Curry et al, 1984).

Gambar yang terproyeksi pada bidang penunjuk tepat di bawah target tabung lebih luas dibanding sisi lainnya, dan film tampak lebih terang pada sisi yang dekat. *Cut off* terbesar berada pada sisi yang tepat berada di bawah target tabung, sedangkan kombinasi *lateral* dan jarak penyinaran fokus-*grid* di bawah garis konvergen diilustrasikan pada gambar 2.26.



Gambar 2.26. *Cut off* yang terjadi karena lateral dan jarak penyinaran fokus-grid di bawah garis konvergen (Curry et al,1984).

Bayangan yang tampak pada bidang penunjuk lebih luas pada sisi yang bersebelahan dengan target tabung daripada sisi yang sama, dan film lebih terang pada sisi yang jauh. *Cut off* lebih kecil pada sisi di bawah tabung sinar-X. Dengan tingkat kesalahan penyinaran yang sama, jumlah *cut off* akan lebih besar dengan kombinasi penyinaran di bawah garis konvergen daripada dengan kombinasi penyinaran di atas garis konvergen (Curry et al,1984).

II.3.7. Manfaat Penggunaan *Grid* Bergerak

Manfaat dari penggunaan *grid* bergerak adalah:

- a. Mengurangi radiasi hambur agar tidak sampai ke film, yaitu dengan diserap oleh lempengan timbal dan meneruskan radiasi primer melalui jarak antar timbal (*interspace material*) (Chesney and Chesney, 1981).
- b. Dengan berkurangnya radiasi hambur yang sampai ke film, maka akan meningkatkan kontras radiograf.

- c. Meningkatkan kontras radiograf karena garis-garis tipis yang bisa tampak pada penggunaan *grid* diam dapat dihilangkan dengan menggerakkan *grid* (Curry et al,1984).

II.3.8. Konsekuensi Penggunaan *Grid* Bergerak

Konsekuensi dari penggunaan *grid* bergerak adalah:

- a. Peningkatan jumlah dosis radiasi, karena intensitas radiasi yang mengenai film akan berkurang sehingga memerlukan penambahan intensitas yang berarti penambahan jumlah radiasi.
- b. Berkurangnya ketajaman radiograf, hal ini dikarenakan jarak antara obyek dengan film semakin jauh sehingga menimbulkan *penumbra* (Bushong, 1988). Sebagai perbandingan bila menggunakan *grid* diam jarak antara objek dengan film hanya 6 mm sedangkan dengan menggunakan *grid* bergerak jaraknya menjadi 5 cm (Meredith and Massey,1977).
- c. *Grid* harus bergerak cukup cepat, karena bila gerakan *grid* kurang maka bisa menimbulkan garis-garis *grid* atau densitas tidak rata. Untuk menghilangkan garis-garis *grid* secara efektif, *grid* harus bergerak sedikitnya tiga kali "*interspace*" selama waktu eksposi (Meredith and Massey, 1977).
- d. Adanya *lateral desentrng*, hal ini dikarenakan *grid* bergerak 1 – 3 cm selama eksposi, maka tabung tidak terpusat langsung ke arah pusat *grid*, hal ini akan mengakibatkan kehilangan radiasi primer (Curry et al,1984).
- e. Harga yang mahal karena satu paket dengan meja pemeriksaan, dan waktu minimum eksposi lebih lama dibanding bila menggunakan *grid* diam.

II.4. KUALITAS RADIOGRAF

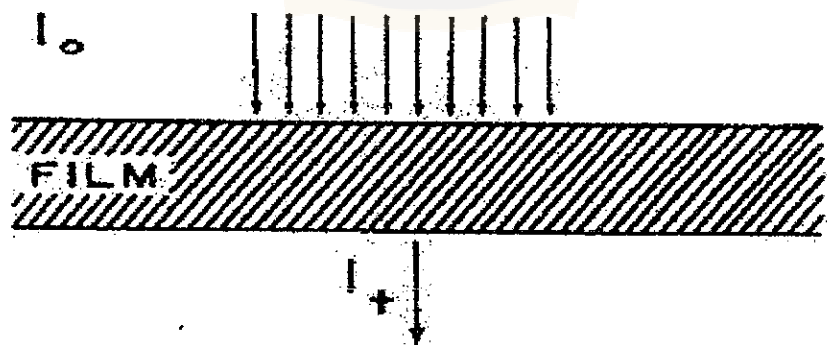
Kualitas radiograf merupakan kemampuan radiograf dalam memberikan informasi yang jelas mengenai objek yang diperiksa (Curry et al, 1984), sedangkan aspek-aspek dalam kualitas radiograf adalah :

II.4.1. Densitas

Densitas adalah derajat kehitaman suatu radiograf yang dirumuskan dengan :

$$D = \log \frac{I_o}{I_t} \quad (2.15)$$

dengan D adalah densitas, I_o adalah intensitas radiasi yang datang dan I_t merupakan intensitas radiasi yang diteruskan. Densitas radiografi dapat dikontrol dengan dua faktor utama yaitu intensitas total (mAs) dan jarak sumber sinar dengan film (FFD). Penambahan intensitas akan meningkatkan densitas, demikian pula dengan pengurangan jarak antara sumber sinar dengan film akan menyebabkan densitas akan bertambah. Rentang densitas guna dalam radiografi sekitar 0.25 – 2.0 (Meredith and Massey, 1977).



Gambar 2.27. Definisi dari densitas dimana I_o adalah intensitas radiasi yang datang dan I_t merupakan intensitas radiasi yang diteruskan film (Curry et al, 1984).

II.4.2. Kontras

Kontras adalah perbedaan densitas antara dua titik yang dirumuskan:

$$C = D_2 - D_1 \quad (2.16)$$

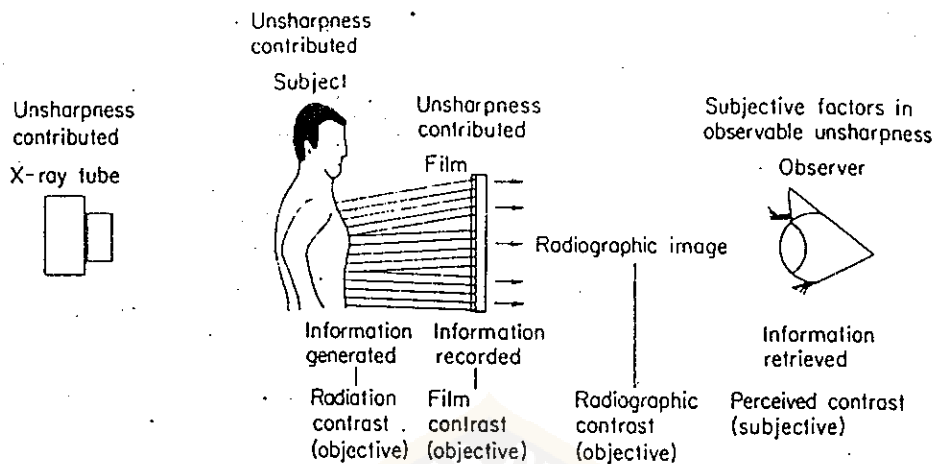
dengan C adalah Kontras Radiografi, D_2 adalah densitas di daerah 2 dan D_1 adalah densitas di daerah 1. Dalam radiograf kontras berbentuk perbedaan intensitas cahaya atau kehitaman (Sprawl, 1987). Fungsi dari kontras dalam radiograf adalah untuk membuat detil anatomi menjadi lebih jelas. Oleh karena itu kontras adalah faktor yang sangat penting dalam mengevaluasi kualitas radiograf (Bushong, 1984). Secara garis besar kontras dibedakan menjadi dua bagian :

a. Kontras Objektif

Kontras objektif adalah kontras senyatanya yang dapat diukur dengan alat densitometer dalam bentuk angka, yang termasuk dalam kontras objektif ini adalah kontras radiasi, kontras film dan kontras radiografi. Kontras radiasi merupakan perbedaan dua daerah pada objek yang menunjukkan perbandingan intensitas foton sinar-X yang diteruskan. Kontras film dapat diketahui dari kemampuan respon film terhadap perbedaan intensitas yang dihasilkan oleh kontras radiasi. Kontras film sebanding dengan gradien rata-rata pada kurva karakteristik. Kontras radiografi adalah perbedaan kehitaman dari dua daerah yang berbeda. Kontras radiografi tergantung pada kontras radiasi dan kontras film (Chesney and Chesney, 1981).

b. Kontras Subjektif

Kontras subjektif adalah kontras yang dipengaruhi oleh kondisi penglihatan, dimana pada masing-masing individu akan berbeda pula bila kondisi penglihatannya berbeda. Kontras subjektif tidak dapat dinilai dalam bentuk angka.



Gambar 2.27. Kontras radiasi adalah perbandingan intensitas pancaran sinar-X pada daerah yang berbeda. Kontras film sebanding dengan gradien rata-rata pada kurva karakteristik. Kontras radiografi sebanding dengan perbedaan kehitaman daerah yang berbeda. Kontras radiografi tergantung pada kontras radiasi dan kontras film (Chesney and Chesney, 1981).

II.4.3. Detil

Detil radiograf menggambarkan ketajaman dari struktur-struktur kecil pada radiograf. Dengan detil yang cukup, bagian yang kecil dari anatomi akan tampak jelas (Bushong, 1988). Hubungan detil radiograf dan kontras adalah detil tergantung pada tingkat ketajaman detil dan kontras, artinya apabila detil tidak tajam dengan menaikkan kontras maka detil radiograf dapat ditingkatkan begitu juga sebaliknya.

II.4.4. Ketajaman

Ketajaman radiograf artinya adalah tebal batas peralihan antara dua bagian yang berbeda kehitamannya. Radiograf disebut tajam bila keadaan pada radiograf dapat dilihat garis batas antara bagian-bagian yang membentuk radiograf tersebut. Hubungan antara ketajaman dan kontras, yaitu walaupun kontras rendah jika didukung dengan ketajaman tinggi maka kontras juga akan tampak tinggi, demikian juga sebaliknya (Carrol, 1985).

