

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 Interaksi Sinar-X Pada Pasien

Saat melintasi materi, foton akan menembus tanpa interaksi, tersebar, atau diserap. Ada empat jenis utama interaksi Sinar-X dan sinar gamma. Akan tetapi hanya tiga yang pertama memainkan peran dalam radiologi diagnostik, yaitu : (a) Hamburan Rayleigh, (b) Hamburan Compton, (c) dan Efek Fotolistrik (1).

1. Hamburan Rayleigh

Dalam hamburan Rayleigh, peristiwa foton berinteraksi dengan dan mengeksitasi total atom, sebagai target elektron individu. Interaksi ini terjadi terutama dengan Sinar-X energi yang sangat rendah, seperti yang digunakan dalam mamografi (15 hingga 30 keV). Selama hamburan Rayleigh peristiwa, medan listrik dari gelombang elektromagnetik foton insiden mengeluarkan energi, menyebabkan semua elektron dalam atom hamburan berosilasi secara bertahap.

Awan elektron atom segera memancarkan energi ini, memancarkan foton dengan energi yang sama tetapi dalam arah yang sedikit berbeda. Dalam interaksi ini, elektron adalah tidak dikeluarkan, dan dengan demikian, ionisasi tidak terjadi. Secara umum, rata-rata hamburan sudut menurun saat energi x-ray meningkat. Dalam pencitraan medis, deteksi x-ray yang tersebar akan memiliki efek merusak pada kualitas gambar. Namun, jenis interaksi memiliki probabilitas kejadian yang rendah dalam kisaran energi diagnostik. Di jaringan lunak, hamburan Rayleigh menyumbang kurang dari 5% dari interaksi x-ray di atas 70 keV dan paling banyak hanya menyumbang sekitar 10% dari interaksi pada 30 keV. Interaksi Rayleigh juga disebut sebagai hamburan "koheren" atau "klasik" (1).

2. Hamburan Compton

Hamburan Compton (juga disebut hamburan inelastis atau nonklasik) adalah hamburan utama dalam interaksi Sinar-X dengan materi. Interaksi foton Sinar-X dalam rentang energi diagnostik dengan jaringan tubuh. Bahkan, hamburan Compton tidak hanya mendominasi dalam kisaran energi diagnostik. di atas 26 keV dalam jaringan lunak tetapi juga terus mendominasi jauh melampaui diagnostic energi untuk sekitar 30 MeV.

Hamburan Compton menghasilkan ionisasi atom dan pembagian insiden energi foton antara foton yang tersebar dan elektron yang dikeluarkan. Elektron yang dikeluarkan akan kehilangan energi kinetiknya melalui eksitasi dan ionisasi atom dalam bahan di sekitarnya. Foton Compton yang tersebar dapat melintasi media tanpa interaksi atau dapat menjalani interaksi berikutnya seperti Hamburan Compton, Efek fotolistrik, atau hamburan Rayleigh (1).

3. Efek Fotolistrik

Dalam efek fotolistrik, semua energi foton insiden ditransfer ke elektron, yang dikeluarkan dari atom. Energi kinetik dari fotoelektron yang dikeluarkan (E_{pe}) sama dengan insiden energi foton (E_0) dikurangi energi pengikat dari elektron orbital (E_b). Agar penyerapan fotolistrik terjadi, energi foton insiden harus menjadi lebih besar dari atau sama dengan energi pengikat elektron yang dikeluarkan. Elektron yang dikeluarkan kemungkinan besar adalah salah satu yang energi pengikatnya paling dekat, tetapi kurang dari, insiden energi foton.

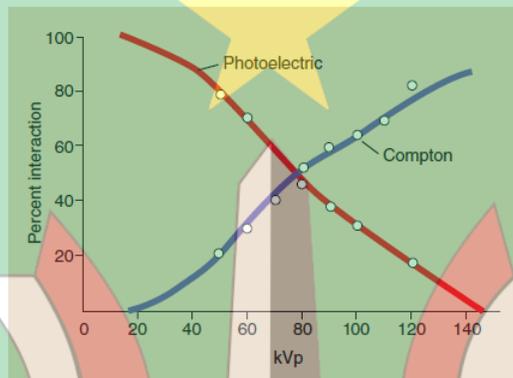
Efek fotolistrik sangat penting untuk pembentukan gambar radiografi. Dalam Efek fotolistrik, atom dalam tubuh pasien benar-benar menyerap x-ray foton. Foton memotong orbital elektron di salah satu atom terdalam Kerang. Elektron kulit dalam ini menyerap semua energi yang dibawa oleh Sinar-X, jadi foton tidak ada lagi. Tidak radiasi sekunder atau hamburan yang tersisa (1).

2.1.2 Hamburan Sinar-X

Efek dari radiasi yang tersebar dan kemudian mencapai detektor, baik dari hamburan Compton, atau hamburan Rayleigh, adalah untuk mengurangi kontras subjek yang dibawa oleh radiasi sekunder (9). Hal ini terjadi karena hamburan radiasi benar-benar acak arahnya, sehingga memberi paparan yang tidak berguna di seluruh seluruh *Imaging Plate*. Hampir semua radiasi hamburan disebabkan oleh interaksi Compton. Ketika radiasi hamburan meningkat, maka kontras akan berkurang dan tampak abu-abu dan kusam (2). Tiga primer faktor-faktor yang mempengaruhi intensitas relatif radiasi hamburan yang mencapai reseptor gambar:

1. Kilovoltage Peak (kVp)

Ketika energi x-ray meningkat, jumlah absolut Interaksi Compton menurun, tetapi jumlah Interaksi fotolistrik menurun jauh lebih cepat. Oleh karena itu, jumlah relatif Sinar-X yang mengalami Hamburan Compton meningkat. Grafik pada Gambar 2.1 berikut menunjukkan hubungan kontribusi dari efek fotolistrik dan Compton menyebar ke radiografi citra. Peningkatan hasil penyerapan fotolistrik dalam peningkatan yang cukup besar dalam dosis radiasi pasien (5).



Gambar 2.1 Hubungan Efek Foto Listrik dan Hamburan Compton dengan kVp (5)

Dengan ukuran pasien yang besar, kVp harus tinggi untuk memastikan penetrasi yang memadai dari bagian tubuh yang diperiksa. Jika, misalnya, untuk pemeriksaan anteroposterior (AP) Abdomen tidak memadai hasil radiografinya, maka Radiografer memiliki pilihan untuk meningkatkan mAs atau kVp. Meningkatkan mAs biasanya menghasilkan Sinar-X yang cukup untuk memberikan gambaran yang memuaskan tetapi dapat mengakibatkan dosis radiasi pasien yang berlebih. Di sisi lain, peningkatan kVp yang jauh lebih kecil biasanya cukup untuk menghasilkan kualitas Sinar-X yang baik, dan ini dapat dilakukan di dosis radiasi pasien yang jauh lebih rendah. Sayangnya ketika kVp meningkat, tingkat radiasi hamburan juga meningkat, yang mengarah ke kontras gambar berkurang. kolimator dan Grid digunakan untuk mengurangi tingkat hamburan radiasi (5).

2. Luas Lapangan Penyinaran

Faktor lain yang mempengaruhi tingkat radiasi hamburan dan dikendalikan oleh teknolog radiologi adalah ukuran Luas Lapangan Penyinaran. Ketika ukuran lapangan meningkat, radiasi hamburan juga meningkat. menunjukkan dua gambaran AP dari tulang belakang lumbal diperoleh pada reseptor gambar 35×43 cm. Pada gambar A, diambil lapangan penuh. Pada gambar B, luas lapangan hanya seluas objek Lumbal. Citra kontras terasa lebih

buruk dalam radiografi dengan lapangan penuh karena meningkatnya radiasi hamburan yang disertai ukuran luas lapangan yang lebih besar (5).



Gambar 2.2 Gambar (A) citra dengan kontras buruk, Gambar (B) citra dengan kontras baik (5)

3. Ketebalan Pasien

Citra bagian tubuh yang tebal menghasilkan lebih banyak hamburan radiasi daripada citra dengan bagian tubuh yang tipis. Perbandingan struktur tulang dalam ekstremitas pada radiografi berbeda dari struktur tulang dada atau Pelvis. Bahkan ketika keduanya diambil dengan reseptor radiografi yang sama, ekstremitas akan jauh lebih tajam karena berkurangnya jumlah radiasi hamburan.. Paparan untuk Abdomen setebal 30 cm menyebabkan hampir 100% Sinar-X keluar dari pasien sebagai Sinar-X hambur, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.3.



Gambar-2.3 Sinar-X yang melewati tubuh pasien (5)

Dengan meningkatnya ketebalan pasien, lebih banyak Sinar-X yang berinteraksi dalam tubuh pasien dan menghasilkan radiasi hambur semakin banyak yang akan menurunkan kontras pada citra radiografi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.4 (5).

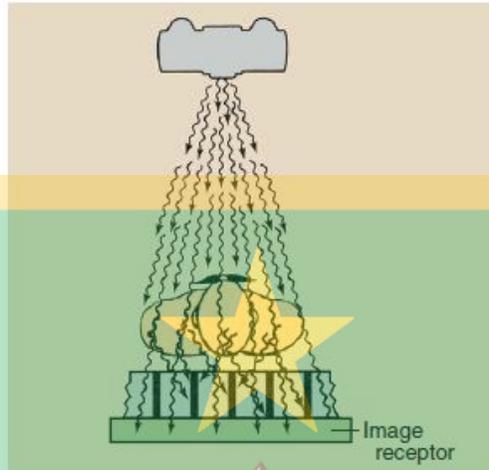


Gambar2.4 Radiografi Abdomen menunjukkan adanya Fog karna hamburan Sinar-X (2)

2.1.3 Grid Radiografi

Gustav Bucky menemukan Grid radiografi pada tahun 1913, hanya delapan belas tahun setelah penemuan Sinar-X. Grid berfungsi untuk menyerap radiasi hambur yang diproduksi dalam tubuh pasien sebelum mencapai reseptor gambar seperti yang tunjukan pada Gambar-2.5 . Faktor kualitas citra pada radiografi adalah kontras, ketika Sinar-X hambur diserap oleh Grid, maka kontras akan meningkat pada radiografi (10). Penggunaan Grid yaitu ditempatkan antara pasien dan *Imaging Plate*. Grid adalah lempeng persegi Panjang yang datar, berisi strip berselang-seling dari foil timbal dipisahkan. oleh bahan *Interspace* yang bersifat *radiotransparent*.

Tujuan dari materi *Interspace* ini adalah untuk mempertahankan pemisahan yang tepat antara strip timbal halus dari grid. Bahan *interspace* grid terdiri dari aluminium atau serat plastik (*Plastic Fiber*). Aluminium memiliki nomor atom yang lebih tinggi dari plastic dan oleh karena itu dapat memberikan beberapa penyaringan selektif Sinar-X hambur yang tidak diserap dalam strip grid. Aluminium juga memiliki keuntungan dengan *Grid Lines* sedikit kurang terlihat pada radiografi (5). Grid ini dirancang untuk Sinar-X yang arah berada pada garis lurus dari target tabung x-ray ke reseptor gambar. Radiasi hamburan diserap ke dalam bahan grid.



Gambar 2.5 Penggunaan Grid untuk menyerab radiasi hambur (5)

Sinar-X yang keluar dari pasien dan menumbuk bahan strip grid diserap dan tidak mencapai reseptor gambar. Misalnya, grid yang memiliki strip grid selebar $50 \mu\text{m}$ yang dipisahkan oleh bahan interspace selebar $350 \mu\text{m}$. Akibatnya, 12,5% dari Sinar-X yang ditransmisikan melalui pasien diserap. Karena jumlah hamburan Sinar-X meningkat dengan ketebalan jaringan, Disarankan agar Grid harus digunakan untuk radiografi dari setiap bagian tubuh yang lebih tebal dari 10 cm. Penyerapan hamburan adalah kunci yang untuk meningkatkan kontras gambar (11).

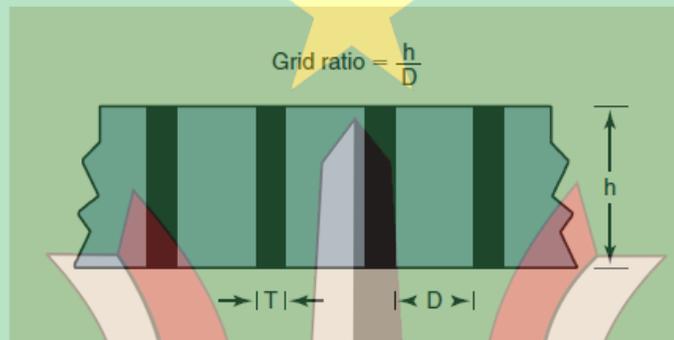
Grid memiliki tiga dimensi penting: ketebalan strip grid (T), lebar bahan interspace (D), dan ketinggian grid (h). Rasio grid adalah ketinggian grid dibagi dengan lebar interspace, seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.1.3 (b). Grid rasio tinggi lebih efektif dalam mengurangi scatter radiasi daripada grid rasio rendah. (5).

Jumlah strip grid per sentimeter disebut frekuensi grid. Grid dengan tinggi frekuensi menunjukkan garis grid yang kurang terlihat pada radiografi daripada grid dengan frekuensi rendah. Jika lebar strip grid tetap konstan, semakin tinggi frekuensi grid, semakin tipis interspace-nya dan semakin tinggi rasio grid.

Ketika frekuensi grid meningkat, relatif lebih banyak grid strip tersedia untuk menyerap Sinar-X. Walaupun penggunaan Grid dapat meningkatkan kontras, semakin tinggi Grid frekuensi maka akan semakin tinggi Rasio Gridnya, dan dosis radiasi pasien menjadi lebih meningkat karena penggunaan faktor eksposi radiografi yang lebih tinggi. Nilai yang

menyatakan hubungan penggunaan Grid dan rasio Grid dengan Faktor eksposi pasien disebut Grid Factor atau Bucky Faktor.

Kerugian dari peningkatan Dosis radiasi pasien yang terkait dengan Grid frekuensi tinggi dapat diatasi dengan mengurangi lebar grid strip, tetapi ini secara efektif mengurangi rasio grid dan penyerapan radiasi hambur. Sebagian besar grid memiliki frekuensi dalam kisaran 25 hingga 45 garis per sentimeter.

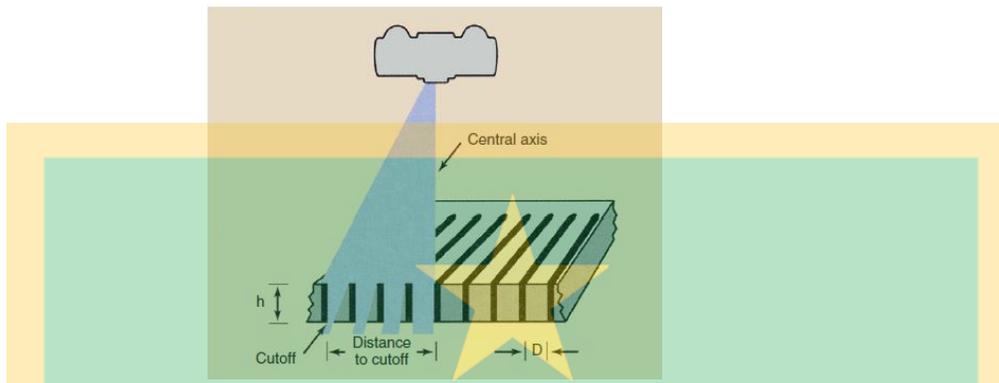


Gambar 2.6 Rasio Grid (5)

2.1.4 Jenis-Jenis Grid

1. Grid Parallel

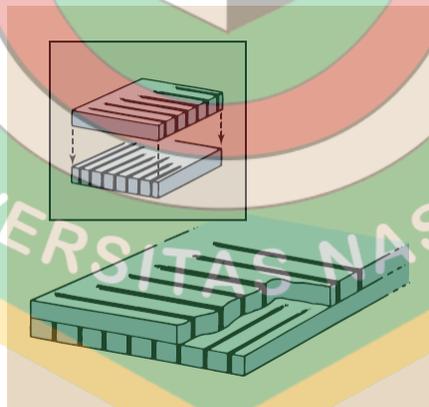
Jenis grid yang paling sederhana adalah grid paralel. Dalam grid paralel, semua strip grid timbal sejajar. Jenis grid ini adalah yang paling mudah untuk diproduksi, tetapi memiliki beberapa sifat yang secara klinis tidak diinginkan, yaitu grid cutoff, penyerapan Sinar-X primer yang tidak diinginkan oleh grid. Atenuasi Sinar-X primer menjadi lebih besar saat Sinar-X mendekati tepi reseptor gambar. Strip timbal dalam grid 35x43 cm memiliki panjang 43 cm. Cutoff grid bisa parsial atau lengkap. Istilahnya adalah berasal dari fakta bahwa Sinar-X primer "dipotong" ketika mencapai reseptor gambar. Cut off grid dapat terjadi dengan semua jenis grid jika grid tidak benar diposisikan, tetapi paling umum dengan grid paralel (5).



Gambar-2.7 Grid Paralel (5)

2. *Crossed Grid (Grid Silang)*

Grid paralel membersihkan radiasi hamburan hanya dalam satu arah sepanjang sumbu grid. Grid silang adalah dirancang untuk mengatasi kekurangan ini. Grid silang memiliki strip grid timbal yang sejajar dengan panjang dan pendek sumbu grid. Mereka biasanya dibuat dengan menumpuk dua grid paralel bersama-sama dengan strip grid tegak lurus satu sama lain. Grid ini tidak terlalu sulit untuk diproduksi dan oleh karena itu tidak terlalu mahal. Grid silang jauh lebih efisien daripada parallel grid dalam membersihkan radiasi hamburan. Bahkan, sebuah grid silang memiliki faktor peningkatan kontras yang lebih tinggi daripada grid paralel dua kali rasio grid. Grid silang dengan rasio 6:1 akan membersihkan lebih banyak radiasi hamburan daripada parallel grid dengan rasio 12:1 (5).

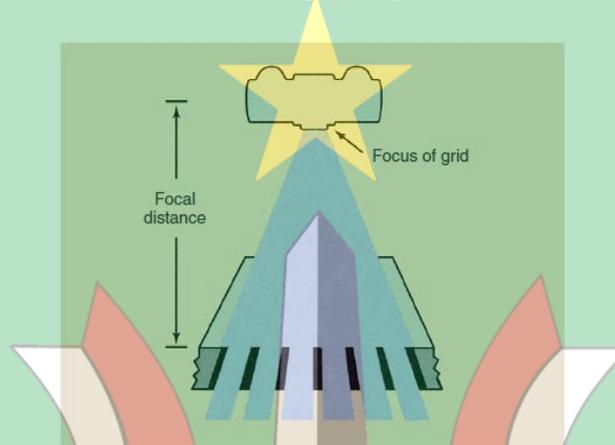


Gambar 2.8 *Crossed Grid* (5)

3. *Focused Grid*

Focused Grid dirancang untuk meminimalkan cutoff grid. Strip grid utama dari *Focused Grid* terletak pada imajiner garis radial lingkaran yang berpusat di titik fokus, jadi bertepatan

dengan divergensi Sinar-X. *Focused Grid* lebih sulit untuk diproduksi daripada grid paralel. *Focused Grid* dicirikan oleh semua sifat grid paralel kecuali bahwa bila benar diposisikan dengan benar, maka tidak akan menunjukkan cutoff grid. Setiap grid terfokus ditandai dengan fokus yang dimaksudkan jarak dan sisi grid yang harus menghadap tabung Sinar-X. Jika radiografi diambil pada jarak lain, maka cutoff grid terjadi (5).



Gambar 2.9 Focused Grid dibuat parallel dengan Sinar-X Primer (5)

4. *Moving Grid*

Kekurangan grid yang jelas dan mengganggu pada radiograf adalah bahwa Grid dapat menghasilkan garis grid atau yang disebut *Grid Lines*. Garis grid adalah gambar yang dibuat saat Sinar-X primer diserap dalam strip grid. Meskipun strip grid sangat kecil, gambarnya masih bisa diiamati. Kehadiran garis grid dapat ditunjukkan hanya dengan radiografi grid. Biasanya, Grid frekuensi tinggi menunjukkan garis grid yang kurang jelas dibandingkan dengan grid frekuensi rendah. Ini tidak selalu terjadi, namun, karena visibilitas garis grid secara langsung terkait dengan lebar strip grid.

Pengembangan grid terjadi pada tahun 1920. Hollis E. Potter dengan ide yang sangat sederhana yaitu, menggerakkan Grid saat eksposi x-ray. Garis grid menghilang dengan sedikit peningkatan faktor eksposi. Alat yang melakukan ini disebut *Moving Grid* (5). *Focused Grid* biasanya adalah jenis grid yang digunakan untuk *Moving Grid*. Grid ditempatkan dalam mekanisme holding yang mulai bergerak sebelum paparan x-ray dan terus bergerak setelah eksposur berakhir. Dua jenis dasar mekanisme grid bergerak sedang digunakan saat ini: reciprocating dan oscillating (5).

Grid reciprocating adalah grid bergerak yang digerakkan motor bolak-balik beberapa kali selama paparan Sinar-X. Jarak total pergerakan adalah sekitar 2 cm. *Ossilating Grid* adalah Grid

yang beresilasi diposisikan dalam frame dengan toleransi 2 hingga 3 cm di semua sisi antara frame dan grid. Perangkat springlike yang terletak di empat sudut membuat grid berpusat di dalam bingkai. Elektromagnet yang kuat menarik grid ke satu sisi dan melepaskannya di awal Paparan. Setelah itu, *Ossilating Grid* dalam lingkaran mode di sekitar frame, berhenti bergerak setelah 20 hingga 30 detik (5).

2.1.5 Kualitas Citra Radiografi

Radiografi adalah teknologi pencitraan medis pertama, ketika Fisikawan Wilhelm Roentgen menemukan Sinar-X pada tanggal 8 November 1895. Roentgen juga membuat gambar radiografi pertama anatomi manusia. Radiografi adalah dilakukan dengan sumber x-ray di satu sisi pasien dan x-ray detektor atau *Imaging Plate* di sisi lain. Sinar-X dipancarkan oleh tabung x-ray, sebagian besar Sinar-X berinteraksi di tubuh pasien, dan beberapa Sinar-X melewati pasien dan mencapai detector atau *Imaging Plate*, di mana gambar radiografi terbentuk (1).

Sebuah radiografi dengan hasil citra dimana struktur dan jaringan yang dapat dibedakan diidentifikasi sebagai radiografi berkualitas tinggi. Faktor kualitas Citra Radografi mengacu pada karakteristik gambar radiograf yaitu, *Optical Density* (OD), Kontras, Resolusi, Detail gambar dan *Noise*. Faktor-faktor ini memberikan sarana bagi Radiografer untuk menghasilkan, meninjau, dan mengevaluasi radiografi (2,5).

1. *Optical Density* (OD)

Densitas optik adalah tingkat atau derajat kehitaman dari Radiograf. OD memiliki nilai numerik dan dapat hadir dalam berbagai tingkat, dari seluruh hitam, di mana tidak ada cahaya yang ditransmisikan melalui radiografi. Sedangkan hitam secara numerik setara dengan OD 3 atau lebih besar. Sedangkan putih kurang dari 0,2. Pada OD 2, hanya 1% dari cahaya viewing box yang melewati film (5). *Optical Density* memiliki nilai numerik yang tepat yang dapat dihitung jika tingkat insiden cahaya pada diproses film (I_o) dan tingkat cahaya yang ditransmisikan melalui itu Film (I_t) diukur. Persamaan *Optical Density* sebagai berikut :

$$OD = \log_{10} \frac{I_o}{I_t}$$

2. Kontras

Fungsi kontras dalam gambar adalah untuk membuat anatomi lebih terlihat. Kontras adalah perbedaan OD antara struktur anatomi yang berdekatan, atau variasi nilai OD pada radiografi. Oleh karena itu, kontras adalah Mungkin faktor yang paling penting dalam kualitas

radiografi. Kontras pada radiografi diperlukan untuk garis besar atau batas struktur agar terlihat. Kontras adalah hasil dari perbedaan atenuasi Sinar-X ketika melewati berbagai jaringan tubuh (5).

3. **Resolusi Spasial**

Resolusi adalah kemampuan untuk gambar dua objek yang terpisah dan secara visual membedakan satu dari yang lain. Resolusi spasial mengacu pada kemampuan untuk gambar objek kecil yang memiliki kontras subjek yang tinggi, seperti jaringan tulang-lunak, mikrokalsifikasi payudara, atau kalsifikasi nodul pada paru-paru (5).

4. **Detail**

Detail menggambarkan ketajaman memperlihatkan struktur kecil pada radiografi. Dengan detail yang memadai, bahkan bagian terkecil dari anatomi terlihat, dan Ahli radiologi dapat lebih mudah mendeteksi kelainan jaringan. Ketajaman detail gambar mengacu pada garis structural atau batas jaringan dalam gambar dan jumlah blur dari gambar (5).

5. **Noise**

Noise dapat didefinisikan sebagai input yang tidak diinginkan pada gambar yang mengganggu visibilitas anatomi atau patologi yang menarik. Bentuk yang paling umum dari *noise* dalam menghasilkan citra pada reseptor adalah hamburan radiasi Sinar-X . Sinar-X dapat tersebar dari pasien, dan dipancarkan ke segala arah (2).

2.1.6 **Signal to Noise Ratio (SNR) dan Contrast to Noise Ratio (CNR)**

1. **SNR**

Salah satu metode terbaik untuk mengukur keseluruhan visibilitas informasi dalam gambar adalah *Signal to Noise Ratio* (SNR). Sinyal mengacu pada semua yang diinginkan informasi yang dilakukan oleh mekanisme kontras subjek dalam sinar x. Sinyal direpresentasikan sebagai perbedaan antara Sinar-X yang menembus objek dan yang diserap. *Noise* mencakup semua Sinar-X hambur yang tersebar secara acak dan disinformasi dalam citra (2). Persamaan untuk SNR adalah

$$SNR = \frac{\mu_i}{\sigma_0}$$

Dimana (μ_i) merupakan *mean* sinyal citra dengan membuat ROI circular pada citra, dan (σ) adalah standar deviasi dari citra radiografi (12,13).

2. CNR

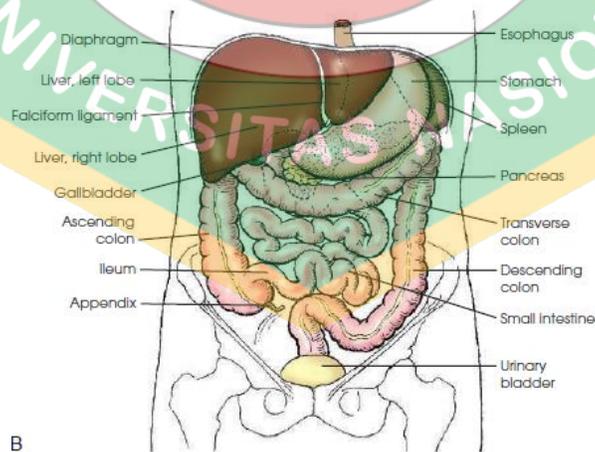
Besaran yang lebih bermakna dan sering digunakan dalam menilai citra digital terkait dengan kontras, adalah *Contrast to Noise Ratio* (CNR). Lebih penting lagi, karena citra digital dapat dilakukan *post processing*, sehingga nilai CNR lebih relevan untuk mendeskripsikan kontras pada radiografi dari Kontras itu sendiri (14). Persamaan untuk menghitung CNR adalah

$$CNR = \frac{\mu_i - \mu_o}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_o^2}}$$

Dimana (μ_i) adalah nilai *mean* sinyal dari objek dan (μ_o) adalah nilai *mean* sinyal background dan (σ_i) adalah nilai standar deviasi dari objek dan (σ_o) adalah nilai standar deviasi dari background (12,13).

2.1.7 Anatomi Rongga Abdomen

Rongga abdomen terdiri dari rongga perut atas dan rongga perut bawah (pelvis). Rongga perut mengandung sebagian besar organ pencernaan serta limpa, ginjal, dan ureter. Ini meluas secara inferior ke tulang panggul yang disebut *Pelvic Brim*. Rongga panggul, di bawah pinggiran, terus menerus dengan rongga perut (tidak ada dinding yang memisahkannya), tetapi sangat sempit. dan miring ke posterior. Rongga Abdomen bawah berisi rektum, kandung kemih, uretra, dan organ reproduksi (15). Rongga abdominopelvic tertutup dalam kantung seromembran berdinding ganda yang disebut peritoneum. Bagian luar kantung ini, yang disebut peritoneum parietal, berada dalam kontak dekat dengan perut. dinding, dinding panggul yang lebih besar (palsu), dan sebagian besar bagian bawah permukaan diafragma. Bagian dalam kantung, dikenal sebagai peritoneum visceral, diposisikan di atas atau di sekitar yang terkandung Organ.



B

Gambar 2.10 Anatomi Rongga Abdomen (3)



Gambar 2.11 Radiografi Rongga Abdomen (3)

2.2 Tinjauan Penelitian Terkini

Shimbo, Genya (2017) melakukan perbandingan radiografi pada *Vertebrae Thoracal*, dengan menggunakan rasio grid 3:1 dan 8:1 dengan variasi ketebalan objek. Nilai yang diuji adalah S-value atau nilai sensitifitas pada radiografi. Hasil dari penelitian Genya Simbo adalah, rasio Grid 8:1 lebih meningkatkan kualitas citra dari radiografi *Vertebrae Thoracal* dan nilai sensitivitas radiografi meningkat bersamaan dengan ketebalan objek.

Foon Moey, Soo (2018) melakukan penelitian kualitas citra radiografi pada *Vertebrae Cervical* proyeksi Lateral. Penelitian ini melakukan perbandingan dengan menggunakan Grid rasio 12:1 dengan jenis *Moving Grid*, Grid rasio 8:1 dengan jenis Grid Diam, dan tanpa menggunakan Grid. Hasil penelitian ini adalah ada perbedaan yang signifikan kualitas radiografi dengan menggunakan *Moving Grid*, *Stationary Grid* dan *non-Grid*. Terdapat perbedaan nilai kontras pada setiap radiografi cervical, penggunaan Grid dapat meningkatkan kontras pada radiograf cervical. Kemudian di tahun yang sama Soo Hoon Moey Bersama dengan Hanis Aisyah Ramli melakukan studi kualitas citra pada *vertebrae Lumbal* dengan menggunakan *Moving Grid* Rasio 12:1 dan parameternya Resolusi Spasial

Foon Moey, Soo (2019), kembali melakukan evaluasi kualitas citra radiografi Thorax dengan teknik *High kV* dan *Medium kV* dengan *Moving Grid* dan Non-Grid dengan menggunakan metode skoring yang dievaluasi oleh dua orang radiografer. Hasil penelitian

tersebut bahwa kualitas citra dengan *Moving Grid* dengan *Medium kV* lebih baik dan nilai skornya tertinggi dari teknik *High kV* dan *Non-Grid*.

