

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1.1 Landasan Teori

2.1.1. *Digital Radiography*

Radiografi digital (DR) telah berkembang lebih lanjut ke dalam bentuk yang berbeda. Dalam radiografi komputer (CR), pelat fosfor yang dapat difotostimulasi digunakan untuk deteksi sinar x bukan konvensional layar film. Pelat yang terbuka dipindai dengan helium neon laser dan cahaya yang dipancarkan adalah ditangkap oleh tabung photomultiplier dan dikonversi ke sistem listrik analog, yang kemudian didigitalkan. Bentuk lain dari DR adalah radiografi langsung di mana sensor berbasis semikonduktor langsung mengubah energi sinar x menjadi listrik sinyal, sehingga menghilangkan langkah tengah dari gambar laten dan pembaca pelat gambar. Keadaan padat detektor (selenium drum) dan detektor panel datar (selenium dan cesium iodida) digunakan sebagai sintilator, yang mengubah foton sinar-x menjadi cahaya dan ini diubah menjadi elektron melalui amorf silika diatur sebagai transistor fotoiodida. Gambar intensifikasi, yang digunakan secara real time gambar, menggunakan sensor digital yang ditautkan ke video monitor dan ini sangat berguna untuk skrining selama prosedur radiologis, vaskular, dan ortopedi. Ini meningkatkan kecerahan hingga hingga 6000 kali tanpa meningkatkan radiasi dosis (7).

2.1.2. Faktor Eksposi

Faktor eksposi yaitu faktor yang mempengaruhi serta menentukan kualitas dan kuantitas dari penyinaran radiasi sinar-X yang diperlukan dalam pembuatan gambar radiografi (8). Faktor eksposi terbagi menjadi tiga yaitu tegangan tabung (kV), arus tabung (mA), dan waktu penyinaran (s) berikut penjelasannya:

1. **Miliampere - Seconds (mAs)**

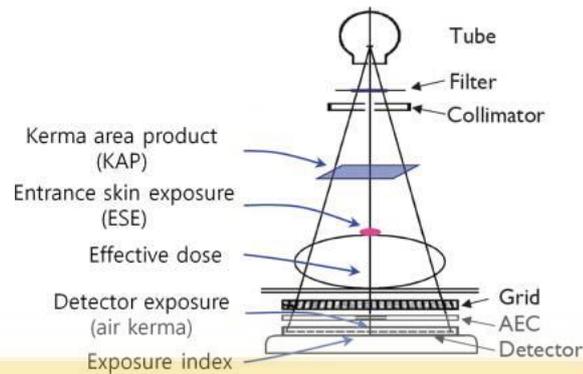
mA adalah ukuran kuantitas arus listrik mengalir melalui suatu rangkaian. Kontrol mA pada x-ray konsol mesin sebenarnya adalah pemilih yang memanfaatkan salah satu dari serangkaian resistor yang berbeda dalam rangkaian filamen. Resistor yang lebih kecil memungkinkan laju aliran listrik yang lebih kuat untuk melanjutkan melalui sirkuit menuju tabung sinar-x. Semakin tinggi pengaturan mA, semakin besar laju aliran listrik yang lewat melalui filamen di katoda tabung sinar-x setiap kali sakelar rotor ditekan. Karena lebih banyak arus dipaksa melalui kawat filamen tipis, lebih banyak hasil gesekan dan semakin panas

filamen terbakar. Karena suhu tinggi filamen, lebih banyak elektron yang dididihkan darinya melalui proses emisi termionik. Elektron yang dibebaskan ini membentuk muatan ruang atau awan elektron di sekitar filamen, yang mencapai jumlah elektron ekuilibrium berdasarkan set asli mA. Ini adalah jumlah elektron yang tersedia untuk dipercepat melintasi tabung sinar-x untuk menyerang anoda ketika sakelar eksposur ditekan sepenuhnya. Saat eksposur berlangsung, filamen terus mengisi awan elektron. Dengan demikian, laju elektron per detik mencolok anoda terus dipertahankan sepanjang eksposur. Ini, pada gilirannya, menentukan laju sinar-x yang dihasilkan setiap detik. tingkat intensitas sinar x-ray dikontrol langsung oleh stasiun mA yang diatur di konsol. Jika stasiun mA digandakan, "aliran" sinar-x yang dipancarkan dalam berkas adalah dua kali lebih banyak per detik. Waktu pencahayaan, disingkat s untuk detik, hanyalah jumlah waktu selama di mana sinar diaktifkan dan paparan sinar-x terjadi. Karena mA adalah laju, maka mA dikalikan dengan waktu pemaparan s akan memberikan indikasi intensitas total seluruh paparan sinar-x yang dibuat (9).

2. Kilovoltage (kV)

kV adalah ukuran gaya atau tekanan listrik di belakang arus listrik, yang menyebabkannya mengalir. Ini adalah ukuran listrik energi. Di mesin x-ray, kontrol kilovoltage di konsol sebenarnya adalah auto transformator pada rangkaian tegangan tinggi. Setiap kali ada beda potensial antara dua titik dalam konduktor, salah satu ujungnya memiliki muatan relatif negatif dan muatan lain relatif positif, arus elektron akan mengalir melalui konduktor menuju muatan negatif. Muatan positif dan negatif ekstrim adalah diterapkan pada tabung sinar-x. Semakin besar beda potensial, semakin banyak "tekanan" yang diberikan pada elektron mengalir, semakin besar energi yang mendorong arus, dan semakin tinggi kV akan diukur. Sedangkan mAs telah digambarkan sebagai ukuran kuantitas listrik, kV adalah ukuran kualitas listrik. Karena rotasi medan magnet di generator listrik AC yang memberi daya kebanyakan peralatan x-ray, kilovoltage aktual dari arus yang disuplai ke x-ray tabung bervariasi naik dan turun dalam pola gelombang sinus, naik ke puncak dan kemudian jatuh kembali ke nol berulang kali. Karena kilovoltase terus berubah, itu diperlukan untuk mengukurnya baik dari segi nilai rata-rata atau nilai puncak yang dicapai selama siklus berulang ini (9).

2.1.2 Exposure Indeks



Gambar-2.1 Proses Terbentuknya Citra

Exposure Index adalah ukuran jumlah eksposur yang diterima oleh reseptor gambar yang bergantung pada faktor ekposi, luas detektor yang disinari (10). *Exposure Index* didalam digital radiografi digunakan sebagai indikator relatif terhadap kecepatan dan sensitivitas sebuah reseptor digital yang dikenai sinar-X dan sebagai *feedback* bagi radiografer dalam mengupayakan hasil citra yang optimal dengan dosis yang rendah untuk pasien. Usaha standarisasi *Exposure Index* untuk sistem detektor digital radiografi diinisiasi oleh *International Electrotechnical Commission* (IEC) dan *American Association of Physics in Medicine* (AAPM). Meskipun EI dan ID tidak berhubungan langsung dengan dosis pada pasien, evaluasi *Exposure Index* perlu dilakukan untuk memastikan bahwa peralatan x-ray telah digunakan secara tepat dan untuk optimasi dosis radiasi pada setiap pemeriksaan radiografi. Setiap pabrikan telah menetapkan sebuah rekomendasi rentang nilai *exposure index* untuk setiap proyeksi pemeriksaan radiologi. Hal ini merupakan rekomendasi yang harus diikuti untuk mengurangi timbulnya *quantum mottle* akibat under eksposi. *Exposure Index* dideskripsikan sebagai hal yang penting untuk mengontrol kualitas citra dan menjaga dosis pasien seminimal mungkin, meskipun banyak faktor yang mempengaruhi seperti faktor ekposi dan lainnya (11).

Exposure Index untuk setiap gambar ditampilkan pada pengguna grafis sistem DR dan itu juga dimasukkan ke dalam header DICOM yang dibuat untuk setiap gambar sebagai tag DICOM. Sistem DR panel datar *Philips Digital Diagnost* menghitung EI untuk setiap gambar. EI berbanding terbalik dengan detektor udara kerma, K , dan diturunkan dari nilai piksel 'karakteristik' gambar. Penskalaan EI didefinisikan dengan cara yang mirip dengan layar / kecepatan film (ISO 9236-1):

$$EI = \frac{1000}{K} \dots\dots\dots(2.1)$$

di mana K adalah kerma udara dalam μGy di pintu masuk detektor. kerma udara K diperoleh dari nilai piksel karakteristik, PV_c , dan sensitivitas, SENS, detektor, yang dinyatakan dalam bilangan digital per μGy :

$$K = \frac{PV_c}{SENS} \dots\dots\dots(2.2)$$

Sensitivitas detektor panel datar setelah menerapkan koreksi khusus detektor standar adalah $SENS = 207 \mu\text{Gy}^{-1}$ untuk kualitas sinar yang sesuai dengan RQA5 menurut IEC 61267 (70 kV, filtrasi tambahan aluminium (Al) 21 mm, lapisan setengah nilai (HVL) 7,1 mm Al) (16,20) (10).

2.1.3 Entrance Skin Dose (ESD)

Salah satu faktor penting utama yang diterapkan sebagai indikator proteksi radiasi, dari yang merusak tubuh manusia adalah dosis pasien. Dosis pasien yang ditentukan biasanya dengan menentukan *Entrance Skin Dose* (ESD) untuk pasien yang terpapar sinar-X diagnostik. Dosis permukaan (ESD) atau dosis masuk kulit umumnya didefinisikan sebagai berikut: dosis radiasi diserap melalui udara pada titik persimpangan sumbu sinar-X dengan permukaan masuk pasien, dan termasuk radiasi *backscatter* . Dosis permukaan masuk (ESD) adalah salah satu dasar untuk mengukur dosis pasien, serta untuk mengoptimalkan dosis radiasi pasien yang diberikan. Kuantitas ini adalah kriteria dasar untuk membandingkan dengan tingkat dosis referensi internasional lainnya yang sangat signifikan dari sudut pandang untuk proteksi radiasi (12).

Secara umum, ESD dapat ditentukan terutama dengan dua teknik: Baik dengan pengukuran langsung menggunakan Dosimeter termoluminesen (TLD). Dosimeter ini biasanya ditumpuk pada kulit pasien sebelum paparan sinar-X. Cara kedua secara tidak langsung melalui perhitungan secara matematika. Menurut Chuan dan Tsai untuk menghitung ESD pasien yang datang ke radiologi. Seluruh sampel yang dipilih terutama dari orang dewasa: pria, wanita dan termasuk beberapa anak-anak. hitungan model matematika ini didasarkan pada output mesin sinar-X. ESD juga dapat ditentukan melalui pengukuran yang dilakukan pada phantom, sebelum data diambil dari pasien. Perhitungan estimasi untuk ESD secara matematika adalah sebagai berikut :

$$ESD = c \left(\frac{kV}{FSD} \right)^2 \times \left(\frac{mAs}{mm.Al} \right) \dots \dots \dots (2.3)$$

Dimana kV merupakan tegangan tabung, *Focus to Skin-Distance* (FSD) yaitu jarak antara focus tabung sinar-x ke kulit, mAs merupakan arus tabung dan waktu paparan radiasi, mm.Al adalah filtrasi pada pesawat sinar-x dan c adalah konstanta filtrasi untuk setiap pesawat sinar-x (5).

2.1.4 Dose Area Product (DAP)

DAP dapat digunakan untuk memantau keluaran radiasi dari: sistem pencitraan radiografi dan fluoroskopi. DAP meter menjadi lebih umum pada pencitraan x-ray sistem. Biasanya, perangkat radiolusen ditempatkan di dekat sumber sinar-x di bawah kolimator, sebelum sinar memasuki pasien. Risiko cedera pada kulit tempat sinar masuk pasien dapat diturunkan dengan membagi pengukuran DAP dengan luas sinar pada kulit. Menggunakan DAP untuk memantau intensitas radiasi adalah cara yang baik untuk diterapkan prosedur manajemen radiasi dan menjaga pasien eksposur rendah.

Risiko stokastik keseluruhan untuk pasien tergantung pada: dosis radiasi efektif (E), yang terkait dengan jaringan dosis radiasi dan volume jaringan yang terpapar. Dosis radiasi jaringan, yang mengacu pada energi yang disimpan secara lokal, adalah jumlah yang paling mencerminkan potensi untuk cedera pada jaringan itu (efek deterministik). *Dose Area Product* (DAP) adalah kuantitas yang mencerminkan tidak hanya dosis tetapi juga volume jaringan yang disinari; oleh karena itu, ini mungkin merupakan indikator risiko yang lebih baik daripada dosis. DAP dinyatakan dalam mGy.cm². DAP meningkat dengan meningkatnya ukuran bidang bahkan jika dosis tetap tidak berubah. Ukuran bidang yang lebih kecil menghasilkan DAP lebih rendah, dan dengan demikian lebih sedikit risiko, karena jumlah yang lebih kecil jaringan terpapar.

DAP = Dosis yang diserap X Area yang disinari(2.4)

Nilai DAP tidak tergantung pada jarak (r) ke sumber sinar-X, karena dosis berkurang sebagai 1/r² sedangkan area yang disinari kuadrat dengan jarak. Dalam penggunaannya, *ionization chamber* ditempatkan tegak lurus terhadap sumbu pusat sinar dan di lokasi yang benar-benar mencakup seluruh area berkas sinar-X. DAP, dalam kombinasi dengan informasi tentang ukuran medan sinar-X dapat digunakan untuk menentukan dosis rata-rata yang dihasilkan oleh berkase sinar-X pada setiap jarak hilir di sinar Sinar-X dari lokasi ruang ionisasi (13).

2.1.5 Hasil Penelitian Terkini

Penelitian ini dilakukan oleh HG Erenstein, dkk. Dalam penelitian ini Sebanyak 420 pengukuran dosis-area-produk (DAP) dan EI diambil sambil memvariasikan kVp, mAs dan habitus tubuh pada dua phantom yang berbeda (panggul dan dada). Menggunakan regresi linier, korelasi antara EI dan DAP diperiksa. Selain itu, dua penempatan wilayah minat (ROI) terpisah/per phantom yang diperiksa untuk meneliti efek apa pun pada EI. Saat membagi data menjadi subset, korelasi kuat antara EI dan DAP ditunjukkan dengan semua nilai R-kuadrat > 0,987. Perbandingan antara penempatan ROI menunjukkan perbedaan yang signifikan antara EI untuk kedua penempatan. Hasil penelitian ini menunjukkan penelitian ini menunjukkan hubungan yang jelas antara EI dan dosis radiasi yang bergantung pada berbagai faktor seperti penempatan ROI, kebiasaan tubuh. Selain itu, patologi dan EI spesifik pabrikan kemungkinan besar akan berpengaruh juga. Kombinasi DAP dan EI dapat digunakan sebagai indikator dosis pasien (4).

Radiografer harus memastikan keselamatan radiasi pasien. Proyeksi dada posteroanterior merupakan pemeriksaan yang sering dilakukan di unit radiologi. Setiap proyeksi radiografi harus memiliki dosis aman yang membenarkan tingkat referensi dosis. Salah satu metode untuk memperkirakan dosis pasien adalah dengan menggunakan phantom ekuivalen pasien sebagai objek paparan radiasi. The American National Standards Institute (ANSI) chest phantom digunakan untuk menstimulasikan pemeriksaan radiografi dada. Computed Radiography digunakan untuk image receptor dan memberikan nilai indeks eksposur. Objektif Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mendeskripsikan hubungan antara Exposure Index (EI) dan Entrance Surface Dose (ESD) dari chest phantom ANSI yang meniru kondisi pasien menggunakan Computed Radiography. Metodenya Phantom disinari dengan peralatan sinar-X menggunakan faktor eksposur untuk pemeriksaan dada. Peralatan sinar-X, dosimeter, pelat pencitraan, dan program CR dikalibrasi dengan baik. EI pada sistem Carestream CR, seperti yang terlihat di monitor. ESD diukur dengan metode perhitungan (indirect assessment of incident air kerma). Korelasi antara EI dan ESD diperoleh dengan perhitungan statistik. Hasil penelitian menunjukkan hubungan positif, sangat kuat dan signifikan antara EI dan ESD pada pemeriksaan radiografi dada ANSI ($r = 0,819$ dan $p\text{-value} < 0,01$). Di bawah kondisi terkontrol yang digunakan dalam penelitian ini, nilai EI stabil. Kesimpulan dari penelitian ini Dosis Permukaan Masuk dapat diperkirakan melalui nilai Indeks Paparan di CR Carestream ini. EI dapat digunakan sebagai mekanisme kontrol dosis pada paparan dengan objek radiasi yang sama (3).