

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Besaran dan Satuan Dosimetri

#### 2.1.1 Dosis Serap (D)

Dosis serap (D), didefinisikan sebagai energi rata-rata radiasi yang diserap pada suatu titik dari bahan persatuan massa bahan tersebut. Pada system internasional (SI), kerma dan dosis serap masing-masing memiliki satuan *joule* per kilogram (J/kg), dengan nama khusus *gray* (Gy), satuan lama yakni *Radiation Absorbed Dose* (rad). Dosis serap dapat dirumuskan:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Keterangan:

dE: energy yang diserap

dm: massa bahan

1 gray (Gy) = 100 rad

#### 2.1.2 Dosis Ekuivalen (H)

Dosis ekuivalen efektif digunakan untuk menyatakan seberapa besar efek radiasi terhadap tubuh manusia, tetapi bukan merupakan besaran fisis sebenarnya, melainkan petunjuk untuk tujuan proteksi radiasi yang didasarkan pada dosis serap dalam artian tidak dapat menyatakan secara langsung seberapa besar efeknya terhadap manusia. Nilai dosis ekuivalen efektif berbeda untuk organ tubuh yang berbeda karena masing-masing organ tubuh mempunyai daya

tahan atau kerentanan yang berbeda terhadap radiasi. Untuk menyatakan seberapa besar efek radiasi pada tubuh manusia digunakan satuan Sv (Sievert) dalam Sistem SI dan rem yang merupakan satuan lama dosis ekuivalen (BATAN, 2008). Dosis Ekuivalen dapat dirumuskan:

$$H = \sum (D \times W_r)$$

Keterangan:

H = Dosis Ekuivalen

D = Dosis Serap

Wr = Faktor bobot radiasi

### 2.1.3 Dosis Efektif (E)

Dosis Efektif adalah besaran dosis yang khusus digunakan dalam Proteksi Radiasi untuk mencerminkan risiko terkait dosis, yang nilainya adalah jumlah perkalian Dosis Ekuivalen yang diterima jaringan dengan faktor bobot jaringan (Badan Pengawas Tenaga Nuklir, 2015). Karena hubungan antara peluang terjadinya efek stokastik dan dosis ekuivalen diketahui bergantung pula pada organ atau jaringan yang terpapar, besaran selanjutnya ditentukan untuk menunjukkan kombinasi berbagai dosis dengan berbagai jaringan yang berbeda sedemikian rupa sehingga berkolerasi langsung dengan efek stokastik total. Seperti dosis ekuivalen, satuan dosis efektif dalam SI adalah *Joule* per kilogram (J/kg), dengan nama khusus *Sievert*

(Sv). Satuan lama untuk dosis ekuivalen adalah rem, dengan 1 Sv = 100 rem (Hiswara, 2015).

Dosis efektif dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$E = \sum (H \times W_t)$$

atau

$$E = \sum (D \times W_r \times W_t)$$

Keterangan :

D = Dosis Serap

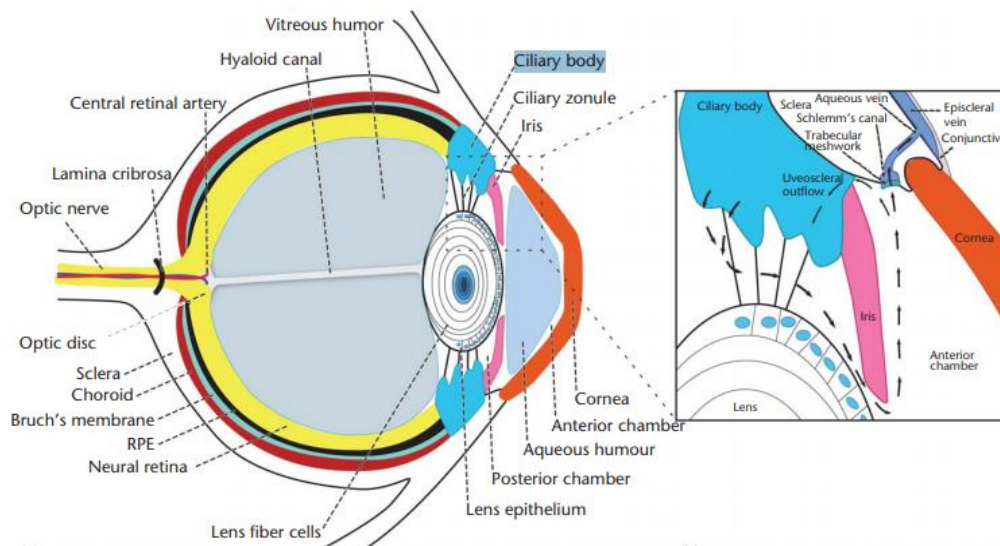
$W_r$  = Faktor bobot radiasi

$W_t$  = Faktor bobot organ atau faktor bobot jaringan tubuh

H = Dosis Ekuivalen

## 2.2 Anatomi mata

Mata berbentuk bulat dengan sedikit tonjolan dibagian depan. Bagian yang bisa terlihat dari luar hanyalah setengah bagiannya saja, yaitu kornea, iris, pupil, sclera, dan konjungtiva. Mata dilindungi oleh kelopak dan bulu mata. Ketika berkedip kelopak mata juga membantu melumasi permukaan mata dengan air mata (Adrian, 2017). Berikut adalah bagian-bagian depan mata:



**Gambar 2.1** Anatomi Mata Pada *Lateral View* (Zhu, Zhang, & Del Rio-Tsonis, 2012)

a. Kornea

Kornea adalah kubah pelindung trnasperan yang berada dibagian depan bola mata. Kornea berfungsi memfokuskan cahaya sebelum diterima oleh lensa mata. Kornea tidak memiliki pembuluh darah dan sangat sensitif terhadap rasa sakit.

b. Iris

Iris adalah bagian yang menentukan warna mata. Iris berfungsi mengatur cahaya yang masuk ke mata, dengan mengatur ukuran pupil mata.

c. Pupil

Pupil ini merupakan lubang kecil warna hitam. bagian ini yang menentukan seberapa banyak cahaya yang masuk ke mata.

d. Sklera

Sklera adalah bagian yang berwarna putih pada mata. Bagian ini berfungsi sebagai dinding keras yang melindungi jaringan mata lain

yang halus sklera dikelilingi oleh enam otot yang berfungsi untuk menggerakkan mata.

e. Konjungtiva

Lapisan transparan yang menutupi bagian depan mata kecuali kornea (Adrian, 2017).

Bagian tengah mata:

a. Lensa

Bagian ini berada tepat dibelakang iris dan pupil, bening tidak berwarna dan berbentuk lonjong. Lensa berfungsi membiaskan cahaya yang masuk dan memfokuskan ke retina.

b. Rongga vitreous

Rongga ini membentang dari bagian belakang lensa hingga dinding belakang bola mata, dan dipenuhi oleh cairan bening mirip jel yang disebut *vitreous* (Adrian, 2017).

Bagian belakang mata:

a. Retina

Merupakan lapisan yang peka akan cahaya pada bagian dalam mata. Retina terdiri dari jutaan sel yang mampu menangkap cahaya yang melewati kornea dan lensa. Cara kerja retina hampir menyerupai *roll film* pada kamera.

b. Makula

Makula adalah bagian kuning pada retina mata. Makula adalah bagian khusus dari retina. Bagian ini sangat berperan dalam pengelihatian dan memungkinkan untuk melihat objek dengan baik.

c. Saraf optik

Bagian ini berfungsi membawa semua informasi visual yang dikumpulkan oleh retina ke otak (Adrian, 2017).

## 2.3 Katarak

### 2.3.1. Pengertian

Katarak adalah kelainan lensa yang ditandai dengan penurunan transparansi dan peningkatan kekeruhan. Penyakit ini menjadi penyebab utama kerusakan visual dan kebutaan yang dapat ditemukan secara global. Faktanya faktor penting yang berkaitan dengan katarak adalah faktor usia. Biasanya berkembang pada individu berusia > 50 tahun (Lam, et al., 2015).



**Gambar 2.2** Presentasi klinis katarak. a) Katarak ringan tampak halus pada kekeruhan lensa. b) Katarak sedang tampak kekeruhan lebih jelas terlihat. c) Katarak dewasa (*Mature*), tampak lensa mata telah tertutup keseluruhan, sehingga tampak putih. (Lam, et al., 2015)

### 2.3.2. Etiologi

Lensa mata adalah salah satu jaringan yang paling sensitif terhadap radiasi di dalam tubuh (Stewart, et al., 2012). Khan et al., tahun 2017 dalam penelitiannya dalam menganalisis dampak radiasi pada lensa mata menunjukkan lensa mata memiliki keunikan dalam kemampuan pembiasan, sehingga memiliki sensitivitas radiasi yang tinggi sehingga mampu memicu katarak. Ketika radiosensitivitas berbagai jaringan mata

dibandingkan, perubahan lensa yang terdeteksi dicatat pada dosis antara 0,2 dan 0,5 Gy. Sedangkan patologi mata pada jaringan lain dikatakan akut ketika jaringan terkena eksposur antara 5 dan 20 Gy. Paparan radiasi okuler menghasilkan perubahan karakteristik lensa termasuk katarak (Stewart, et al., 2012) .

Perkembangan katarak diawali dari kekeruhan pada lensa. Katarak menjadi penyebab utama kebutaan di seluruh dunia. Katarak diklasifikasikan secara anatomis menjadi nuklir, subtype subkapsular kortikal, dan posterior. Katarak nuklir dan kortikal berkembang dari adanya perubahan patologis dalam sel serat lensa, sedangkan area katarak subkapsular posterior (PSCCs) berhubungan dengan kelainan pada zona germinatif lensa. PSCC adalah katarak yang paling sering dikaitkan dengan paparan radiasi pengion, diikuti oleh katarak kortikal. PSCC terjadi dimana kerusakan sel pembagi germinatif yang disebabkan oleh radiasi, radiasi ini menginduksi sel dan menyebabkan terhambatnya mitosis (pembelahan sel) pada membran basal, sehingga menimbulkan ketidaknormalan sel dalam kemampuannya dalam bermitosis atau pembelahan. Hal ini berkembang menjadi kekeruhan pada vakuola, yang awalnya berupa titik-titik kecil, jika diabaikan titik-titik tersebut menyatu dari waktu ke waktu menjadi ukuran yang lebih besar. Akhirnya menyebabkan gangguan penglihatan jika tidak ditangani. Menariknya, PSCC sudah dianggap sebagai “patologi kanker” pada lensa mata, karena dari radiasi tersebut menyebabkan kerusakan pada gen spesifik yang terlibat dalam perbaikan DNA dan kontrol siklus sel yang

biasanya dikaitkan dengan proses karsinogenesis (Khan, Lacasse, Khan, & Murphy, 2017).

## 2.4 Radiografi Panoramik

### 2.4.1 Definsi Pemeriksaan Panoramik

Panoramik merupakan modalitas penting dalam menilai keseluruhan gigi hingga rahang. Metode pencitraan ini sering dilakukan dalam praktik kedokteran gigi. Keuntungan pemeriksaan ini adalah akuisisi yang cepat dan mencakup seluruh struktur gigi dan area yang ada di sekitarnya. (Lurie & Kantor, 2016). Radiografi panoramik dapat menjangkau area yang luas dari tulang wajah dan gigi dengan dosis radiasi yang rendah. Dosis exposure relatif dari radiografi panoramik diperkirakan sekitar 6,7 mSv dan 26 mSv dengan resiko terjadinya *fatal cancer* sebesar 0,21 dan 1,9 kasus per 1 juta pemeriksaan (Ambarawati, 2017).

Penemuan panoramik dilihat dari kemajuan dan perkembangan Ilmu Pengetahuan dan Teknologi Radiologi Dental dalam beberapa dekade terakhir ini sangat pesat. Salah satu perkembangan atau kemajuan yang berarti adalah berkembangnya teknik radiografi digital atau *Digital Radiography*. Pencitraan digital memiliki beberapa keuntungan dibandingkan dengan radiografi konvensional (berbasis film) yaitu radiasi lebih rendah, diagnosis lebih cepat, *storage streamline*, dan kemampuan peningkatan gambar (Szalma Jozsef, 2012).





**Gambar 2.3** Modalitas Dental Panoramik (Frommer & Stabulas-Savage, 2011)

#### **2.4.2 Indikasi Pemeriksaan Panoramik**

Menurut Capote, *et al* (2015) pemeriksaan radiografi panoramik memiliki beberapa indikasi sebagai berikut:

- a. Evaluasi struktur gigi seperti molar ketiga yang belum terjadi erupsi,
- b. Perawatan ortodontik,
- c. Perkembangan gigi,
- d. Adanya gangguan pertumbuhan,
- e. Trauma,
- f. Mendeteksi Lesi.

#### **2.4.3 Teknik Pemeriksaan**

- a. Persiapan Pasien
  1. Edukasi pasien tentang perlunya radiografi panoramik.  
Jelaskan prosedurnya dan menjawab kekhawatiran pasien

tentang prosedur pemeriksaan dan mendapatkan persetujuan pasien.

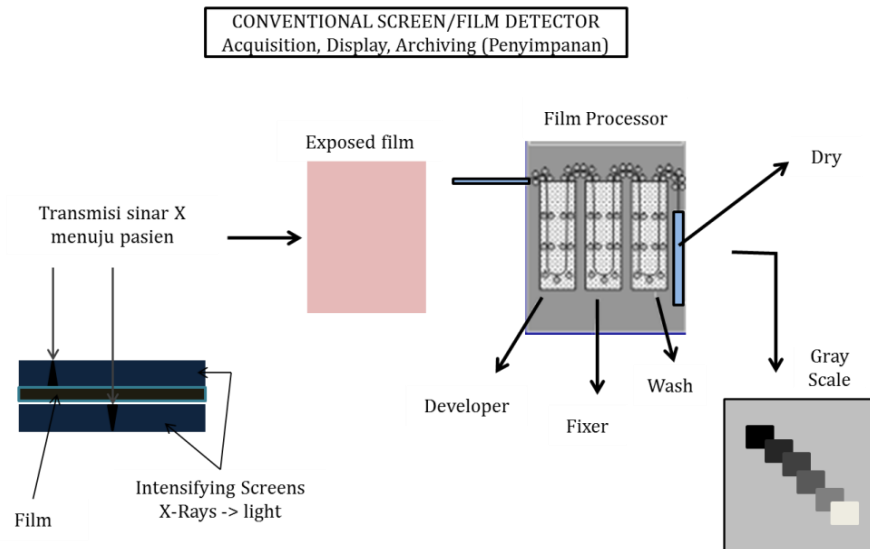
2. Minta agar pasien melepas kacamata, kalung, jepit rambut, perhiasan wajah, peralatan gigi yang dapat dilepas dan bahan lain yang dapat mengganggu radiografi.
3. Gunakan peralatan proteksi radiasi pada pasien, pastikan alat proteksi radiasi tidak menghalangi rotasi kaset atau area yang akan terekspose.

b. Posisi Pasien

1. Anjurkan pasien untuk menggigit pada *holder* dengan gigi bagian depan (anterior), dan sejajarkan sinar laser di area interproksimal yang telah direkomendasikan oleh alat tersebut.
2. Instruksikan pasien untuk melihat refleksi di cermin dan gunakan sinar laser untuk mensejajarkan dengan midsagittal.

#### **2.4.4 Radiografi Konvensional**

Radiografi panoramik konvensional menggunakan film panoramik yang merupakan film ekstra oral dimana film disinari diluar mulut pasien. Untuk dapat melihat hasil paparan setelah film terpapar sinar X maka film tersebut harus diproses terlebih dahulu baik melalui *processing* (pencucian) manual dikamar gelap maupun melalui *processing* secara otomatis menggunakan *automatic machine processor* (Astari, 2010).



**Gambar 2.4** Akuisisi hingga terbentuknya citra pada konvensional

Saat ini, *processing* manual dan otomatis dikamar gelap sudah mulai digeser dengan menggunakan system *Computed Radiography* (CR). CR menerapkan proses digitalisasi citra dengan menggunakan *imaging plate* (IP). Di dalam IP terdapat *Photostimulable phosphor* (PSP) yang menangkap attenuasi sinar X. Sinyal-sinyal tersebut kemudian dikonversi dan dibaca dalam IP reader yang kemudian dapat ditampilkan citra pada monitor (Yusnida & Suryono, 2014).

a. Prinsip Kerja

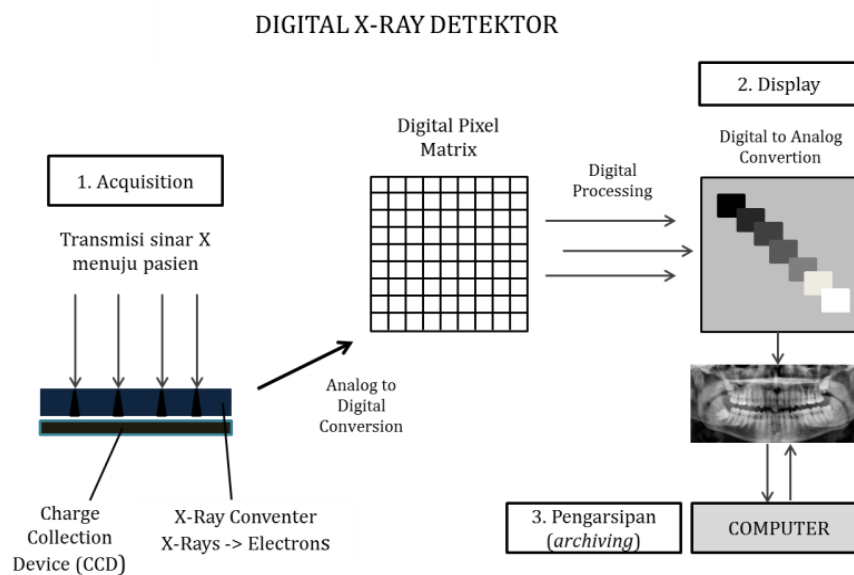
Film ekstra oral, reseptor indirect digunakan untuk membantu merekam gambar. Jenis film ini sensitif terhadap cahaya foton yang dipancarkan oleh *intensifying screens* yang berdekatan. Meskipun film ini terbuat dari kristal perak halida, sejatinya sensitif terhadap sinar daripada sinar X. penggunaan *intensifying screen* dapat mengurangi dosis (Brennan, 2002).

- b. Kelebihan
  - 1. Biaya awal yang rendah, terutama untuk pemrosesan manual,
  - 2. Tidak ada perubahan atau pelatihan tambahan jika ada peralatan panoramik baru,
  - 3. Biaya operasi yang relatif rendah,
  - 4. Kejelasan diagnostik yang sangat baik mungkin jika terpapar dan diproses secara optimal,
  - 5. Dapat diterima secara luas (Farman, 2007).
- c. Kekurangan:
  - 1. Biaya bahan habis pakai seperti film dan pemrosesan,
  - 2. Biaya peralatan pemrosesan dan ruang kamar gelap,
  - 3. Konsumsi waktu yang relatif lama dalam pemrosesan film dan pemeliharaan prosesor film,
  - 4. Gambar film yang diproses jarang optimal,
  - 5. Bahan kimia pengolah yang digunakan beracun bagi lingkungan,
  - 6. Penyimpanan dan pengambilan radiograf film dapat menjadi masalah (misal: tertukar) (Farman, 2007).

#### **2.4.5 Radiografi Digital**

Radiografi digital adalah gambar yang dibentuk oleh penggunaan sensor elektronik yang terhubung dengan cara tertentu ke komputer. Di awal perkembangan panoramik digital, pemeriksaan radiografi menggunakan modalitas ini sering disebut

sebagai radiografi tanpa film. Prinsip dasar radiografi digital tidak menggunakan perak halida, rekonstruksi gambar menggunakan pixel (elemen sensitif cahaya kecil). Pixel-pixel ini memiliki *range* akan derajat keabuan tergantung pada jumlah *exposure* yang diterima, dan disusun pada sensor, tidak seperti kristal halida yang distribusi acak pada film standar. Hasil gambar dapat ditampilkan pada layar monitor. Sinyal yang dihasilkan oleh sensor adalah sinyal analog yang bervariasi berdasarkan waktu. Sensor yang terhubung ke komputer. Output dari masing-masing pixel dikuantifikasi dan dikonversi ke dalam bentuk angka-angka oleh sebuah *framegrabber* di dalam komputer. Kisaran angka biasanya dari angka 0 hingga 256 dengan 0 mewakili hitam dan 256 mewakili putih, dan semua angka lainnya bernansa abu-abu. Jumlah tingkat keabuan berkaitan dengan resolusi kontras dan ukuran pixel yang terkait dengan resolusi spasial. Kemampuan kedua resolusi ini dapat membedakan antara benda-benda kecil secara bersama-sama pada gambar. Resolusi dapat dinyatakan dalam pasangan garis per millimeter. Kebanyakan film *speed E* konvensional memiliki resolusi 20 LP/mm sedangkan dengan gambar digital resolusi berkisar 7-10 LP /mm. Resolusi yang telah direduksi seharusnya tidak mengganggu diagnosis klinis (Frommer & Stabulas-Savage, 2011).

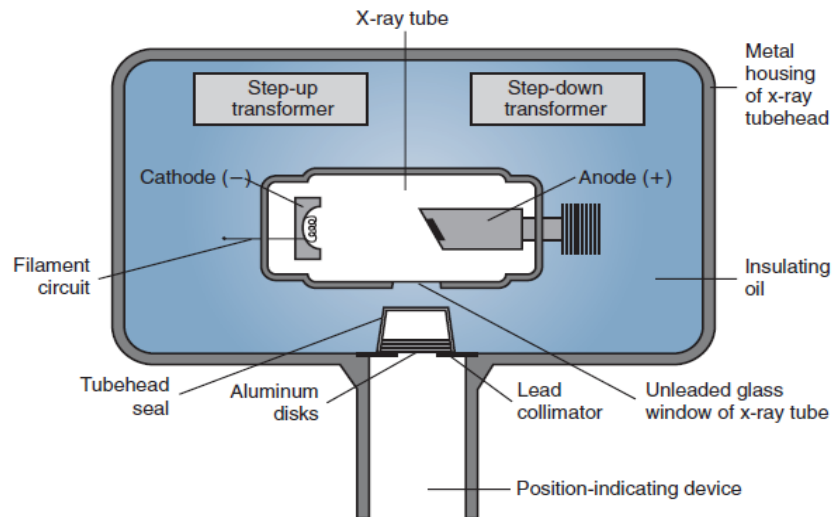


**Gambar 2.5** Akuisisi pencitraan pada *Digital Radiography (DR)*

Pada radiografi digital komponen pendukung yang dimiliki sebagai berikut:

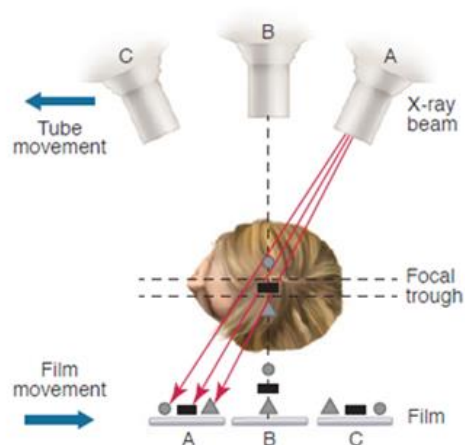
a. Sumber Sinar X

Tabung sinar X merupakan jantung dari sistem pembangkit sinar X dan sangat penting dalam produksi sinar X (Iannucci & Howerton, 2011). Tabung Sinar X adalah tabung vakum yang mengubah daya input listrik menjadi sinar X. Ketersediaan sumber sinar X ini dapat dikendalikan dan menciptakan bidang radiografi.



**Gambar 2.6** *X-Ray Tube* (Frommer & Stabulas-Savage, 2011)

Berbeda dengan sumber radiasi pengion lainnya, sinar X hanya dapat diproduksi selama tabung sinar X diberi energi.



**Gambar 2.7** Rotasi *X-Ray tube* pada modalitas panoramik (Frommer & Stabulas-Savage, 2011)

Pada radiografi panoramik penyesuaian unit harus dilakukan dan tergantung dengan system reseptor gambar yang dipilih juga desain dari unit panoramik. Modalitas Sinar X panoramik memiliki celah vertikal yang sempit. Kepala tabung X-ray panoramik ditetapkan pada sudut negatif (sekitar  $-10^\circ$ ) dan

berputar di belakang kepala pasien selama eksposi (Frommer & Stabulas-Savage, 2011).

Pada modalitas Sinar X konvensional diperlukan 60-80 kV sedangkan pada modalitas Sinar X digital diperlukan 57-85 kV, maka masih memungkinkan untuk mengatur unit Sinar X sesuai parameter yang diinginkan (Kemenkes RI, 2008).

b. Faktor Eksposi

Panoramik memiliki faktor eksposi yaitu, milliAmpere (mA), kilovoltage (kV), dan waktu (s). perbedaan utama pada kedua alat tersebut pada faktor eksposinya. Faktor eksposi pada unit panoramik diatur dengan menyesuaikan parameter, waktu pemaparan sudah ditetapkan, sementara kV dan mA disesuaikan dengan ukuran, tinggi badan, dan kepadatan tulang pasien (Scarfe & Williamson, 2015).

1) MilliAmpere (mA)

MilliAmpere (mA) berfungsi mengatur pasokan listrik bertegangan rendah dengan menyesuaikan jumlah elektron yang mengalir di dalam sirkuit listrik. Mengubah pengaturan milliAmpere mempengaruhi kuantitas sinar X yang dihasilkan dan kerapatan gambar atau kegelapan (densitas) (Scarfe & Williamson, 2015).

2) Kontrol Kilovoltage (kV)

Kontrol Kilovoltage (kV) berfungsi mengatur rangkaian listrik tegangan tinggi dengan menyesuaikan perbedaan



potensial antar elektroda. Mengubah pengaturan kilovoltage mempengaruhi kualitas atau penetrasi sinar X yang dihasilkan dan kontras gambar atau perbedaan kepadatan (Scarfe & Williamson, 2015).

### 3) Kontrol Waktu (s)

Kontrol Waktu (s) berfungsi mengatur periode waktu di mana elektron dilepaskan dari katoda. Mengubah pengaturan waktu memengaruhi kuantitas sinar X dan kerapatan gambar atau kegelapan dalam radiografi intraoral. Waktu pencahayaan dalam pencitraan panoramik yang ditetapkan untuk unit tertentu dan seluruh siklus pencahayaan berkisar dari 16 hingga 20 detik (Scarfe & Williamson, 2015).

### c. *Digital Image Receptors*

Sistem detektor panoramik menggunakan *linear array charge-coupled device (CCD)* atau reseptor *photoostimulable phosphor plate (PSP)* (Frommer & Stabulas-Savage, 2011).

#### 1) *Charge-coupled Device (CCD)*

CCD adalah sebuah sensor untuk merekam gambar, terdiri dari sirkuit terintegrasi berisi larikan kondensator yang berhubungan atau berpasangan. Dibawah kendali sirkuit luar, setiap kondensator dapat menyalurkan muatan listriknya ke tetangganya. Letak CCD pada alat panoramik berada pada bagian detektor yang berguna untuk menangkap gambar. Sebelum proses dimulai, data pasien harus dibuat terlebih

dahulu di perangkat lunak (mengisi data pasien). Lalu pasien di posisikan sesuai posisi pemeriksaan panoramik. Komputer memproses gambar saat diperoleh dan gambar ditampilkan pada monitor komputer secara langsung (*real time*). Gambar diarsipkan sebagai data pasien. Gambar dapat dilihat kembali ataupun dilihat dengan cara yang lain melalui aplikasi alat perangkat lunak tambahan (Frommer & Stabulas-Savage, 2011).

## 2) *Photostimulable Phosphor Plate (PSP)*

PSP adalah bahan yang menyimpan energi yang diserap dalam elektron tereksitasi dan melepaskannya dalam bentuk cahaya pada paparan energi laser. PSP digunakan untuk merekam dan mereproduksi gambar Sinar X laten dengan menyerap radiasi, kemudian melepaskan energi yang tersimpan sebagai foton yang dipancarkan terdeteksi oleh tabung *photomultiplier*, dan sinyal elektronik dihasilkan yang dikonversikan menjadi gambar digital untuk dilihat pada PACS (Bell & Mann, 2017). Menurut Frommer H, dan Savage J.S (2011) pencitraan PSP dianggap pencitraan digital tidak langsung karena data yang ditangkap dalam format analog seperti film, dan dikonversi menjadi data digital melalui proses pemindaian.

## 3) *Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS)*

Teknologi CMOS secara prinsip tidak berbeda dengan CCD. Namun perbedaannya terdapat pada mikroarsitektur chip. Pada chip ini, komponen elektronik yang mengatur konversi energi foton menjadi sinar elektronik terintegrasi pada chip itu sendiri. Hal ini akan menyederhanakan proses manufaktur dan mengurangi biaya produksi (Astari, 2010).

d. Komputer dan Monitor

Komputer dan monitor sangat penting dalam proses dan melihat gambar radiografi digital. Baik laptop atau personal komputer, keduanya dapat digunakan sehingga dapat disesuaikan dengan yang telah dimiliki dokter gigi. Penginstalan jaringan pada komputer perlu dilakukan agar hasil foto dapat digunakan, tetapi menggunakan monitor dengan resolusi tinggi akan menghasilkan kualitas gambar yang baik (Petrikowski, 2015).

e. *Software*

Software pada radiografi digital harus memiliki kemampuan prosesing gambar dan menyediakan penyesuaian dalam pencahayaan, ketajaman dan koreksi gamma harus sebaik catatan ukuran parameter. Software juga telah dikembangkan dengan kemampuan keamanan sehingga mencegah tergantinya hasil foto asli dengan foto yang telah diubah pada dokumen elektronik pasien (Petrikowski, 2015).

f. Printer

Salah satu kelebihan menggunakan radiografi digital adalah tidak diperlukan hasil cetakan. Tetapi dokter gigi tidak dapat mengelak dari pentingnya hasil foto. Alasan utama mencetak hasil foto adalah untuk edukasi pasien, dimana foto tersebut dapat dibawa pasien, atau ketika foto tersebut diperlukan oleh dokter gigi lain sebagai referensi karena dokter tersebut tidak memiliki fasilitas digital radiografi (Petrikowski, 2015).

Menurut Frommer & Stabulas-Savage (2011) dalam bukunya yang berjudul "*Radiology for Dental Professional*" mengatakan bahwa Saat ini ada tiga jenis dasar sistem pencitraan digital yaitu:

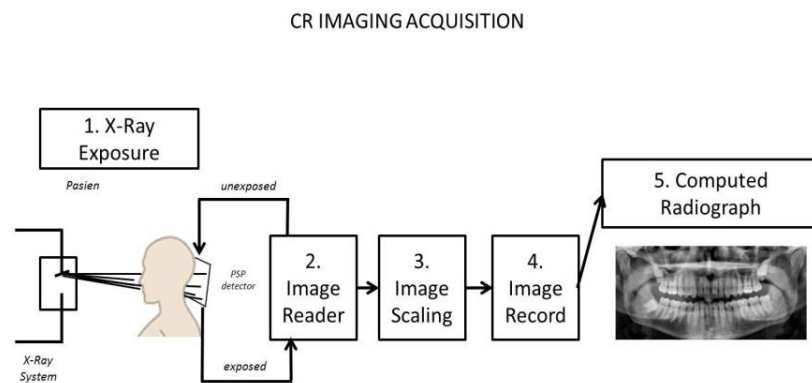
a. *Direct digital radiography (DR)*

System ini menggunakan sensor yang terhubung langsung ke internet komputer dengan menggunakan sensor, baik *charge-coupled device (CCD)* atau *complementary metal oxide (CMOS)* (Frommer & Stabulas-Savage, 2011). Adapun menurut Tim Peter (2014), terdapat tiga tipe sensor tetap yang digunakan yaitu, *charge-coupled device (CCD)*, *complementary metal oxide (CMOS)*, dan *thin film transistor (TFT)*.

b. *Indirect digital radiography (storage phosphor)* atau biasa disebut *Computed Radiography (CR)*.

System nirkabel (tanpa kabel) ini menggunakan kaset yang mengandung reseptor pencitraan *photostimulable phosphor plate (PSP)*, pemindaian sinar laser/pembaca gambar/*digitizer*,

kaset yang mengandung reseptor pencitraan (pelat photostimulable-fosfor), konsol atau *computer workstation*, perangkat lunak, monitor, dan printer. Dalam pembacaan CR dapat menggunakan *single-plate readers* dimana setiap kaset dimuat secara manual dan dibaca secara terpisah / satu-satu, dan *multiple-plate readers* dimana beberapa plat hingga 10 buah dapat ditumpuk dan dimuat secara otomatis (World Health Organization, 2012)



**Gambar 2.8** Akusisi pencitraan pada *Computed Radiography* (CR).

Prinsip kerja dari CR ini adalah ketika *Imaging Plate* dimasukkan ke dalam kaset radiografi dan gambar diperoleh menggunakan sistem Sinar X. Ketika terpapar sinar X, elektron-elektron di dalam pelat fosfor tereksitasi ke dalam energi yang lebih tinggi, sehingga membentuk citra laten. Pembacaan gambar menggunakan pemindaian pelat fosfor dengan titik laser. Ketika elektron yang terperangkap menyerap energi laser, mereka memancarkan cahaya ketika mereka kembali ke keadaan semula. Cahaya ini dikumpulkan oleh *light*

*guide* dan dikirim ke tabung photomultiplier, yang menghasilkan sinyal listrik analog yang diperkuat, dikonversi menjadi sinyal digital, dan disimpan secara digital. Pelat dapat digunakan kembali setelah terkena cahaya yang menghapus radiasi sisa (World Health Organization, 2012).

c. *Optically scanner digital radiography*

Dalam sistem ini, radiografi yang telah selesai diproses akan dipindai dan diubah ke digital dengan cara yang hampir sama dengan pemindaian dokumen. Gambar digital yang baru dapat dimanipulasi menggunakan cara gambaran *direct* dan *indirect* (World Health Organization, 2012).

Radiografi digital dibandingkan dengan radiografi konvensional memiliki kelebihan dan kekurangan. Kelebihan:

- a. Pengurangan dosis hingga 90% dibandingkan dengan film konvensional
- b. Manipulasi gambar, produsen menyediakan program perangkat lunak dengan banyak alat pemrosesan yang berbeda dan memiliki manfaat yang besar. Seperti: peningkatan kontras, mampu memanipulasi gambar, rekonstruksi 3-D, mampu mengukur, dan filtrasi
- c. Waktu, waktu diperoleh lebih cepat terutama dengan system CCD dimana gambar dapat segera ditampilkan setelah paparan terjadi.

- d. Penyimpanan, saat ini CR ROM dapat menyimpan lebih dari 30.000 gambar, sehingga gambar dapat diberikan dengan mudah dan tanpa ada batasan.
- e. Teleradiology, ukuran file gambar digital dapat dikurangi dengan teknik kompres, dan dapat dikirim melalui jaringan telepon untuk ditinjau.
- f. Ramah lingkungan, tidak ada bahan kimia dalam pengolahan yang digunakan atau dibuang. Kedua sensor CCD dan pelat PSP mampu digunakan kembali untuk ribuan pemaparan (Brennan, 2002).

Kekurangan:

- a. Biaya pembelian yang mahal,
- b. *Sensor dimensions*,
- c. Kontrol infeksi cross, dimana setiap sensor harus ditutup oleh kantong plastik, dan kantong ini diganti disetiap pasien. Namun jika sensor terkontaminasi secara langsung, tidak ada cara untuk mesterilkannya maka harus dibuang langsung (Brennan, 2002).

## 2.5 Jenis Dosimetri Personal

Alat ini digunakan untuk mengukur dosis radiasi secara akumulasi. Dosis radiasi yang mengenai dosimeter personal akan dijumlahkan dengan dosis yang telah mengenai sebelumnya. Dosimeter personal ini harus ringan dan berukuran kecil karena alat ini harus selalu dikenakan

oleh setiap pekerja radiasi yang sedang bekerja di area radiasi (Gunawan, 2016).

Pemilihan dosimeter perorangan tergantung pada jenis radiasi dan nilai dosis ekuivalen perorangan  $H_p(d)$  yang akan dipantau. Menurut jenis radiasi yang akan dipantau, dosimeter perorangan terbagi dalam (KABAPETEN, 2003) adalah;

1. Dosimeter foton, yang menunjukkan nilai dosis ekuivalen perorangan  $H_p(10)$ ;
2. Dosimeter beta-foton, yang menunjukkan nilai dosis ekuivalen perorangan  $H_p(0,07)$  dan  $H_p(10)$ ;
3. Dosimeter foton jenis diskriminasi, kecuali  $H_p(10)$ , memberikan informasi jenis radiasi dan energi efektif, serta deteksi elektron energi tinggi;
4. Dosimeter ekstremitas, biasanya berupa dosimeter jari tangan, menunjukkan nilai dosis radiasi beta-foton  $H_p(0,07)$  dan neutron bila terdapat sumber neutronnya;
5. Dosimeter neutron, yang menunjukkan nilai dosis ekuivalen perorangan  $H_p(10)$ .

Terdapa tiga macam dosimeter personal yang banyak digunakan saat ini yaitu dosimeter saku (*pen/pocket dosemeter*), film badge dan Thermoluminisence Dosemeter (TLD).

### 2.5.1. Dosimeter Saku

Dosimeter ini sebenarnya adalah detektor kamar ionisasi sehingga prinsip kerjanya sama dengan detektor isian gas akan tetapi



tidak menghasilkan tanggapan berupa nilai dosis secara langsung karena muatan yang terkumpul pada proses ionisasi akan “disimpan” seperti halnya suatu kapasitor.



**Gambar 2.9** *Pocket Dosimeter*

Keuntungan dosimeter saku ini adalah dapat dibaca secara langsung dan tidak membutuhkan peralatan tambahan untuk membacanya. Peralatan lain yang dibutuhkan peralatan tambahan untuk pembacaannya. Kelemahannya, dosimeter ini tidak dapat menyimpan informasi dosis yang telah mengenainya dalam waktu yang lama (sifat akumulasi kurang baik). Hal ini disebabkan adanya kebocoran elektrostatik pada detektor, sehingga meskipun tidak sedang dikenai radiasi, nilai yang ditunjukkan jarum akan berubah. Selain ini dosimeter ini kurang teliti dan mempunyai rentang energi pengukuran tertentu yang relatif lebih sempit dibandingkan dengan film badge dan TLD (Gunawan, 2016).

### **2.5.2. Film Badge**

Film Badge terdiri dari dua bagian yaitu detektor film dan holder. Detektor film dapat “menyimpan” dosis radiasi yang telah mengenainya secara akumulasi selama film belum diproses. Semakin banyak dosis radiasi yang telah mengenainya atau telah mengenai orang yang memakainya maka tingkat kehitaman film setelah diproses akan semakin pekat.



**Gambar 2.10** *Film Badge*

Dosimeter film badge ini mempunyai sifat akumulasi yang lebih baik daripada dosimeter saku. Keuntungan lainnya adalah film badge dapat membedakan jenis radiasi yang mengenainya dan mempunyai rentang pengukuran energi yang lebih besar daripada dosimeter saku. Selain itu, film yang telah diproses dapat digunakan untuk perhitungan yang lebih teliti serta dapat didokumentasikan. Kelemahannya, untuk mengetahui dosis yang telah mengenainya harus diproses secara khusus dan membutuhkan

peralatan tambahan untuk membaca tingkat kehitaman film, yaitu densitometer (Gunawan, 2016).

### 2.5.3. Termoluminisence Dosimeter (TLD)

Dosimeter ini sangat menyerupai dosimeter film badge, hanya detektor yang digunakan ini adalah kristal anorganik termoluminisensi, misalnya bahan Litium Florida (LiF). Proses yang terjadi pada bahan ini bila dikenai radiasi adalah proses termoluminisensi. Senyawa lain yang sering digunakan untuk TLD adalah  $\text{CaSO}_4$ . Sebagaimana film badge, dosimeter ini digunakan selama jangka waktu tertentu, misalnya satu bulan, baru kemudian diproses untuk mengetahui jumlah dosis radiasi yang telah diterimanya. Pemrosesan dilakukan dengan memanaskan Kristal TLD sampai temperatur tertentu kemudian mendeteksi percikan-percikan cahaya yang dipancarkannya. Alat yang digunakan untuk memproses dosimeter ini adalah *reader Harshaw TLD Model 6600 Plus Automated TLD Reader*.



**Gambar 2.11** *Thermoluminescent Dosimetry (TLD)*

Keunggulan TLD dibandingkan dengan film badge adalah terletak pada ketelitiannya. Selain itu, ukuran Kristal TLD relatif lebih kecil dan setelah diproses Kristal TLD tersebut dapat digunakan lagi (Gunawan, 2016).

Adapun TLD yang memiliki nilai dosis ekuivalen perorangan Hp (0,07) dan Hp (10) terdapat jenis TLD khusus untuk mata, hal tersebut memungkinkan pengukuran dosis radiasi yang tepat untuk lensa mata, juga dalam kasus saat kacamata pelindung digunakan. TLD ini memiliki nilai dosis ekuivalen perorangan Hp(3), menggunakan bahan dengan sensitifitas yang tinggi yaitu MCP-N (LiF : Mg, Cu, P), sehingga respon energi yang dapat ditangkap setidaknya 10  $\mu$ Sv dan 10 Sv (Bilski, et al., 2011).

## **2.6 Efek Radiasi bagi Kesehatan**

Suatu partikel bila dikenai oleh radiasi, akan menjadi titik awal dari radiasi baru yang dipancarkan ke segala penjuru. Hal ini berlaku terhadap radiasi sinar X, apabila sinar X mengenai suatu bahan/obyek sebagian lagi akan dihamburkan. Radiasi hambur (*scatter radiation*) adalah sebagian radiasi yang membias/menyimpang dari radiasi sumber dan sebagian radiasi berubah karena energi radiasi yang ditransfer yang ada akhirnya radiasi tersebut akan kehilangan energi dan panjang gelombangnya menjadi lebih panjang dari radiasi primer (Setiawati, Firdausi, & Sofjan, 2012).

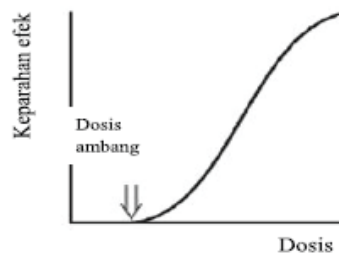
Radiasi primer adalah sinar X yang datang langsung dari tabung X-ray. Semua radiasi lain selain primer dapat dianggap atau dikatakan radiasi sekunder. Selain berbahaya bagi pasien dan operator, radiasi sekunder juga dapat menurunkan citra diagnostik pada film yang mana dapat menimbulkan kabut film (*Fog Density*) pada radiografi (Frommer & Stabulas-Savage, 2011).

Sehingga adanya Interaksi radiasi pengion dengan tubuh manusia akan mengakibatkan terjadinya efek kesehatan. Dimulai dari tingkat molekuler, akan berkembang menjadi gejala klinis. Sifat dan keparahan gejala, dan juga waktu kemunculannya, sangat bergantung pada jumlah dosis radiasi yang diserap dan laju penerimanya.

Menurut Hiswara (2015) terdapat 3 jenis efek radiasi bagi kesehatan yaitu, efek deterministik, efek stokastik, dan sindroma radiasi akut.

### **2.6.1 Efek deterministik**

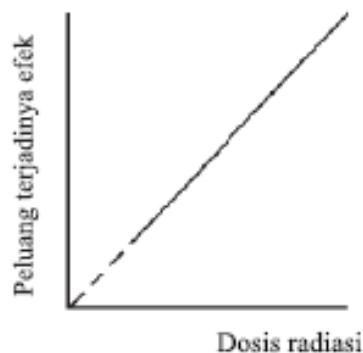
Efek deterministik terjadi akibat adanya kematian sel sebagai akibat paparan radiasi sekujur maupun lokal. Efek ini terjadi bila dosis radiasi yang diterima tubuh melebihi nilai dosis ambang untuk terjadinya efek ini (lihat Gambar 2.10). Efek ini juga terjadi pada individu yang terpapar dalam waktu yang tidak lama setelah paparan terjadi, dan tingkat keparahannya akan meningkat jika dosis yang diterimanya juga makin besar. Beberapa organ yang dapat mengalami efek deterministik adalah kulit, mata (lensa mata), paru-paru, organ reproduksi, janin, tiroid.



**Gambar 2.12** Grafik Efek Radiasi Deterministik.  
(Hiswara, 2015)

### 2.6.2 Efek Stokastik

Berbeda dengan efek deterministik, efek stokastik tidak mengenal dosis ambang. Serendah apa pun dosis radiasi yang diterima, selalu ada peluang untuk terjadinya perubahan pada sistem biologi baik pada tingkat molekuler maupun seluler. Dalam hal ini yang terjadi bukan kematian sel namun perubahan sel dengan fungsi yang berbeda.



**Gambar 2.13** Grafik Efek Radiasi Stokastik. (Hiswara, 2015)

Bila sel yang mengalami perubahan adalah sel somatik, maka sel tersebut dalam jangka waktu yang lama, ditambah dengan pengaruh dari bahan toksik lainnya, akan tumbuh dan berkembang menjadi kanker. Periode laten untuk terjadinya induksi leukemia,

salah satu jenis kanker, diperkirakan sekitar 8 tahun, dan dua atau tiga kali lebih panjang untuk kanker solid (padat) seperti kanker payudara atau kanker tulang.

Kanker akibat radiasi pada dasarnya tidak berbeda dengan kanker akibat mekanisme lain. Karena itu, induksi kanker hanya dapat dilihat secara epidemiologi berdasar kejadian berlebih secara statistik di atas kejadian alamiah atau spontan.

Jika sel yang mengalami perubahan adalah sel genetik, maka sifat sel yang berubah ini dapat diwariskan ke keturunannya sehingga timbul efek genetik atau efek terwaris. Pada berbagai percobaan di laboratorium dengan hewan percobaan terbukti bahwa efek ini bisa terjadi.

Penelitian terhadap hewan pernah dilakukan, penelitian tersebut menggunakan mencit dan tikus dengan pemberian dosis radiasi sebesar  $<1\text{Gy}$ , adapun penelitian lain pernah dilakukan menggunakan dosis sebesar  $0,3\text{Gy}$ . Dari penelitian-penelitian ini kesimpulan yang dapat diambil adalah mekanisme yang menunjukkan pembentukan katarak setelah perawatan dengan radiasi pengion, kesimpulan ini didapat berdasarkan parameter morfologis, fisiologis dan biokimiawi beberapa lensa tikus yang tidak jauh berbeda secara fundamental dengan hewan primata.

Kerusakan DNA yang disebabkan oleh radiasi dengan cepat dapat diperbaiki. Pada percobaan terbaru, hewan mencit setelah diradiasi dengan  $11\text{Gy}$ . Terjadi DNA *strand breaks* pada sel epitel

lensa yang ditunjukkan oleh uji Comet Assay pada menit ke 30, tetapi tidak setelah 4 jam. Namun, tetap ada perubahan pada DNA di 72 jam pasca iradiasi, bersamaan dengan penyimpangan kromosom. Dalam beberapa jam setelah paparan radiasi, dapat diamati penurunan aktivitas pembelahan dalam ekuatorial lensa epitel, waktu dalam fase ini meningkat sejalan dengan peningkatan dosis yang diberikan. Setelah dimulainya mitosis pada sel, terjadi peningkatan dan pembelahan sel abnormal diluar batas wajar. Dalam hitungan hari kedepan, sel-sel epitel mengalami diferensiasi dan membentuk serat-serat lensa. Sehingga terjadi akumulasi serat lensa yang tidak biasa, dan pada akhirnya dapat bermanifestasi secara klinis sebagai katarak (German Commission on Radiological Protection with Scientific Reasoning, 2009).

### **2.6.3 Sindroma Radiasi Akut**

Sindroma Radiasi Akut (SRA) merupakan efek yang terjadi jika seluruh tubuh menerima dosis radiasi sekitar 1 Gy atau lebih, dan dapat berakhir dengan kematian dalam waktu yang singkat. Kematian terjadi sebagai akibat kerusakan dan kematian sel organ dan sistem vital tubuh dalam jumlah yang banyak. SRA terdiri atas tiga tahap. Tahap pertama adalah fase inisial atau sindroma prodromal, tahap kedua adalah fase laten, dan yang ketiga adalah fase dimana SRA itu sendiri muncul (Hiswara, 2015).



## **2.7 Prinsip Proteksi radiasi**

Bagian terpenting dalam sistem perlindungan radiologis adalah prinsip-prinsip yang ada yang berlaku untuk semua situasi dan orang yang terlibat. Ada tiga prinsip dasar perlindungan radiasi (Costa, 2016).

### **2.7.1 Justifikasi**

Prinsip Justifikasi ialah setiap perubahan situasi paparan (misal keputusan pemindaian PET/CT, berubah dari paparan yang direncanakan) harus menghasilkan keuntungan bersih dari individu (pasien) tersebut (Costa, 2016).

### **2.7.2 Optimisasi**

Prinsip optimisasi perlindungan ialah kemungkinan timbulnya paparan, jumlah orang yang terpapar dan besarnya dosis masing-masing harus dijaga serendah mungkin yang dapat dicapai (pada umumnya dikenal dengan prinsip ALARA), dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial (Costa, 2016).

### **2.7.3 Pembatasan dosis**

Prinsip pembatasan dosis ialah dosis total untuk setiap individu dari paparan yang direncanakan, dengan pengecualian pada paparan medis pasien, tidak boleh melebihi batas yang diterapkan (hanya berlaku untuk kategori paparan umum dan publik) (Costa, 2016). Pembatasan dosis ini dikenal dengan Nilai Batas Dosis (NBD).

Nilai Batas Dosis (NBD) adalah dosis terbesar yang diizinkan yang dapat diterima oleh pekerja radiasi dan anggota masyarakat

dalam jangka waktu tertentu tanpa menimbulkan efek genetik dan somatik yang berarti akibat pada kegiatan intervensi (kegiatan yang dilakukan untuk mengurangi atau menghindari terjadinya atau kemungkinan terjadinya paparan radiasi).

Aplikasi	Pekerja radiasi	Masyarakat umum
Dosis efektif	20 mSv per tahun, dirata-ratakan selama periode 5 tahun <sup>1</sup>	1 mSv per tahun <sup>2</sup>
Dosis ekuivalen tahunan pada:		
Lensa mata	20 mSv	15 mSv
Kulit	500 mSv	50 mSv
Tangan dan kaki	500 mSv	-

**Gambar 2.14** Nilai batas Dosis (NBD) pada dosis efektif dan Dosis Ekuivalen (Hiswara, 2015)

Nilai pada dosis efektif adalah NBD untuk penyinaran seluruh tubuh, dan dimaksudkan untuk mengurangi peluang terjadinya efek stokastik. Sedangkan pada nilai dosis ekuivalen tahunan adalah NBD untuk penyinaran organ atau jaringan tertentu, dan dimaksudkan untuk mencegah terjadinya efek deterministik pada organ atau jaringan tersebut (Hiswara, 2015).