

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1. Landasan teori**

##### **2.1.1. Proteksi dan keselamatan radiasi**

Diperlukan pengawasan terhadap pemanfaatan radiasi pengion untuk memastikan tercapainya perlindungan dan keselamatan terhadap pekerja, pasien dan masyarakat. Setiap pemanfaatan tenaga nuklir harus memiliki izin sebagaimana yang diamanatkan didalam pp nomor 33 tahun 2007, tentang keselamatan radiasi pengion dan keamanan sumber radioaktif. Salah satu prinsip proteksi radiasi yang harus dipenuhi sebagaimana yang tertuang didalam peraturan badan pengawas tenaga nuklir no.4 tahun 2020, pasal 20 meliputi: “Justifikasi” Pemanfaatan Tenaga Nuklir, yang dimaksudkan disini bahwa pemanfaatan sumber radiasi pengion yang digunakan harus lebih besar manfaatnya dari pada dampak negatif yang ditimbulkan oleh radiasi pengion tersebut, sebagaimana kita ketahui bahwa selain radiasi dapat dimanfaatkan untuk hal yang baik namun juga dapat menimbulkan efek yang negatif. Lebih lanjut lagi dalam pasal tersebut diuraikan tentang “Limitasi Dosis” yaitu dosis ekivalen yang diterima oleh pekerja radiasi atau masyarakat tidak boleh melampaui nilai batas dosis (NBD) yang ditetapkan menurut surat keputusan kepala bapeten no. 01/ka-bapeten/v-99. NBD yang ditetapkan dalam peraturan pemerintah no. 33 tahun 2007 adalah dosis terbesar yang diizinkan oleh kepala badan yang dapat diterima oleh pekerja radiasi dan anggota masyarakat dalam jangka waktu tertentu tanpa menimbulkan efek genetik dan somatik yang berarti akibat pemanfaatan tenaga nuklir (7). NBD yang ditetapkan meliputi penyinaran seluruh tubuh dan penyinaran terhadap organ atau jaringan tubuh tertentu. Prinsip proteksi radiasi yang terakhir adalah terkait “Optimisasi Proteksi dan Keselamatan Radiasi”, yaitu penerapan prinsip *ALARA* (*as low as reasonably achievable*) pada setiap pengambilan gambar radiodiagnostik. Sangat ditekankan bahwa dengan dosis yang cukup untuk mencapai hasil radiografi yang optimal dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial (2).

##### **2.1.2. Faktor eksposi**

Salah satu faktor yang berperan penting untuk menentukan kualitas dan kuantitas intensitas sinar-X yang dihasilkan adalah pengaturan faktor eksposi yang

tepat,  $kVp$  adalah voltase yang di setting pada alat X-ray yang merupakan energi kinetik elektron yang menumbuk anoda ( $keV$ ), *milli ampere (mA)* adalah arus listrik tabung sinar-X yang sebanding dengan jumlah elektron yang berpindah dari katoda ke anoda per satuan waktu, sedangkan waktu eksposi ( $s$ ) merupakan durasi produksi sinar-X. Kuantitas sinar-X sebanding dengan perkalian arus listrik tabung dengan waktu eksposi ( $mAs$ ) (8). Setiap pemeriksaan atau proyeksi telah memiliki faktor eksposi standar dari pabrikan atau pada praktiknya dilapangan tidak menutup kemungkinan untuk dilakukan modifikasi terhadap faktor eksposi standar tersebut yang kesemuanya itu akan menghasilkan kualitas citra dan penerimaan dosis yang berbeda-beda. Tabel 2.1 akan diperlihatkan salah satu contoh uraian faktor eksposi pada pemeriksaan radiografi umum tulang belakang:

Tabel 2.1 **Faktor eksposi (8) telah diolah kembali**

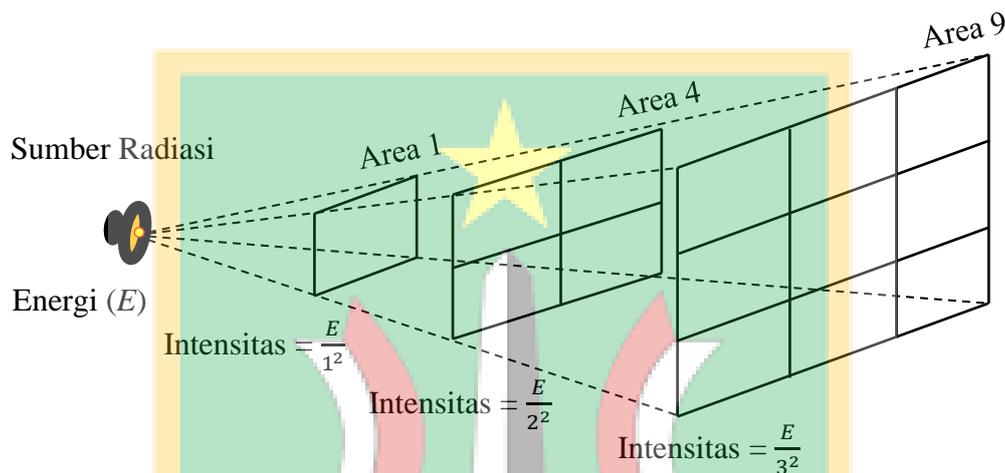
Jenis pemeriksaan	Posisi pemeriksaan	Grid	Faktor eksposi	SID (cm)
Kepala				
<i>Cranium</i>	<i>AP/ PA</i>	Grid	65	25
	<i>Lateral</i>		60	18
Sinus ( <i>Waters</i> )	<i>PA</i>		65	20
Mandibula	<i>Lateral</i>		65	25
Gigi (periapical)	Disesuaikan		50	12
Tulang Belakang				Sedekatnya
<i>Cervical</i>	<i>AP</i>		62	18
	<i>Lateral</i>		58	15
	<i>Oblique</i>		65	20
<i>Thoraco-lumbal</i>	<i>AP</i>	Grid	65	20
	<i>Lateral</i>		75	32
<i>Lumbar-spine</i>	<i>AP</i>		65	20
	<i>Lateral</i>		75	32
<i>Pelvis</i>	<i>AP</i>		65	25

Pada tabel 2.1 faktor eksposi, diperlihatkan bahwa untuk pemeriksaan tulang belakang *Lumbar-spine* dengan proyeksi *antero-posterior* memiliki 65  $kV$ ; 20  $mAs$  dan untuk proyeksi lateralnya 75  $kV$ ; 32  $mAs$  pada jarak 120 cm dengan menggunakan

grid. Ini menunjukkan bahwa pemeriksaan ini merupakan pemeriksaan radiografi umum dengan faktor eksposi tertinggi diantara pemeriksaan radiografi lainnya.

### 2.1.3. Faktor jarak sumber dengan objek (*source to skin distance*)

Selain faktor eksposi faktor jarak antara sumber dengan kulit pasien (*SSD*) juga menjadi faktor yang mempengaruhi penerimaan dosis pada pasien, untuk hal ini dikenal dengan istilah hukum kuadrat jarak terbalik (*inverse square law*) yang diperlihatkan pada gambar 2.1 berikut ini:



Gambar 2.1 Jarak kuadrat terbalik (9) telah diolah kembali

Dalam fisika, hukum kuadrat terbalik menyatakan bahwa besarnya intensitas, atau intensitas fisik, berbanding terbalik dengan kuadrat jarak dari sumbernya. Hukum kuadrat terbalik umumnya berlaku ketika gaya, energi, atau besaran kekal lainnya memancar secara radial dari sumbernya. Karena luas permukaan bola sebanding dengan kuadrat jari-jarinya, semakin jauh pancaran dari sumbernya, semakin menyebar ke area yang sebanding dengan kuadrat jarak dari sumbernya. Jadi sebuah benda (dengan ukuran yang sama) yang jaraknya dua kali lebih jauh hanya menerima seperempat energi (untuk jumlah waktu yang sama). Untuk mengestimasi dosis kerma antara sumber radiasi dengan objek/ *Source to Skin Distance (SSD)* diestimasi dari nilai Hasil uji kesesuaian *Source to Detector Distance (SDD)* atau *Source to Image Distance (SID)* dengan persamaan 2.1 berikut:

$$K_{SSD} = K_i \times \frac{(SID^2)}{(SSD^2)} \quad (2.1)$$

dengan:  $K_{SSD}$  adalah dosis kerma (*SSD*) di kulit pasien

$K_i$  adalah dosis kerma udara pada jarak sumber ke perekam citra (*SID*)

$SID^2$  adalah jarak antara sumber radiasi dengan perekam citra dikuadratkan  
 $SSD^2$  adalah jarak antara sumber radiasi dengan kulit pasien dikuadratkan

#### 2.1.4. Uji kesesuaian pesawat sinar-X

Uji kesesuaian adalah serangkaian kegiatan pengujian yang dilakukan oleh tenaga penguji berkualifikasi untuk meyakinkan bahwa pesawat sinar-X yang akan digunakan dalam kondisi andal (10). Pada table 2.2 berikut ini akan diuraikan parameter uji kesesuaian radiografi umum pada pesawat sinar-X terpasang tetap.

**Tabel 2.2 Parameter uji kesesuaian pesawat sinar-X radiografi umum (11) telah diolah kembali**

Parameter uji kesesuaian	Pesawat sinar-X radiografi umum		
	Terpasang Tetap	Mobile	Portable
<b>1. Kolimasi berkas sinar-X:</b>			
(a) Iluminasi	√	√	√
(b) Selisi lapangan kolimasi dengan berkas sinar-X	√	√	√
(c) Ketegaklurusan berkas sinar-X	√	√	√
<b>2. Generator dan tabung sinar-X:</b>			
(a) Akurasi tegangan	*	*	*
(b) Akurasi waktu penyinaran	*	*	*
(c) Polinomialitas keluaran radiasi	*	*	*
(d) Reprodusibilitas	√	√	√
(e) Kualitas berkas sinar-X ( <i>HVL</i> )	√	√	√

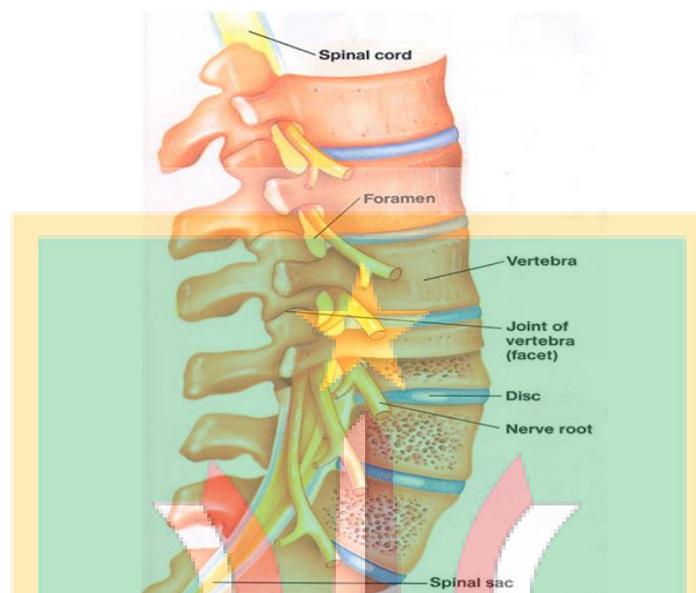
Tabel parameter uji kesesuaian pesawat sinar-X radiografi umum terdiri dari 3 parameter utama yaitu uji Kolimasi berkas sinar-X, uji Generator dan tabung sinar-X dan uji *Automatic Exposure Control (AEC)*. Untuk penelitian ini parameter uji yang diaplikasikan dalam perhitungan dosis adalah uji akurasi tegangan yaitu pada parameter uji kesesuaian point 2a (dua) generator dan tabung sinar-X.

#### 2.1.5. Lembar data hasil uji kesesuaian

Merupakan hasil rekaman uji pengukuran langsung pada pesawat sinar-X dengan menggunakan alat ukur multimeter radiasi yang terdokumentasi dalam bentuk



memungkinkan terjadinya pergerakan antara ruas-ruas tulang yang berdekatan. Bentuk lengkungan dari tulang lumbal ini melengkung kearah depan atau yang disebut dengan lordosis (12). Pada gambar 2.2 dibawah ini akan perlihatkan struktur dari lumbar-spine secara umum:



Gambar 2.2 *Vertebrae lumbar spine* (13)

Struktur *vertebrae lumbar-spine* pada umumnya terdiri dari lima ruas tulang (*vertebrae*) dengan lima pasang facets joints yang disebut juga dengan apophyseal atau zygoapophyseal joints. Sebuah vertebra lumbalis tipikal mempunyai ciri-ciri, yaitu: corpus besar dan berbentuk seperti ginjal, pediculus kuat dan mengarah ke belakang, lamina yang tebal, foramina vertebrae berbentuk segitiga, processus transversus panjang dan langsing, processus spinosus pendek, rata, dan berbentuk segiempat dan mengarah ke belakang. Facies articularis processus superior ke medial dan facies articularis processus inferior menghadap ke lateral. Bila diperhatikan bahwa *vertebrae* lumbalis tidak mempunyai facies articularis untuk bersendi dengan costa dan tidak ada foramina pada processus transversus (13).

Pemeriksaan radiografi *lumbar spine* adalah merupakan suatu pemeriksaan dengan menggunakan sinar-X untuk membentuk bayangan obyek yang diperiksa pada film. Untuk proyeksi *vertebrae lumbar-spine* pada umumnya dilakukan, *antero-posterior (AP)* dan *left lateral/ right lateral* dan untuk proyeksi tambahannya yaitu *left anterior oblique, right anterior oblique, left posterior oblique* dan *right posterior oblique*. Penggunaan masing-masing proyeksi tambahan ini bersifat selektif yaitu atas

pertimbangan dokter dan kebutuhan dari indikasi klinis pasien yang relevan dengan tindakan pemeriksaan radiografi/ paparan medis tersebut. Masing-masing proyeksi tersebut memiliki besaran faktor ekposi yang berbeda-beda. Pencapaian kualitas citra radiograf yang dihasilkan akan menghasilkan dosis yang diterima oleh pasien.

### 2.1.7. Dosimeter kerma

*Incident air kerma (INAK)* adalah pengukuran dosis di udara (kerma di udara) dari paparan sinar-X yang diukur pada sumbu berkas sinar pusat pada posisi permukaan pasien atau permukaan phantom dalam pengukuran ini tidak memperhitungkan radiasi hamburan (14).

Untuk memperkirakan nilai dosis pada kulit pasien *source to detector distance (SSD)* diestimasi dari dosis hasil uji pengukuran keluaran radiasi *source to detector distance (SDD)* dengan perbandingan jarak kuadrat terbalik dengan *source to skin distance (SSD)*. Dimisalkan dari hasil pengukuran tube output didapatkan hubungan antara dosis dan tegangan tabung yaitu:

$$y = 0,0105x^2 - 0,2393x + 2,2169 \quad (2.2)$$

Dengan  $x$  adalah tegangan tabung (kVp) dan  $y$  adalah nilai *INAK* dengan satuan  $\mu\text{Gy/mAs}$  (15). Dengan mensubstitusi fungsi tube output ke persamaan, nilai *INAK* dapat dinyatakan pada persamaan 2.3 dibawah ini.

$$INAK_{SSD} = \text{Equation } x \left( \frac{SDD^2}{SSD^2} \right) x mAs \quad (2.3)$$

Keterangan:

*SDD* (Source to Detector Distance) Jarak sumber radiasi ke detektor

*SSD* (Source to Skin Distance) Jarak sumber radiasi ke kulit pasien

*Aquation*: Hubungan persamaan yang di dapat dari grafik output dan kVp ( $0,0105x^2 - 0,2393x + 2,2169$ )

*mAs* adalah arus tabung dengan satuan waktu tertentu

*Entrance surface air kerma (ESAK)* adalah pengukuran dosis kerma udara yang di ukur pada sumbu berkas pusat pada posisi permukaan pasien atau permukaan phantom dengan memperhitungkan radiasi hambur pada pengukuran. Sehingga didapat rumus untuk menentukan *ESAK* pada persamaan 2.4 berikut ini:

$$ESAK_{SSD} = INAK_{SSD} \times BSF \quad (2.4)$$

Keterangan:

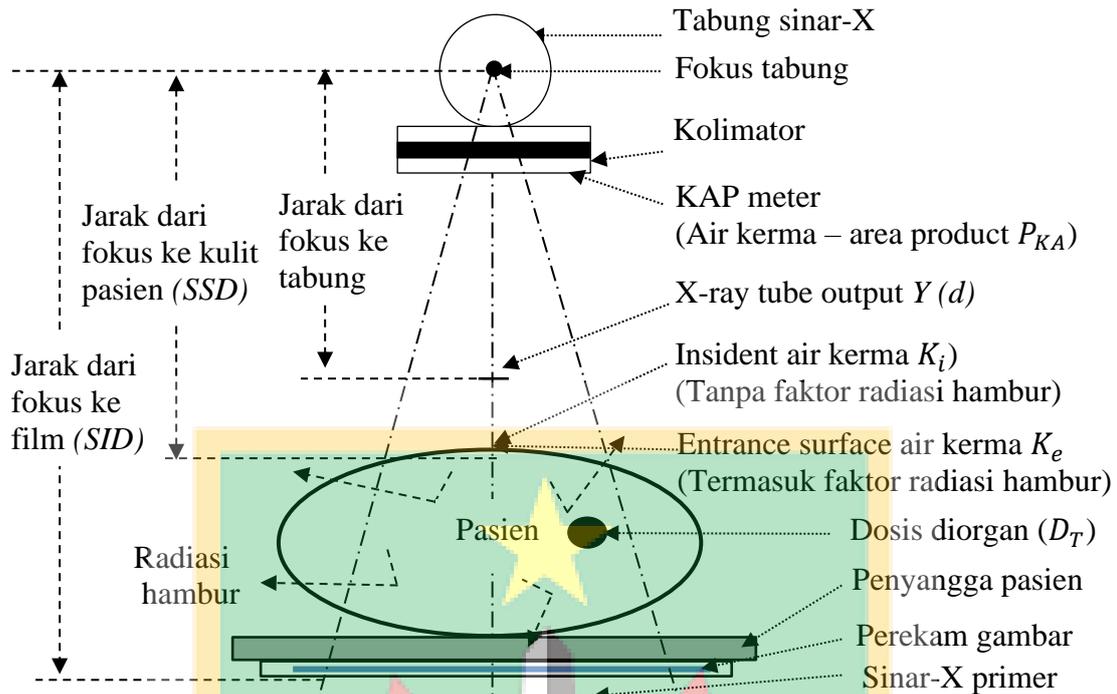
$ESAK_{SSD}$ : dosis kerma pada Jarak sumber radiasi ke kulit pasien dengan  $BSF$

$INAK_{SSD}$ : dosis kerma pada Jarak sumber radiasi ke kulit pasien tanpa  $BSF$

$BSF$ : (*Back Scatter Factor*) Faktor radiasi hambur

Nilai dari  $BSF$  adalah sebesar 1,35

Dalam penelitian ini diuraikan beberapa dosimeter pasien sesuai dengan laporan publikasi IAEA *technical report series* No. 457 yang mengacu pada ICRU 74, air kerma digunakan sebagai besaran aplikasi spesifik dalam pengukuran secara langsung. Lebih lanjut dalam publikasi ICRP 135 tentang *diagnostic reference level (DRL) in medical imaging*, penjelasan nilai dosis air kerma ini dapat diperoleh melalui metode langsung (dengan menggunakan alat ukur) dan metode tidak langsung (dengan perhitungan / kalkulasi) yaitu menganalisis beberapa besaran yang mudah diukur atau dibaca atau telah melekat pada modalitas yang digunakan. Besaran ini adalah parameter fisika yang digunakan untuk mengevaluasi kuantitas radiasi pengion yang digunakan dalam proses diagnostik, setiap cara berbeda untuk masing-masing modalitas. Indikator yang melekat pada modalitas disebut sebagai indikator dosis yang dapat berupa *skin dose*, *dose area product (DAP)* atau *kerma area product (KAP)*, *entrance skin air kerma (ESAK)*, *CTDI*, *DLP*, *commulative air kerma* dan lainnya (3). Pengukuran dalam penelitian ini dilakukan dengan metode tidak langsung dilakukan dengan mengestimasi penerimaan dosis *insiden air kerma / entrance skin air kerma* dengan pendekatan analisis *trendline polinomial* orde 2 (dua) antara tegangan tabung ( $kVp$ ) yang diberikan dan dosi keluaran radiasi ( $\mu Gray$ ) dari hasil uji kesesuaian pesawat sinar-X masing-masing rumah sakit. Pada gambar 2.3 dibawah ini akan diuraikan diagram pengukuran dosis radiasi kerma udara yaitu *insident air kerma*, *entrance air kerma* dan dosis didalam organ.



Gambar 2.3 Diagram pengukuran dosis radiasi (14) telah diolah kembali

Dapat dilihat pada gambar 2.3 bahwa dosis serap merupakan radiasi yang terserap oleh objek/ materi, sementara itu dosis *INAK* dan *ESAK* merupakan radiasi yang terukur pada sentral aksis di permukaan objek radiasi. Perbedaan kedua pengukuran ini adalah bahwa *ESAK* sudah termasuk menyertakan dosis radiasi hambur pada perhitungan dosis, sementara dosis *INAK* tidak menyertakan dosis radiasi hambur sehingga besaran dosis yang terukur pada pengukuran *ESAK* akan selalu lebih besar dari pada besaran dosis yang terukur pada pengukuran *INAK*.

### 2.1.8. Dosis Efektif

Dosis efektif adalah dosis spesifik yang digunakan dalam proteksi radiasi untuk mencerminkan risiko terkait dosis, dan nilainya adalah dosis ekuivalen yang diterima oleh jaringan dikalikan dengan faktor bobot jaringan. Penggunaan dosis efektif dalam menentukan *DRL* tidak dianjurkan karena dosis efektif berhubungan dengan dosis yang tidak mudah diukur, dan merupakan dosis yang diserap oleh tubuh, bukan dosis yang diberikan kepada pasien (4).

### 2.1.9. *DRL (diagnostic reference level)*

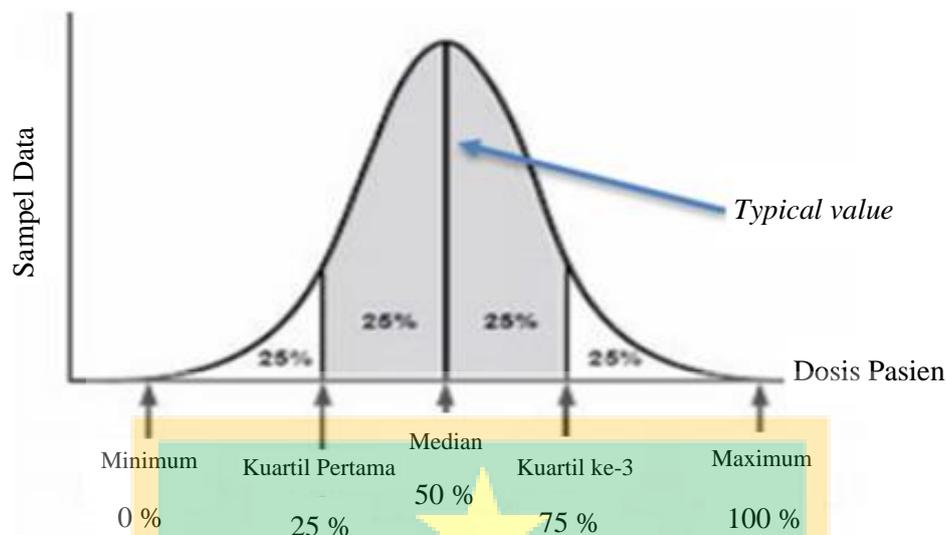
*DRL* adalah bentuk tingkat investigasi yang digunakan sebagai alat untuk membantu dalam mengoptimalkan perlindungan dalam paparan medis pasien untuk prosedur diagnostik dan intervensi. Ini digunakan dalam pencitraan medis dengan radiasi pengion untuk menunjukkan apakah, dalam kondisi rutin, jumlah radiasi yang digunakan untuk prosedur tertentu sangat tinggi atau rendah untuk prosedur tersebut. Untuk kedokteran nuklir, digunakan aktivitas yang diberikan (jumlah bahan radioaktif), atau lebih disukai aktivitas yang diberikan per unit berat badan (3). Dalam publikasinya yang ke-135 tentang tingkat panduan diagnostik, Komisi Internasional untuk Perlindungan Radiasi (*ICRP*) menyatakan bahwa *DRL* adalah istilah kategori investigasi yang digunakan untuk membantu mengoptimalkan proteksi radiasi dan paparan medis pasien dalam prosedur diagnostik dan intervensi. *DRL* adalah angka dosis yang ditetapkan dan berfungsi sebagai acuan untuk menentukan paparan pasien terhadap radiasi dosis tinggi dalam jenis pengujian tertentu dan jika terlampaui, metode pengujian dan validasinya harus dipertimbangkan kembali (3). Sesuai dengan penjelasan pp nomor 33 tahun 2007, pasal 37 ayat 1 (satu) menjelaskan terkait “tingkat panduan” (*guidance level*) adalah suatu besaran nilai yang sudah ditetapkan yang hendaknya dicapai pada kegiatan medik dengan metode yang sudah teruji. Nilai panduan untuk kegiatan radiologi diagnostik dinyatakan dalam nilai dosis atau laju dosis, sedangkan untuk kegiatan kedokteran nuklir dinyatakan dalam aktivitas sumber radioaktif (1). Sesuai dengan pertimbangan dari rekomendasi IAEA yang tertuang didalam *Basic Safety Standar (BSS)* tahun 2014, bahwa kewajiban pemerintah memastikan bahwa penentuan nilai *DRL* untuk setiap jenis pemeriksaan radiodiagnostik dan intervensi termasuk diagnostik pada kedokteran nuklir didasarkan pada hasil evaluasi survey yang dilakukan dalam cakupan yang luas dan disesuaikan dengan kondisi lokal masing-masing instansi (7). Tujuan ditetapkannya *DRL* adalah untuk meningkatkan proteksi radiasi pasien dengan menggunakan dosis serendah mungkin, menghasilkan kualitas gambar yang optimal (3). Dalam pasal 25 peraturan badan pengawas tenaga nuklir nomor 4 tahun 2020 tentang keselamatan radiasi dalam penggunaan pesawat sinar-X radiologi diagnostik dan intervensional menyatakan bahwa, perlu adanya upaya dasar agar paparan radiasi yang diterima oleh orang yang bekerja dengan radiasi, pasien yang menerima paparan medik, maupun anggota

masyarakat yang mungkin terpapar radiasi mendapatkan paparan radiasi seminimal mungkin sehingga tercapainya penerapan optimisasi proteksi dan keselamatan radiasi(2). Berdasarkan pp nomor 33 tahun 2007, pasal 21, 34 dan 35 pemegang izin yang memanfaatkan sumber radiasi pengion sesuai dengan tujuan yang diizinkan diwajibkan untuk memenuhi ketentuan optimisasi dan keselamatan radiasi, salah satu diantaranya adalah penetapan *DRL* atau yang dikenal dengan istilah tingkat panduan diagnostik.

Jadi nilai *DRL* merupakan salah satu dari upaya optimisasi proteksi dan keselamatan radiasi bagi pasien, namun yang paling utama untuk dipertimbangkan jika akan menggunakan modalitas radiasi pengion adalah justifikasi, karena satu satunya upaya mencegah paparan radiasi pada pasien yang paling utama adalah dengan mencegah penyinaran atau paparan radiasi yang tidak diperlukan.

#### **2.1.10. Typical value (typical dose)**

Dalam pedoman teknis penerapan *DRL* indonesia (*indonesian diagnostic reference level*) yang dikeluarkan oleh Pusat Pengkajian Sistem Dan Teknologi Pengawasan Fasilitas Radiasi Dan Zat Radioaktif Badan Pengawas Tenaga Nuklir tahun 2021, diuraikan bahwa nilai tipikal (*Typical value*) yang selanjutnya disebut nilai tipikal dosis (*typical dose*) adalah nilai dosis atau aktivitas radiofarmaka yang diperoleh melalui perhitungan median atau persentil 50 (Q2) dari sebaran data dosis pasien untuk jenis pemeriksaan tertentu dalam kelompok umur tertentu pada rentang berat badan tertentu untuk satu modalitas disuatu rumah sakit atau klinik (4). Nilai dosis tipikal ini digunakan untuk komparasi dengan nilai *DRL* lokal atau *DRL* nasional. Nilai tipikal dosis diperoleh melalui analisis median sebaran data dosis pasien standar untuk jenis pemeriksaan yang sama pada kelompok umur yang sama seperti ditunjukkan pada gambar 2.4 dibawah ini:



Gambar 2.4 Analisis nilai tipikal dosis (4) telah diolah kembali

Nilai median diperoleh melalui Persamaan 2.5:

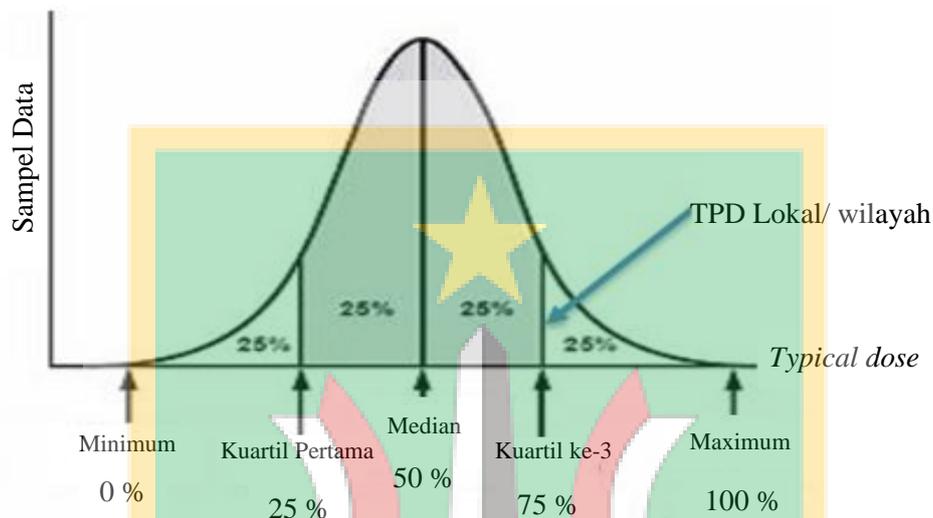
$$\text{Median} = \frac{\left(\frac{n}{2}\right) \text{ term} + \left(\frac{n}{2} + 1\right) \text{ term}}{2} \quad (2.5)$$

dengan  $n$  adalah jumlah data,  $\left(\frac{n}{2}\right)$  term merupakan nilai yang ditunjukkan pada data ke- $\frac{n}{2}$ , dan  $\left(\frac{n}{2} + 1\right)$  term merupakan nilai yang ditunjukkan pada data ke- $\frac{n}{2} + 1$

Melalui nilai median, akan diperoleh keterwakilan nilai dosis yang digunakan di rumah sakit atau klinik tersebut dengan lebih akurat. Selain itu, guna mengantisipasi kesalahan input data dalam pelaksanaan survei, penggunaan nilai median tidak akan memberikan pengaruh yang signifikan untuk jumlah data yang cukup banyak. Jika diperoleh nilai tipikal dosis yang lebih besar dan signifikan maka perlu dilakukan upaya reviu pada proses pelaksanaan penyinaran ke pasien, prosedur atau SOP yang digunakan, modalitas yang dipakai, dan sumber daya manusia yang melaksanakan pencitraan. Namun, jika diperoleh nilai tipikal dosis yang lebih rendah dan signifikan maka perlu dilakukan upaya reviu pada mutu citra (4).

### 2.1.11. DRL lokal/ wilayah

DRL lokal/ wilayah bekasi diperoleh dengan analisis persentil ke-75 (Q3) dari sebaran nilai tipikal dosis dari ke-5 (lima) sampel rumah sakit yang telah ditetapkan, seperti ditunjukkan pada gambar 2.5 dibawah ini:



Gambar 2.5 Analisis Q3 untuk penetapan DRL wilayah (4) telah diolah kembali

Nilai Q3 diperoleh melalui persamaan 2.6 berikut:

$$Q3 = \frac{3}{4} (n + 1) \text{ term} \quad (2.6)$$

dengan n adalah jumlah data, sedangkan  $(n + 1) \text{ term}$  adalah merupakan nilai yang ditunjukkan pada data ke -  $n + 1$ .

### 2.1.12. DRL nasional

*Indonesian Diagnostic Reference Level (I-DRL)* telah ditetapkan oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir melalui SK. No.121/K/V/2021, tentang Penetapan Nilai DRL Indonesia (*Indonesian Diagnostic Reference Level*) untuk modalitas sinar-X CT. Scan dan radiografi umum (16). Pada table 2.4 berikut ini akan di uraikan DRL untuk radiografi umum:

Tabel 2.4 *DRL* radiografi umum (16) telah diolah kembali

Jenis Pemeriksaa	INAK (mGy)*	ESAK (mGy)**
Abdomen AP	1,4	2,0
Ankle joint AP	0,1	0,2
Antebrachi AP	0,1	0,1
BNO AP	1,3	1,7
Chest AP	0,3	0,4
Chest PA	0,3	0,4
Cervical LAT	1,0	1,4
Cervical AP	0,5	0,7
Femur AP	0,4	0,5
Genu AP	0,3	0,4
Genu LAT	0,3	0,4
Lumbar Spine AP	1,4	2,0
Lumbar Spine LAT	3,1	4,4
Manus AP	0,1	0,2
Pedis AP	0,2	0,2
Pelvis AP	1,4	1,8
Shoulder	0,3	0,4
Skull AP	0,9	1,3
Skull LAT	0,9	1,2
GR-Cruris/Tibia Fibula	0,2	0,3
Wrist joint AP	0,2	0,2
Waters	1,2	1,7

Keterangan:

- a) Nilai diatas untuk kelompok usia di atas 15 tahun;
- b) \*INAK adalah incident air kerma, kerma udara tanpa hamburan balik
- c) \*\*ESAK adalah Entrance Surface air kerma, kerma udara dengan hamburan balik. Nilai ESAK diperoleh dengan mempertimbangkan faktor hamburan balik sebesar 1,35.

## 2.2. Hasil penelitian terkini

### 2.2.1. Penelitian *DRL* CT. Scan

Hasil penelitian *DRL* (17), menunjukkan perlunya pendugaan *DRL* berbasis indikasi klinis, terutama untuk pemeriksaan abdomen, dengan data penelitian yang mereka lakukan menunjukkan bahwa *DRL* berbasis indikasi klinis mungkin lebih tepat daripada *DRL* berbasis anatomi dan mungkin membantu mengurangi variasi tingkat dosis yang besar untuk jenis pemeriksaan yang sama. Laporan yang sama juga membahas pentingnya *DRL* klinis untuk menentukan tingkat dosis yang lebih spesifik sesuai dengan kualitas gambar yang dibutuhkan untuk indikasi klinis tertentu, misalnya, *DRL* yang sama untuk *CT* dada diterapkan pada pemeriksaan emboli paru, kanker paru, atau bahkan penilaian kalsium koroner, yang memerlukan tingkat kualitas gambar yang berbeda, yang seharusnya memiliki *DRL* yang berbeda, sesuai dengan prinsip *ALARA* (*as low as reasonably achievable*).

Tingkat referensi diagnostik bukanlah dosis yang disarankan atau ideal untuk prosedur tertentu atau batas atas mutlak untuk dosis. Tingkat referensi diagnostik dimaksudkan untuk digunakan sebagai tes sederhana untuk mengidentifikasi situasi di mana tingkat dosis pasien atau aktivitas yang diberikan sangat tinggi, tingkat referensi diagnostik berlaku untuk paparan medis, bukan untuk paparan pekerjaan dan publik. Jika ditemukan bahwa prosedur secara konsisten menyebabkan tingkat referensi diagnostik yang relevan terlampaui, harus ada tinjauan lokal terhadap prosedur dan peralatan untuk menentukan apakah perlindungan telah dioptimalkan secara memadai. Nilai utama penelitian mereka adalah untuk mengidentifikasi tingkat dosis yang mungkin terlalu tinggi yaitu, untuk mengidentifikasi situasi di mana dimungkinkannya untuk mengurangi dosis tanpa mengorbankan tingkat kualitas gambar yang diperlukan (18). Untuk mempertahankan konsistensi penerimaan dosis pasien dirumah sakit sekecil mungkin, perlu untuk dapat memperkirakan dosis pada pasien sebelum pemeriksaan medis sebagai fungsi dari parameter paparan radiografi.

Penelitian Khalid M. Aloufi, dkk (19), mengatakan bahwa nilai *DRL* adalah kuantitas dosis yang dipilih untuk phantom standar atau pasien yang menjalani prosedur diagnostik yang sama menggunakan berbagai jenis peralatan (misalnya produsen atau model), oleh karena itu, sejumlah besar kerja tim diperlukan untuk menetapkan *DRL* nasional untuk prosedur radiasi diagnostik yang berbeda.

Menetapkan *DRL* untuk prosedur diagnostik dalam modalitas ini terlepas dari *Positron Emission Tomography (PET)-Magnetic Resonance Imaging (MRI)* memerlukan penetapan aktivitas yang optimal (yaitu radiofarmasi yang diberikan secara optimal), serta penetapan *DRL CT. Scan*.

Menurut Risalatul Latifah dkk, local diagnostic reference level (*DRL* lokal) ditetapkan berdasarkan kategori anak-anak dan dewasa. Penentuan *DRL* menggunakan *CTDI-VOL* akan kurang representatif pada kategori pasien anak-anak. Mengingat rentang berat badan berkisar dari 3-50 kg sedangkan verifikasi *CTDI<sub>VOL</sub>* menggunakan fantom ukuran 16 cm dan 32 cm. Penelitian ini mengklasifikasikan *DRL* pada anak-anak berdasarkan rentang usia. Lebih lanjut beberapa faktor seperti; panjang irisan gambar, pengaturan voltase (*kvp*), pengaturan arus tabung (*mAs*), waktu putaran gantry (*rotation time*), pengaturan pergerakan meja per petaran gantry (*pitch*) dan jumlah phase scan yang dilakukan (20).

Sementara itu Aloufi, Khalid M. dkk, menjelaskan didalam penelitian mereka bahwa konsep tingkat referensi diagnostik (tingkat panduan diagnostik) diperkenalkan sebagai alat referensi untuk mempromosikan optimisasi dosis radiasi pasien. Iaea dan *ICRP* menyarankan tiga kriteria untuk prioritas penetapan *DRL* untuk prosedur radiologi seperti itu: dosis radiasi pasien, frekuensi prosedur dan usia pasien. Prosedur radiologi yang sering dilakukan dengan dosis radiasi tinggi untuk pasien muda yaitu, pasien anak-anak memiliki prioritas penetapan tingkat panduan diagnostik. Nilai *DRL* adalah kuantitas dosis yang dipilih untuk phantom standar atau pasien yang menjalani prosedur diagnostik yang sama menggunakan berbagai jenis peralatan. Oleh karena itu, sejumlah besar kerja tim diperlukan untuk menetapkan *DRL* nasional untuk prosedur radiasi diagnostik yang berbeda (19).

Poin utama yang dilaporkan oleh Brat, dkk pada penelitian mereka adalah bahwa *DRL* berbasis indikasi klinis mungkin lebih tepat dari pada *DRL* berbasis anatomi dan mungkin membantu mengurangi variasi besar dalam tingkat dosis untuk jenis pemeriksaan yang sama. Laporan yang sama juga membahas pentingnya *DRL* klinis (tingkat panduan diagnostik) untuk menentukan tingkat dosis yang lebih spesifik sesuai dengan kualitas gambar yang dibutuhkan untuk indikasi klinis tertentu, misalnya, *DRL* yang sama untuk CT dada diterapkan pada pemeriksaan emboli paru, kanker paru, atau bahkan penilaian kalsium koroner, yang memerlukan tingkat kualitas

gambar yang berbeda, dan harus memiliki *DRL* yang berbeda, sesuai dengan prinsip alara. Masyarakat radiologi eropa baru-baru ini memulai studi prospektif eropa untuk mengembangkan seperangkat *DRL* berdasarkan indikasi klinis, untuk membatasi variasi besar dalam tingkat dosis untuk jenis pemeriksaan yang sama. Dalam konteks ini serta mempertimbangkan bahwa *DRL* klinis, *DRL* lokal, dan kualitas gambar yang sesuai adalah landasan kebijakan, maka mereka memulai studi prospektif multisenter untuk membandingkan metrik dosis berdasarkan indikasi klinis dengan *DRL* dan untuk berkontribusi pada penilaian lokal klinis *DRL* (tingkat panduan diagnostik), didorong oleh kualitas gambar yang sesuai dan dengan mempertimbangkan indeks massa tubuh pasien. Ahli radiologi senior menetapkan peta protokol berbasis indikasi klinis (17).

### 2.2.2. Penelitian *DRL* radiografi umum

Pada penelitian Elena Tonkopi, MSc, dkk dalam tulisan mereka yang berjudul " *Local Diagnostic Reference Level for Typical Radiographic Procedures* " menyajikan perbedaan analisis menggunakan modalitas *CR* dan *DR* untuk 6 (enam) pemeriksaan: Thoraks, *PA* dan lateral; L-spine *AP* dan lateral; Perut *AP* dan Panggul *AP* dari 226 pasien. Rata-rata ketebalan pasien, dalam kisaran 18-23 cm, pemeriksaan dilakukan di 6 lokasi rumah sakit yang berbeda, metode pengukuran dilakukan langsung dengan mengukur *Entrance Skin Exposure (ESE)*, Berdasarkan pengukuran yang mereka lakukan, faktor hamburan balik sebesar 1,35 digunakan untuk perhitungan *ESD* di semua pasien sehingga didapatkan hasil sebagai berikut:

Tabel 2.5 *Optimization in comparison with the national DRL of Canada*

Examination	DR			CR			National <i>DRLs</i> , mGy
	No. patients	ESD, mGy	Local <i>DRLs</i> , mGy	No. patients	ESD, mGy	Local <i>DRLs</i> , mGy	
Chest PA	67	0,08±0,01	0,09	39	0,92±0,44	1,1	0,2-0,3
Chest LAT	67	0,33±0,05	0,4	39	3,43±1,63	3,5	0,7-1,5
L-Spine AP	28	3,89±1,46	4,1	17	9,10±3,53	10,8	7-10
L-Spine LAT	28	8,47±2,28	8,9	17	25,66±6,16	29,0	15-30
Abdomen AP	23	4,14±2,09	4,8	10	5,15±0,31	5,3	7-15
Pelvis AP	25	2,50±0,47	2,9	17	3,20±0,75	3,7	5

AP = anteroposterior, CR= computed radiography; DR = digital radiography; *DRL* = diagnostic reference level; ESD= entrance surface dose; LAT= lateral; L-Spine = lumbar spine; PA= posteroanterior; SD= standard deviation.

Pemeriksaan khas *Entrance Surface Dose (ESD)* untuk ukuran rata-rata pasien dewasa ditunjukkan pada Tabel *ESD* simpangan baku (*SD*) menunjukkan perbedaan antar ruangan. *DRL* lokal, yang didefinisikan sebagai persentil ke-75 dari distribusi survei, ditampilkan dibandingkan dengan *DRL* nasional. *DRL* lokal berada di bawah tingkat nasional di ruang *DR* dan untuk sebagian besar ujian di ruang *CR*. Biasanya, dosis rata-rata pasien untuk prosedur serupa lebih rendah untuk sistem *DR* daripada sistem *CR* dengan faktor yang berkisar antara 1,2-3, dengan pengecualian *postero-anterior* dan *lateral* dada. Faktor lain yang mempengaruhi hasil adalah ketergantungan pada teknologi x-ray, yang juga merupakan salah satu keterbatasan penelitian mereka. Memposisikan pasien, collimation yang tepat, dan menentukan teknik yang benar dilakukan oleh teknologi, oleh karena itu pendidikan berkelanjutan sangat penting (5).

Pada penelitian Doris Segota dkk, memperlihatkan perbandingan *DRL ESAK*, seperti yang di uraikan pada tabel berikut ini (6).

Tabel 2.6 *Comparison of local DRL of ESAK values in mGy with others publications-Croatia*

Examination	This study	Serbia and Montenegro (2005)	Italy (2005)	Iran (2016)	Turkey (2018)
Thorax PA	0,14	0,4	0,15	0,34	0,33
Thorax LAT	0,50	0,3	0,45	-	0,73
Cervical spine AP	0,52	1,30	-	3,02	-
Thoracic spine AP	1,50	1,50	-	-	-
Lumbar spine AP	2,52	2,80	3,14	3,26	-
Pelvis AP	2,03	2,00	4,41	3,21	-
Sinuses	1,03	-	-	-	-

Kesimpulan dari penelitian mereka menjelaskan bahwa *DRL* adalah alat yang berguna untuk optimasi proses dan membantu meningkatkan kualitas prosedur diagnostik. Tujuan yang paling penting - postur *DRL* adalah untuk memverifikasi

bahwa sebagian besar ex-radiolog - negara-negara yang memiliki skor *ESAK* adalah untuk menentukan negara-negara sekutu dengan nilai rendah dan untuk mengidentifikasi sektor-sektor yang berkinerja buruk yang memiliki banyak skor *ESAK* di atas nilai yang direkomendasikan. Studi ini menunjukkan pentingnya menetapkan nilai *DRL* dalam setiap radiology. Selain itu, ini menunjukkan pentingnya merevisi dosis pasien dan praktik radiografi secara teratur. Hasilnya juga menunjukkan dampak praktik dan perbedaan teknis pada dosis pasien. Ini membuat staf medis lebih sadar akan tanggung jawab mereka dan kebutuhan untuk melanjutkan apa yang telah dipelajari (6).

