

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Masalah kesehatan yang berkaitan dengan penggunaan radiasi pengion dalam pencitraan medis perlu mendapatkan perhatian serius. Hasil laporan oleh Khafaji pada tahun 2024 menyebutkan bahwa pasien CT-Scan pediatrik menyumbang sekitar 10% dari prosedur medis, sekitar 50% dari prosedur CT adalah CT otak, dan 35% dilakukan di daerah abdomen-panggul dan toraks. Hasil distribusi ini menggambarkan tingginya kebutuhan diagnostik (Khafaji et al., 2024). Laporan lainnya oleh Alsafi pada tahun 2025 menyebutkan bahwa anak-anak lebih rentan terhadap efek stokastik radiasi dibandingkan orang dewasa karena ukuran organ anatomi tubuh yang lebih kecil. Pasien anak juga masih mengalami pertumbuhan sehingga memiliki jaringan yang lebih sensitif. (Alsafi, 2025).

Pengendalian risiko radiasi pada pasien pediatrik dilakukan melalui penerapan prinsip *“as low as reasonably achievable”* (ALARA) yang pertama kali diperkenalkan dalam ICRP Publication 26 (1977) dan diperkuat dalam Publication 103 (2007) menegaskan bahwa risiko akibat paparan radiasi tetap ada meskipun pada tingkat dosis rendah. Hal ini membuat tenaga medis perlu meminimalkan paparan radiasi pada anak-anak tanpa mengurangi kualitas citra diagnostik. Penerapan prinsip ini bertujuan untuk menekan dosis radiasi dalam praktik medis dengan tetap menjamin keselamatan pasien pediatrik (Albeshan et al., 2024). Selaras dengan prinsip tersebut, International Commission on Radiological Protection (ICRP) melalui Publication 135 (2017) merekomendasikan perlunya evaluasi untuk mencegah variasi dosis yang tidak wajar secara berkala. Salah satu langkah penting untuk memastikan manajemen dosis radiasi efektif dan aman adalah penetapan *Diagnostic Reference Level* (DRL) (Vaño et al., 2017).

DRL berperan sebagai suatu acuan referensi untuk membantu optimisasi proteksi radiasi dalam paparan medik untuk pasien radiologi diagnostik dan intervensional, DRL digunakan untuk melihat perbedaan dosis radiasi yang diberikan kepada pasien untuk jenis pemeriksaan tertentu sangat tinggi ataupun sangat rendah. Penting untuk memastikan bahwa paparan medik dioptimalkan dan membantu memastikan diterapkannya prinsip untuk mengupayakan mutu kualitas citra diagnostik yang optimum dengan dosis radiasi serendah mungkin (Damilakis et al., 2023). Peningkatan paparan medis terutama penggunaan CT Scan dan Radiografi Umum pada pasien pediatrik menjadi perhatian khusus. Menurut United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) melaporkan CT Scan menjadi modalitas pencitraan penyumbang dosis tertinggi di antara berbagai prosedur radiologi (Monteiro et al., 2025). Penggunaan radiografi umum sangat masif dan frekuensinya tinggi sehingga kontribusi kolektifnya terhadap paparan radiasi populasi menjadi signifikan (Rahma et al., 2022).

Rekomendasi ICRP menjadi rujukan bagi Indonesia untuk penetapan DRL yang diatur oleh regulasi BADAN PENGAWAS TENAGA NUKLIR (BAPETEN). Peraturan Kepala BAPETEN No. 4 Tahun 2020 tentang Keselamatan Radiasi pada penggunaan pesawat sinar-x dalam Radiologi Diagnostik dan Intervensional, yang menekankan kewajiban fasilitas kesehatan untuk menerapkan prinsip justifikasi, optimisasi, dan limitasi dosis. Regulasi ini menjadi dasar hukum di Indonesia dalam memastikan keselamatan pasien, pekerja, anggota masyarakat, dan lingkungan hidup terhadap paparan radiasi pengion (KEPALA BADAN PENGAWAS TENAGA NUKLIR, 2011).

Pengumpulan data dosis pasien wajib dilakukan rumah sakit sesuai PP No. 45 Tahun 2023 dan UU No. 10 Tahun 1997 sebagai bagian dari optimisasi proteksi radiasi (Hamedat et al., 2025; Rial et al., 2020). Pengumpulan data tersebut digunakan untuk mendukung penerapan DRL sebagai acuan dalam menilai adanya dosis radiasi yang tidak wajar, serta mendorong keseragaman prosedur tanpa menurunkan kualitas hasil pencitraan. (Gede et al., 2021; Putri et al., 2024). Berdasarkan data dosis pasien yang dikelompokkan, Bapeten menentukan nilai *Typical Value* yang diperoleh melalui analisis median (kuartil ke-2, Q2) terhadap sebaran data dosis pasien. Nilai *Typical Value* ini digunakan untuk membandingkan dengan nilai Tingkat Panduan Nasional (TPD) atau TPD Lokal (Bapeten, 2024).

Parameter lain yang digunakan untuk mempresentasikan risiko biologis radiasi secara menyeluruh yaitu penggunaan dosis efektif (ED). ED memberikan paparan radiasi dari berbagai prosedur diagnostik sehingga memuat informasi praktis bagi dokter untuk dapat mengklasifikasi modalitas yang paling tepat digunakan terkait dengan prinsip ALARA untuk setiap masalah klinis. Dosis efektif dihitung dari dosis organ pada berbagai jenis pemeriksaan dan bergantung pada faktor pembobotan jaringan membuat perhitungan harus dilakukan ulang berdasarkan data dosis organ yang sudah diketahui (Regulation et al., 2015).

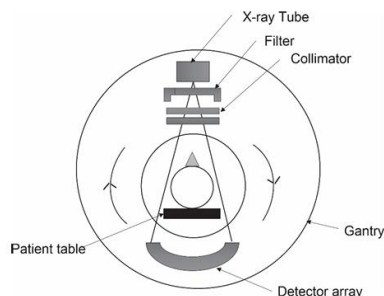
Berdasarkan uraian di atas, penelitian ini dilakukan untuk menganalisis pengukuran DRL pada CT scan pemeriksaan kepala dan RU mobile pemeriksaan thorax pasien pediatrik. Analisis dilakukan dengan menentukan *typical dose* dan DRL untuk rumah sakit.

I.2 Teori Dasar

I.2.1 CT-Scan

Computed Tomography (CT) adalah salah satu pencitraan diagnostik cross-sectional tunggal 3D dan beresolusi tinggi CT juga merupakan metode diagnostik non-invasif. Prinsip utama CT didasarkan pada atenuasi berkas radiasi sinar-X yang melewati objek seperti pada pemeriksaan sinar-X konvensional sinar (Wahyuni & Amalia, 2022). CT Scan memberikan gambar 3D dengan *gray scale image*, adanya sinar-X yang mengalami atenuasi hingga menembus sebuah objek, kemudian akan

diteruskan menuju detektor, dimana detektor tersebut bersifat sensitif dalam menangkap perbedaan atenuasi dari sinar-X, dari proses tersebut mampu mengubah sinar-X menjadi signal listrik, dalam prosesnya sinar-X dan detektor melakukan rotasi sepanjang ekspos dilakukan, selanjutnya akan diubah ke bentuk digital oleh Analog to Digital Converter yang telah dikuatkan menggunakan photomultiplier tube sinar-X, dan data digital tersebut akan diteruskan melalui sistem komputer untuk diolah dan menghasilkan Data Acquisition System (DAS) dalam bentuk digital atau numerik. Data yang dimaksudkan akan memberi informasi pada komputer untuk direkonstruksi dan ditampilkan pada layar monitor berupa irisan tomography dari objek yang diinginkan (Gharieb, n.d.; Siregar et al., 2020)



Gambar 1 Penampang Mesin CT Scan (Gharieb, n.d.; Siregar et al., 2020)

Gambar tersebut menunjukkan skema sistem CT-Scan yang terdiri dari tabung sinar-X, filter, kolimator, gantry, meja pasien, dan susunan detektor. Tabung sinar-X menghasilkan berkas radiasi yang disaring oleh filter untuk menghilangkan energi rendah, kemudian dibatasi oleh kolimator agar hanya mengenai area pemeriksaan. Seluruh sistem sumber dan detektor berputar di dalam gantry mengelilingi pasien yang berada di atas meja pemeriksaan. Sinar-X yang telah melewati tubuh pasien ditangkap oleh detektor dan diubah menjadi sinyal untuk direkonstruksi menjadi citra irisan, sehingga struktur internal tubuh dapat divisualisasikan dengan jelas.

Parameter yang digunakan pada CT-scan meliputi :

1. CTDI_{vol} merupakan parameter dosimetri yang digunakan untuk menggambarkan besarnya dosis radiasi rata-rata yang diberikan oleh sistem CT Scan, penentuan intensitas radiasi yang berupa indeks keluaran dosis yang berasal dari perputaran tabung sinar x sebesar 360° (Hamedat, 2021)

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (1.1)$$

Keterangan :

CTDI_w = Rata-rata dosis di satu irisan

Pitch = Jarak meja yang bergerak dalam satu putaran 360° rotasi gantry.

2. Dose Length Product (DLP) menggambarkan total dosis radiasi yang diberikan selama pemindaian, dengan mempertimbangkan panjang area tubuh yang discan sehingga perhitungan dosis yang didapatkan mencakup penyinaran di seluruh bagian lapangan penyinaran (Alzimami et al., 2025).

$$DLP \text{ (mGy.cm)} = CTDI_{vol} \times SL \text{ (Scan Length)} \quad (1.2)$$

Keterangan :

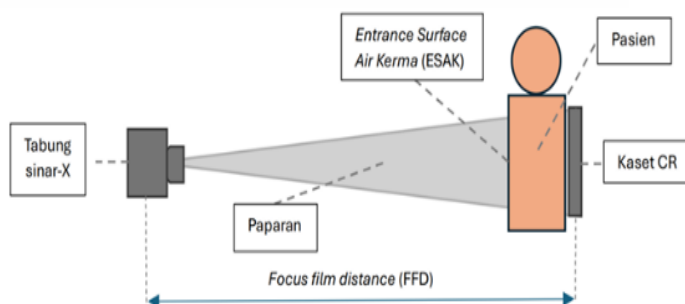
SL (Scan Length) = Panjang Pemindaian

I.2.2 Radiografi Umum Mobile

Pesawat radiografi umum digunakan untuk melakukan diagnosa medis dengan menggunakan sinar x yang dipancarkan dari tabung inersia. Sinar-X merupakan salah satu jenis radiasi pengion dengan panjang gelombang berkisar antara 0,01 hingga 10 nm. Ketika sinar-X merambat melalui suatu material, sinar-X tersebut akan ditransmisikan, diserap, atau dihamburkan. Proses hamburan dan penyerapan bergantung pada kapasitas atenuasi material (Ou et al., 2021).

Berkas sinar-x akan menembus dan melewati bagian tubuh kemudian ditangkap oleh film atau detektor sinar-x. Sehingga menghasilkan citra dari bagian tubuh yang disinari. Sinar-X diproduksi pada tabung ruang hampa, yang terdiri atas filamen sebagai katoda dan bidang target sebagai anoda. Filamen katoda yang dipanaskan membuat elektron di katoda dipercepat menuju anoda dengan tegangan tinggi pada kisaran kilovolt (kV) dan menumbuk elektron lain di anoda. Proses ini membuat terjadinya proses defleksi lintasan elektron, eksitasi atau ionisasi pada atom-atom penyusun material anoda sehingga menghasilkan sinar-x (Kadhim, 2011).

Parameter yang digunakan yaitu Entrance Surface air kerma (ESAK) merupakan dosis radiasi pada permukaan obyek termasuk radiasi hamburan balik yang diukur pada pusat berkas radiasi pada permukaan pasien atau Phantom. Pengukuran ESD data dilakukan secara langsung menggunakan pasien maupun dengan cara tidak langsung dengan kalkulasi (Irsal et al., 2025; X-ray, 2023).



Gambar 2. Skema estimasi pengukuran dosis ESAK (Wulandari et al., 2024).

Nilai ESAK diperoleh dari pengukuran incident air kerma (INAK) pada permukaan pasien kemudian dikalikan dengan Backscatter factor (BSF) sebagai besaran dasar yang mempersentasikan air kerma yang mengenai permukaan obyek sebelum adanya hamburan (Wulandari et al., 2024). Nilai INAK dapat ditentukan melalui persamaan

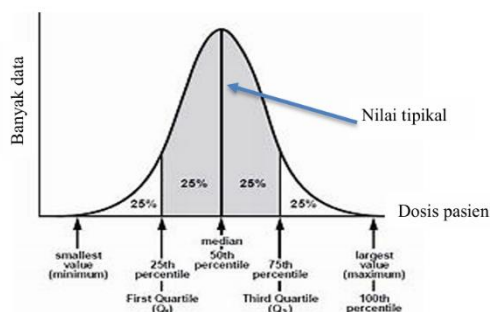
$$INAK = Kerma \times FK \quad (1.3)$$

Dari nilai INAK tersebut dapat mengkalkulasi ESAK melalui persamaan :

$$ESAK = INAK \times BSF \quad (1.4)$$

I.3 Diagnostic Reference Level (DRL)

Diagnostic Reference Level (DRL) merupakan acuan referensi optimasi dalam prosedur pencitraan medis yang menggunakan radiasi pengion. DRL memberikan indikasi mengenai besaran dosis radiasi yang diharapkan diterima oleh pasien dengan ukuran rata-rata saat menjalani suatu prosedur pencitraan tertentu (Thomas, 2022). DRL tidak dijadikan sebagai penentuan batas dosis pada pasien, namun menjadi tingkat referensi dengan mengidentifikasi besarnya dosis yang diberikan. Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) telah menentukan sistem penentuan DRL Nasional maupun Lokal dengan merekomendasikan penggunaan nilai persentil dan kuartil dari sebaran data dosis yang didapatkan (Siregar et al., 2020).



Gambar 3 Analisis Median untuk penentuan *Typical Value* (Bapeten, 2021)

Penggunaan nilai kuartil disimbolkan dengan bentuk kuartil pertama (Q1), kuartil kedua (Q2), kuartil ketiga (Q3) dan kuartil keempat (Q4) yang didefinisikan sebagai ukuran letak nilai yang membagi data kelompok menjadi empat bagian yang sama besar, hal ini serupa dengan perhitungan median namun perbedaannya ialah median membagi distribusi data menjadi dua bagian dan kuartil menjadi empat bagian yang sama besar (Bapeten, 2021)

Pelaporan dari distribusi nilai dosis yang dimiliki pada beberapa modalitas radiologi diagnostik dan intervensional, dalam hal ini pemeriksaan CT-Scan dan RU mobile juga sesuai dengan yang telah ditentukan oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN), maka ditetapkan nilai dosis yang terendah berada pada persentil ke-25 (kuartil 1), nilai dosis rata-rata yakni pada persentil ke-50 (kuartil 2), dan persentil ke-75 (kuartil 3) yang merupakan nilai dosis tertinggi dan kemudian menjadi nilai dosis yang akan ditinjau kembali untuk dilakukan optimasi dosis, pada persentil ke-75 (kuartil 3) inilah yang akan disebut sebagai nilai dari Diagnostic Reference Level (DRL) dan yang menunjukkan bahwa prosedur yang dilakukan pada 75% memiliki tingkat dosis berada pada nilai DRL atau dibawahnya (Bagus et al., 2023; Pengawas et al., 2024). Platform resmi bapeten untuk mengelola data dosis radiasi adalah Si-INTAN (BAPETEN, 2024; Siregar et al., 2020).

1.4 Dosis Efektif

Dosis efektif merupakan besaran proteksi radiasi yang digunakan untuk menilai risiko efek radiasi akibat paparan parsial tubuh dengan menghubungkan terhadap paparan seluruh tubuh dengan merata. Menurut ICRP 60, dosis efektif dihitung sebagai sejumlah pembobotan dari dosis ekuivalen tiap organ menggunakan factor bobot jaringan (w_t) sehingga dirumuskan sebagai

$$E = \sum wT \times H_t \quad (1.5)$$

di mana H_t adalah dosis ekuivalen pada jaringan T, w_r adalah faktor bobot radiasi, dan $D_{t,r}$ adalah dosis serap rata-rata pada jaringan T dari radiasi jenis R. Dengan demikian, dosis efektif memberikan ukuran komparatif mengenai seberapa besar risiko efek radiasi (terutama risiko kanker) dari berbagai prosedur radiologi, bukan dosis aktual pada individu tertentu (Mccollough & Schueler, 2000). Dosis Efektif indikator penting untuk estimasi risiko stokastik (kanker), penggunaannya sebagai besaran dalam penetapan DRL tidak direkomendasikan. Hal ini dikarenakan TPD bertujuan sebagai alat optimasi yang harus mudah diukur dan dipantau secara langsung di konsol pesawat CT Scan (seperti DLP dan CTDIvol), sedangkan Dosis Efektif merupakan besaran turunan yang melibatkan perhitungan kompleks berdasarkan faktor bobot jaringan organ yang tidak dapat diukur secara langsung pada pasien (Aloufi et al., 2024)

1.5 Tujuan

Tujuan yang ingin dicapai pada penelitian ini yaitu:

1. Mengidentifikasi dosis pasien pediatrik pada Pemeriksaan CT Kepala untuk rentang umur 0-4 tahun dan 4-15 tahun.
2. Membandingkan nilai typical dose hasil pemeriksaan CT Kepala dengan nilai profil dosis di SI-INTAN pada pasien pediatrik
3. Membandingkan nilai typical dose hasil pemeriksaan RU X-Ray mobile thoraks dengan nilai profil dosi di SI-INTAN pada pasien pediatrik.
4. Menganalisis nilai DRL pemeriksaan CT Kepala dan RU X-ray toraks pada pasien pediatrik.

1.6 Manfaat Penelitian

Penelitian ini bermanfaat sebagai peta distribusi dosis melalui nilai TPD dan DRL hasil pemeriksaan CT Kepala dan RU X-Ray mobile pasien pediatrik, untuk memberikan rekomendasi risiko keselamatan radiasi yang dapat berdampak jangka panjang serta untuk pembatasan dosis dalam setiap pemeriksaan.

BAB II METODE PENELITIAN

II.1 Tempat dan Waktu

Penelitian ini dilaksanakan di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Umum Pusat Tadjuddin Chalid Makassar yang dilaksanakan selama tiga bulan terhitung sejak bulan September sampai November tahun 2025.

II.2 Karakteristik data subyek penelitian

Subyek penelitian yang menjadi sampel dalam penelitian ini adalah data hasil pemeriksaan CT kepala dengan klasifikasi kelompok pasien pediatrik usia 0–4 tahun dan 4–15 tahun, serta pemeriksaan toraks RU X-Ray mobile dengan klasifikasi kelompok pasien pediatrik usia 0-11 tahun. Data pasien yang diekstrak untuk dianalisis menjadi perhitungan nilai TPD dan DRL adalah tahun 2025. Data yang akan diolah untuk analisis penelitian terdiri dari:

- a. Data pasien pemeriksaan CT kepala meliputi CT DIvol , DLP, faktor eksposi pemindaian (tegangan tabung kV, beban arus-waktu mAs, dan kolimasi FOV).
- b. Data pasien pemeriksaan RU X-Ray mobile yaitu faktor eksposi meliputi (waktu s, tegangan kv, beban arus-waktu mAs)

II.3 Alat Penelitian

1. Pesawat CT Scan Siemens Samatom 126 Slice. Spesifikasi pesawat CT Scan yang digunakan yaitu merk Siemens samatom dengan tipe 10046733, nomor seri 78201 dengan kondisi maksimum 130 kV/ 345 mA
2. Radiografi Umum Mobile. Spesifikasi pesawat yang digunakan yaitu merk GE TMX GX22 dengan nomor seri 13m837 dan kondisi maksimum 125 kVp / 300 mA.

II.4 Pelaksanaan Penelitian

Semua data yang diperlukan ditabulasikan dalam bentuk tabel sesuai dengan pembacaan di layar monitor konsol. Data yang diolah berupa data sekunder hasil pemeriksaan pasien CT kepala dan RU mobile pemeriksaan toraks khusus pasien pediatrik (anak usia 1-15 tahun). Data dikumpulkan dan diinput dalam tabel pengamatan (sesuai indikator parameter yang di analisis, selengkapnya disajikan pada Bab III Hasil dan Pembahasan.

Dosis pasien dihitung berdasarkan data keluaran radiasi uji kesesuaian pesawat sinar-X yang didapatkan dari rumah sakit, faktor eksposi berupa tegangan (kV) dan arus waktu (mAs), dan FSD. Data keluaran radiasi pesawat sinar-x merk GE TMX yaitu $y = 0.004x^{2.1792}$ dengan x merupakan kV yang digunakan pada setiap pasien. Keluaran radiasi yang didapatkan disubstitusikan ke dalam persamaan untuk menentukan nilai *Incident air kerma* (INAK) setiap pasien. Nilai INAK yang didapatkan kemudian diolah menggunakan persamaan untuk mendapatkan nilai ESAK setiap pasien.

$$ESAK = INAK \times \left(\frac{100}{FSD} \right)^2 \times BSF \quad (1.5)$$

II.5 Penentuan Nilai Typical Value pada Setiap Pemeriksaan

Data dosis pasien yang terkumpul di rumah sakit diolah untuk memperoleh nilai median (Q2) sebagai typical dose. Nilai median tersebut ditetapkan sebagai representasi dosis rumah sakit dan dilaporkan secara rutin setiap bulan melalui portal Si-INTAN (idrl.bapeten.go.id) dengan mencantumkan jenis pemeriksaan, jumlah pasien, parameter dosis, serta hasil perhitungan typical dose.

$$Median = \frac{\left(\frac{n}{2}\right)term + \left(\frac{n}{2+1}\right)term}{2} \quad (1.6)$$

II.6 Penentuan Titik-titik Kuartil dan Penentuan DRL

Distribusi data dosis pasien diolah dengan pembagian berdasarkan persentil, kemudian nilai median ditetapkan sebagai typical dose rumah sakit. Selanjutnya, nilai median dari seluruh rumah sakit dikumpulkan, dan batas persentil ke-75 ditentukan sebagai DRL nasional yang menunjukkan posisi 75% fasilitas berada di bawah nilai tersebut, sementara 25% sisanya berada di atasnya.

II.7 Penilaian Nilai Dosis Efektif

Nilai DRL yang ditetapkan menggunakan DLP dan CTDIvol sebagai indikator dosis yang diberikan alat kepada pasien. Nilai DLP ini kemudian dikonversi menjadi Dosis Efektif (ED) menggunakan rekomendasi European Working for Guidelines on Quality Criteria in Computed Tomography koefisien konversi spesifik usia untuk memberikan gambaran risiko stokastik.

Tabel 1. Nilai koefisien konversi CT-Kepala

Usia	Nilai konversi
0 Tahun	0.011
1 Tahun	0.0067
5 Tahun	0.0040
10 Tahun	0.0032

Metode ini membandingkan nilai ED yang diperoleh dari koefisien organ NRPB berbasis simulasi Monte Carlo dengan nilai DLP dari pemeriksaan CT yang sama dilaporkan dalam AAPM no. 96. Nilai koefisien konversi yang digunakan berdasarkan kategori usia yaitu 0 tahun, 1 tahun, 5 tahun dan 10 tahun Berdasarkan pendekatan tersebut, ED dihitung menggunakan persamaan

$$ED (mGy) = DLP \times k \quad (1.7)$$

Keterangan :

DLP = Estimasi dosis radiasi sepanjang scanning (mGy.cm)

k = koefisien konversi (mGy mGy⁻¹ cm⁻¹)

II.8 Bagan Alir Penelitian

