

ANALISIS NILAI COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX VOLUME (CTDIvol) DAN DOSE LENGTH PRODUCT (DLP) PADA PEMERIKSAAN MSCT KEPALA

Oleh

Shakira Alwi¹, Ildsa Maulidya Marathus Nasokha², Ike Ade Nur Liscyaningsih³, Arifin Musthafa⁴

^{1,2,3} Universitas 'Aisyiyah Yogyakarta

⁴ RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen

E-mail: ¹Shakiravindy@gmail.com, ²Maulidya.ildsa@unisayogya.ac.id,

³ikeade@unisayogya.ac.id, ⁴arifin.musthafa@gmail.com

Article History:

Received: 10-10-2025

Revised: 07-11-2025

Accepted: 13-11-2025

Keywords:

CTDIvol, Head MSCT,
DLP, DRL

Abstract: Background: MSCT (Multislice Computed Tomography) produces higher radiation doses compared to other imaging modalities. The radiation dose delivered to patients is measured using two main parameters: the Computed Tomography Dose Index Volume (CTDIvol) and the Dose Length Product (DLP). To protect patients from excessive radiation exposure, BAPETEN (Nuclear Energy Regulatory Agency) monitors and enforces optimization measures through the Diagnostic Reference Level (DRL). This study aims to determine the level of radiation dose received by patients during non-contrast head MSCT examinations. **Methods:** A mixed-methods approach was used, including observation, interviews, documentation, and literature review. Research instruments comprised interview guides, a smartphone camera for documentation, and writing materials. The study subjects included 30 patients and one medical physicist, while the object of study was the monitor console of a Siemens 128-slice CT scanner used for patient data collection. Data analysis was performed using SPSS with the Shapiro-Wilk test for normality, followed by a one-sample t-test at a 95% confidence level to test the hypothesis. **Results:** The mean CTDIvol was 49.58 ± 0.04 mGy (range 49.5–49.6), and the mean DLP was $1,024 \pm 257.28$ mGy·cm (range 144–1,418). These values correspond to 82.63% of the CTDIvol limit and 80.31% of the DLP limit based on the national DRL (60 mGy; 1,275 mGy·cm). Variations in DLP among patients were due to differences in scan coverage length and repeated scans caused by patient movement, particularly in post-traffic accident cases with decreased consciousness. The one-sample ttest indicated a significant difference compared to the national DRL values ($p < 0.05$). **Conclusion:** Non-contrast head MSCT examinations at RSUD (Regional General Hospital) dr. Soehadi Prijonegoro Sragen comply with radiation protection optimization principles. The CTDIvol and DLP values obtained were below the national DRL limits set by BAPETEN, indicating that the scanning protocol is

safe. Regular dose evaluation and the use of immobilization devices for uncooperative patients are recommended to minimize dose variability.

PENDAHULUAN

CT Scan mengalami kemajuan dalam menghasilkan radiograf pada jumlah irisan yang lebih banyak dan bervariasi yang saat ini disebut dengan *Multi Slice Computed Tomography* (MSCT) yang dapat digunakan untuk berbagai jenis pemeriksaan, salah satunya MSCT Kepala (Lampignano & Kendrick, 2018) MSCT Kepala berguna untuk menilai kondisi patologi intrakranial, terutama pada tahap akut, serta untuk investigasi dan terapi lanjutan (Seeram, 2016)

Penggunaan Multi Slice Computed Tomography (MSCT) yang semakin meningkat seiring dengan perkembangannya mendapatkan perhatian serius, terutama pada dosis yang diterima oleh pasien. Dosis radiasi yang diakibatkan oleh modalitas MSCT lebih besar dibandingkan dengan modalitas lainnya. Semakin tinggi dosis yang diterima pasien akan menimbulkan resiko yang tinggi, sehingga perlu dilakukan suatu metode untuk meminimalisir dosis yang diterima yaitu dengan membandingkan dosis pasien secara tepat menggunakan indeks optimasi yang dikenal dengan nama DRL (Diagnostic Reference Level) (Masuku, 2023)

DRL untuk pemeriksaan MSCT dinyatakan dalam nilai CTDIvol (*Computed Tomography Dose Index Volume*) dan nilai DLP (*Dose Length Product*), yang dimana CTDIvol merupakan indikator dosis output dari MSCT, sedangkan DLP merupakan jumlah dosis serap total dari pemeriksaan MSCT yang dilakukan (Masuku, 2023).

DRL (*Diagnostic Reference Level*) merupakan besaran dosis yang ditetapkan dan menjadi acuan dalam mengidentifikasi penerimaan dosis radiasi tinggi yang diterima oleh pasien untuk jenis pemeriksaan tertentu. DRL bertujuan untuk meningkatkan proteksi radiasi pasien melalui pemberian dosis serendah mungkin dengan kualitas citra seoptimal mungkin. Perhitungan atau penentuan nilai DRL didasarkan pada pengukuran dosis pasien dalam kondisi tertentu. (Susanto, 2023).

Parameter yang digunakan untuk mengukur besarnya dosis radiasi pada alat MSCT dikenal dengan istilah *Computed Tomography Dose Index Volume* (CTDIvol). CTDIvol juga menggambarkan dosis paparan radiasi dalam area irisan scan yang berdekatan. Nilai ini memberikan estimasi yang cukup akurat terhadap dosis sebenarnya yang diterima pasien. Sementara itu, *Dose Length Product* (DLP) diperoleh dari perkalian antara CTDIvol dengan panjang area tubuh yang terkena radiasi secara axial. DLP merepresentasikan total energi radiasi yang diserap oleh tubuh secara keseluruhan (Fiarka et al., 2023).

BAPETEN telah memperbarui pedoman DRL (Diagnostic Reference Level) terbaru, yaitu Indonesian Diagnostic Level Reference (I-DRL) 2021, untuk memastikan keselamatan pasien dalam pemeriksaan radiologi. Khusus untuk CT Scan kepala non-kontras, nilai I-DRL yang ditetapkan adalah CTDIvol sebesar 60 mGy dan DLP sebesar 1275 mGy.cm (Kunarsih et al., 2021).

DRL ini juga dapat digunakan sebagai acuan untuk membandingkan dosis radiasi yang diterima pasien, sehingga dapat mengoptimalkan penggunaan dosis radiasi dan menghindari penerimaan dosis yang tidak tepat. Dengan menggunakan DRL sebagai

indikator, rumah sakit dapat memastikan bahwa dosis radiasi yang digunakan dalam pemeriksaan radiologi sudah optimal. Oleh karena itu, penting untuk melakukan peninjauan dan pelaporan dosis radiasi yang diterima pasien untuk memastikan kesesuaiannya dengan rekomendasi BAPETEN (Kunarsih et al., 2021).

Dalam AL-Qur'an surah Al-Baqarah ayat 195, Allah SWT berfirman:

"Dan janganlah kamu menjatuhkan dirimu sendiri ke dalam kebinasaan, dan berbuat baiklah, sesungguhnya allah menyukai orang-orang yang berbuat baik"

Ayat ini relevan dengan prinsip ALARA (As Low As Reasonably Achievable) dalam proteksi radiasi: menjaga keselamatan pasien agar tidak menerima dosis berlebihan.

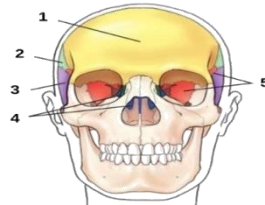
Berdasarkan observasi awal di Instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen, yang menggunakan MSCT 128 slice Siemens Healthineers, belum pernah dilakukan evaluasi dosis radiasi rata-rata yang diterima pasien, namun alat CT Scan yang sebelumnya sudah pernah dilakukan evaluasi serta pencatatan dosis. Pemeriksaan MSCT Kepala non kontras merupakan pemeriksaan yang paling sering dilakukan dengan pengaturan tegangan tabung 120 KV, sehingga perlu dilakukan pemantauan atau kontrol dosis yang diterima pasien pada saat melakukan pemeriksaan.

Berdasarkan uraian diatas penulis tertarik untuk melakukan kajian lebih lanjut tentang nilai dosis serta membandingkan nilai tersebut dengan nilai DRL yang telah diatur oleh peraturan BAPETEN. Kajian nilai dosis diambil dari pasien yang melakukan pemeriksaan CT Scan Kepala non kontras di Instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen. Pengkajian tersebut dilakukan karena di Instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen belum pernah dilakukan penelitian mengenai nilai dosis yang dilihat dari nilai *Computed Tomography dose index volume* (CTDIvol) dan *Dose Length Product* (DLP) pada menu *dose report* pasien yang telah melakukan pemeriksaan CT Scan, maka penulis tertarik untuk melakukan penelitian dengan tujuan sebagai pembelajaran dan mengkajinya lebih lanjut dalam sebuah karya tulis ilmiah dengan judul "**Analisis Nilai *Computed Tomography Dose Index Volume* (CTDIvol) dan *Dose Length Product* (DLP) pada Pemeriksaan MSCT Head di Instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen**".

LANDASAN TEORI

1. Anatomi Kepala

Tengkorak atau kerangka tulang kepala bertumpu pada bagian superior tulang belakang dan dibagi menjadi dua bagian tulang utama yaitu 8 tulang kranial dan 14 tulang wajah. Tulang kranial terdiri atas 8 tulang yang terbagi menjadi 2 bagian yaitu tulang calvarium (skullcap) dan tulang dasar (base), masing-masing dari dua area ini terdiri dari 4 tulang. Tulang calvarium (skullcap) terdiri atas tulang frontalis, tulang parietal kanan, tulang parietal kiri dan tulang occipital. Sedangkan tulang dasar (base) terdiri atas tulang temporal kanan, tulang temporal kiri, tulang sphenoid dan tulang ethmoid (Lampignano, P. J. & Kendrick, 2018). Tampilan Anatomi frontal cranium dapat dilihat pada gambar 1 :

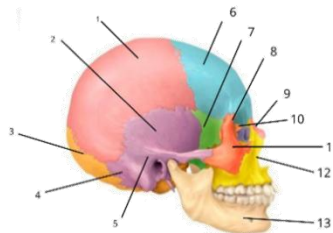


Gambar 1. Cranium – Frontal View
(Lampignano & Kendrick, 2018)

Keterangan gambar:

1. *Frontal*
2. *Pariental Kanan*
3. *Temporal Kanan*
4. *Ethmoid*
5. *Sphenoid*

Gambar anatomi lateral dari tulang kepala ditunjukkan pada gambar 2 sebagai berikut :



Gambar 2. Anatomi Tulang Kepala Tampak Lateral (Piña & von den Hoff, 2024).

Keterangan Gambar:

- | | |
|--|---------------------------|
| 1. <i>Parietal Bone</i> | 8. <i>Ethmoid Bone</i> |
| 2. <i>Temporal Bone</i> | 9. <i>Nasal Bone</i> |
| 3. <i>Occipital Bone</i> | 10. <i>Lacrimial Bone</i> |
| 4. <i>Mastoid Process of temporal bone</i> | 11. <i>Zygomatic Bone</i> |
| 5. <i>External auditory meatus</i> | 12. <i>Maxillary Bone</i> |
| | 13. <i>Mandible</i> |
| 6. <i>Frontal Bone</i> | |
| 7. <i>Sphenoid Bone</i> | |

Seperti dilihat dari depan, tulang kalvarium yang paling mudah terlihat adalah tulang frontal. Tulang ini berperan pada pembentukan dahi dan bagian superior dari setiap orbit. Struktur ini terdiri atas dua bagian utama: Squamous atau bagian vertikal yang membentuk dahi, dan bagian orbital atau horizontal, yang membentuk bagian superior dari orbit (Lampignano, P. J. & Kendrick, 2018).

Tulang parietal kanan dan kiri menyusun bagian atas serta sisi lateral dari tengkorak. Permukaan luarnya halus, tetapi permukaan dalam ditandai oleh kerutan-kerutan dalam yang memuat arteri-arteri kranial (Lampignano, P. J. & Kendrick, 2018).

Tulang oksipital terletak di bagian belakang dan bawah rongga cranium. Pada bagian tulang ini ada lubang besar yang dinamakan foramen magnum. Dua bagian kondilus lateral (kondilus oksipital) adalah prosesus berbentuk oval dengan permukaan cembung, dengan satu di setiap sisi foramen magnum. Kondilus ini berartikulasi pada vertebra cervical pertama, yang disebut atlas. Artikulasi dua bagian antara tengkorak dan tulang belakang leher disebut atlanto - occipital joint. (Mateus Lima et al., 2021).

Dua tulang temporal membentuk bagian bawah dari sisi kanan dan kiri tengkorak. Setiap tulang terdiri dari dua bagian yaitu bagian squama atau bagian pipih menjulang ke atas dan memungkinkan otot-otot temporal berakut padanya. Dari prosesus zygomaticus menjulang ke depan bertemu dengan os zygomaticus. Di belakang dan di bawah prosesus ini terletak meatus akustikus eksternus (lubang telinga luar). Bagian mastoid terletak di belakang dan ke bawah sebagai prosesus mastoideus, permukaan luar memungkinkan otot stemokleido mastoidous berkaitan dengannya. Prosesus mastoideus mempunyai ruang yang dikenal sebagai rongga udara mastoid (air mastoid cell) dan sebuah ruangan khusus yang disebut antrum timpanik. Bagian petrosus dan tulang temporal terjepit dalam dasar tengkorak dan terdapat alat-alat pendengaran. (Lampignano, P. J. & Kendrick, 2018).

Tulang sphenoid merupakan tulang yang membentang dan sisi fronto-parieto-temporal yang satu ke sisi yang lain. Secara umum tulang sphenoid dibagi menjadi greater wing dan lesser wing, dimana greater wing berada lebih ke lateral dibanding lesser wing. Kanalis optikus dibentuk oleh tulang lesser wing. Terdapat juga sella tursica (berfungsi melindungi kelenjar hipofisis) dan sinus sphenoid (Lampignano, P. J. & Kendrick, 2018).

Tulang ethmoid adalah tulang yang ringan, berbentuk kubus, terletak pada atas hidung dan terjepit di antara kedua rongga mata. Terdiri atas dua labirin yang terdiri atas rongga ethmoid atau sinus. Sinus-sinus ini tertutup kecuali ditempat perhubungan dengan rongga hidung. Ethmoid juga memuat sebuah lempeng tegak lurus dan lempeng kribiformis (berbentuk tapis). Lempeng tengah yang tegak lurus membentuk bagian atas dari septum nasalis (sekat hidung). Lempeng kribiformis tepat di bawah sebuah takik pada tulang dahi. Di atas lempeng terletak sekumpulan alat pembau (bulbus olfaktorius) dan melalui lubang lubang lempeng ini berjalan serabut saraf pembau ke bagian atas hidung. Sutura merupakan susunan antara tulang-tulang calvaria yang dihubungkan dengan suatu jaringan (Lampignano, P. J. & Kendrick, 2018)

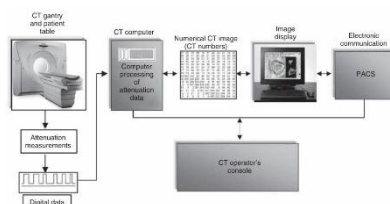
2. Multislice Computed Tomography (MSCT)

Multislice Computed Tomography (MSCT) Pada tahun 1998, mesin CT yang baru diperkenalkan dalam konferensi RSNA di Chicago. Alat ini dikenal sebagai Multislice CT (MSCT), yang memanfaatkan teknologi multi detektor untuk memindai empat irisan atau lebih dalam satu rotasi tabung sinar-X dan detektor, sehingga meningkatkan kecepatan pemindaian volume dibandingkan dengan CT-Scanner yang menggunakan satu atau dua irisan (Seeram, 2016).

MSCT merupakan perangkat untuk penilaian dalam radiologi yang menggunakan komputer dalam proses perbaikan dan gambar yang dihasilkan berasal dari sejumlah detektor yang menangkap sinar-X yang telah mengalami penyerapan energi tertentu dari

objek yang dilaluinya (Seeram, 2016).

Prinsip utama dari MSCT adalah gerakan tabung sinar-X yang bergerak secara berputar dan memancarkan sinar-X secara terus menerus, disertai dengan pergerakan meja pasien. Dengan cara ini, dalam satu kali gerakan, banyak potongan gambar dapat diperoleh (Seeram, 2016).



Gambar 3. Prinsip kerja MSCT (seerem, 2016)

1) Proses pembentukan citra pada *Multi slice computed tomography* (MSCT)

Terdapat tiga tahapan dalam pembentukan citra pada Multi Slice Computed Tomography (MSCT) yaitu akuisisi data, rekonstruksi citra dan tampilan gambar manipulasi, penyimpanan, perekaman dan komunikasi (Seeram, 2016).

a. Akuisi Data

Pengumpulan data merupakan serangkaian hasil pengukuran transmisi sinar-X setelah melewati tubuh pasien. Setelah sinar-X berhasil menembus tubuh pasien, maka sinyal akan diterima oleh detektor khusus yang menghitung nilai transmisi atau tingkat atenuasi (Lell & Kachelrieß, 2023).

b. Rekonstruksi Citra

Setelah detektor berhasil menerima transmisi yang layak, data akan diteruskan ke komputer untuk langkah berikutnya, yaitu rekonstruksi gambar. Komputer memanfaatkan metode matematis tertentu untuk: merekonstruksi kembali gambar melalui yang dikenal sebagai algoritma rekonstruksi (Szczykutowicz et al., 2022).

c. Tampilan Gambar, Manipulasi, Penyimpanan, Perekaman dan Komunikasi

Setelah komputer menyelesaikan proses rekonstruksi, gambar akan ditampilkan dan disimpan untuk dianalisis lagi oleh monitor yang terhubung dengan sistem konsol. Manipulasi gambar dapat dilakukan, seperti mengubah potongan axial menjadi potongan coronal, sagittal, dan axial yang telah diatur ulang. Gambar tersebut dapat diproses untuk memberikan hasil yang lebih halus (smoothing), peningkatan tepi, pengolahan grayscale, serta mengubah tampilannya menjadi tiga dimensi (3D). Protokol standar untuk komunikasi MSCI adalah Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM). Dengan perkembangan teknologi MSCI dapat beroperasi dalam lingkungan Picture Archiving and Communication System (PACS), yang memungkinkan perpindahan data dan gambar antar modalitas radiologi yang terhubung dengan Radiology Information System (RIS) dan Hospital Information System (HIS) (Andriole, 2023).

2) Komponen dasar *Multi slice computed tomography* (MSCT)

Sistem komponen MSCT terdiri dari tiga komponen utama yaitu patient, gantry, komputer, dan konsol operator.

a. Gantry

Gantry terdiri dari tabung sinar-X, *detektor array*, dan kolimator. Meja pemeriksann secara elektronik berhubungan langsung dengan gantry atau gerakan pada meja pemeriksaan yang terkontrol selama scanning (Hermena & Young, 2023).



Gambar 4. Meja Pemeriksaan MSCT (Seeram 2016)

Keterangan:

1. Gantri
2. Lubang Gantri
3. Meja Pemeriksaan Pasien

b. Tabung sinar-X

Tabung sinar-x pada MSCT memiliki kesamaan dengan tabung radiografi umum dalam hal konstruksi dan fungsinya, namun desainnya telah dimodifikasi untuk memastikan tabung tersebut dapat menangani peningkatan kapasitas panas akibat waktu pencitraan yang lebih lama (Hermena & Young, 2023).

c. Detektor array

Detektor merupakan material padat yang terdiri dari fotodiode yang dilengkapi dengan bahan kristal. Fungsi detektor adalah untuk mengkonversi energi sinar-x yang diterima menjadi cahaya, yang kemudian diubah menjadi energi listrik dan selanjutnya menjadi

sinyal digital (Hermena & Young, 2023).

d. Kolimator

Kolimator di MSCT memainkan peran penting karena perangkat ini dapat menurunkan dosis radiasi yang diterima pasien serta meningkatkan kualitas gambar (Hermena & Young, 2023).

e. Sistem Komputer

Komputer pada MSCT membutuhkan dua jenis perangkat lunak, untuk sistem operasi dan software, sistem operasi mengelola perangkat keras, sedangkan software yang dapat melakukan pre processing, rekontruksi gambar dan post prosesing (Lell & Kachelrieß, 2023).

f. Operator console

Operator console operator terdiri dari keyboard, mouse, dan monitor tunggal atau ganda, tergantung pada jenis unit yang digunakan untuk mengatur parameter pada protokol pemeriksaan (Hermena & Young, 2023).

3) Parameter pada *Multislice Computed Tomography* (MSCT) antara lain

- a. Operator console

Operator console operator terdiri dari keyboard, mouse, dan monitor tunggal atau ganda, tergantung pada jenis unit yang digunakan untuk mengatur parameter pada protokol pemeriksaan (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

b. Scan time

Scan time adalah durasi pemindaian, pemilahan waktu scanning tergantung pada kondisi pasien (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

c. Tegangan tabung

Tegangan tabung (kV) pada MSCT tidak secara langsung berdampak pada tingkat kontras gambar. Banyak sistem pengaturan tabung biasanya disetel pada 120 kV. Menaikan nilai tegangan tabung yang digunakan akan memperkuat sinar X serta meningkatkan kemampuan sinar tersebut untuk menembus jaringan organ yang lebih tebal dan padat (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

d. Slice thickness

Slice thickness merujuk pada seberapa tebal potongan suatu gambar dari objek. Ketika slice thickness semakin kecil, kualitas gambar yang dihasilkan akan semakin meningkat, tetapi tingkat kebisingan dalam gambar juga akan bertambah. Dengan mengurangi slice thickness, dosis radiasi yang diterima oleh pasien akan meningkat. Untuk memeriksa bagian tubuh atau organ yang lebih kecil, disarankan untuk menggunakan slice thickness yang tipis. Sedangkan untuk pemeriksaan organ yang lebih besar, sebaiknya menggunakan slice thickness yang lebih tebal (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

e. *Field of view (FOV)*

Field of view pada MSCT terdapat dua macam yaitu *Scan Field Of View (SFOV)* dan *Display Field Of View (DFOV)*. *Scan Field Of View (SFOV)* menentukan area pada gantry, dimana raw data diperoleh dari sekitar gantry. Sehingga, sebisa mungkin pasien harus diposisikan pada center gantry. Sedangkan pada *Display field Of View (DFOV)* menentukan luas dan daerah dari raw data dalam pembentukan gambar (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

f. Rekonstruksi Algoritma

Algoritma pada MSCT dibuat untuk membangun gambar yang tergantung pada tipe jaringan. Dengan memilih algoritma tertentu, operator menentukan cara penyaringan dalam proses rekonstruksi. Sangat penting untuk membedakan rekonstruksi algoritma dengan mengubah window setting (Szczykutowicz et al., 2022).

g. Rekonstruksi Matriks

Rekonstruksi matriks merupakan urutan baris dan kolom pada elemen gambar (piksel) dalam proses perakitan gambar. Proses rekonstruksi matriks ini mempengaruhi kualitas resolusi gambar yang akan dihasilkan. Semakin besar matriks yang digunakan, maka semakin tinggi pula resolusi yang akan diperoleh (Szczykutowicz et al., 2022).

h. Pitch

Tabung sinar-X, detektor, dan pasien bergerak selama pemeriksaan. Besarnya anatomi yang terakusisi ditentukan oleh pitch. Pitch adalah ratio antara pergerakan meja dengan slice thickness (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

i. Increment

Increment adalah jarak di antara gambar rekonstruksi pada sumbu Z. Menggunakan increment yang lebih kecil daripada ketebalan slice thickness akan menghasilkan potongan yang saling tumpang tindih. Teknik ini bermanfaat untuk meminimalkan efek volume

parsial, memberikan detail anatomis yang lebih baik, serta menghasilkan citra 2D dan 3D dengan kualitas tinggi setelah pemrosesan (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

j. Windowing

Rekonstruksi citra MSCT diperoleh dari data proyeksi yang diambil dari pasien. Hasil dari rekonstruksi citra berbentuk gambar digital. Untuk dapat dipahami oleh dokter spesialis radiologi, gambar ini perlu diubah menjadi greyscale. Gambar digital ini terdiri dari berbagai CT number, yang kemudian dikonversi menjadi skala abu-abu. Nilai yang rendah ditunjukkan dengan warna hitam, sementara nilai yang tinggi tampak berwarna putih. Operator memiliki kemampuan untuk mengubah angka-angka ini agar dapat meningkatkan tampilan dari berbagai struktur. Dengan menyesuaikan CT number di berbagai jaringan, gambar dapat menggambarkan jaringan lunak serta struktur keras seperti tulang. Kontras dan kecerahan gambar dapat diatur dengan menggunakan window width dan window level (Naser-Al & Tafti Dawood, 2023).

Ada dua jenis *windowing* pada MSCT, yaitu:

a) *Window Width (WW)*

Window width (WW) adalah kisaran angka CT yang ditampilkan dalam bentuk skala abu-abu. Window width yang lebih besar menunjukkan kontras yang rendah, contohnya pada pencitraan toraks, sedangkan window width yang lebih sempit menunjukkan kontras yang tinggi, seperti pada pencitraan kranial. Window width menentukan nilai HU yang diwakili dalam gambar. Nilai yang lebih tinggi dalam kisaran yang ditetapkan akan terlihat berwarna putih, sementara nilai yang lebih rendah akan tampil berwarna hitam. Dengan meningkatkan nilai window width, kisaran skala abu-abu yang ditampilkan akan semakin luas. Gambar *Window width* memberikan jumlah nilai pixel pada skala abu-abu *window level (WL)* (Muqmiroh et al., 2018).

b) *Window level (WL)*

Window level (WL) merupakan penentuan angka CT yang menjadi pusat dari window width dan biasanya window level ditentukan oleh kerapatan jaringan pada bagian anatomi. Window level adalah nilai tengah angka CT pada lebar jendela. Apabila window width diletakkan pada objek yang ingin diperiksa, maka gambar yang ditampilkan akan terfokus pada struktur objek tersebut (Muqmiroh et al., 2018).

4) Kualitas citra *Multi slice computed tomography (MSCT)*

a. *Noise*

Noise merupakan variasi nilai piksel yang tidak diinginkan dalam gambar. Dalam gambar MSCT, noise tampak seperti butiran kasar. Nilai atenuasi dengan deviasi standar yang tinggi menimbulkan noise yang signifikan (Hoeijmakers et al., 2025).

b. *Contrast resolution*

Contrast resolution adalah kemampuan untuk mengenali perbedaan antara objek yang memiliki kerapatan yang hampir sama dengan objek di sekitarnya. Faktor-faktor yang memengaruhi resolusi kontras meliputi mA, slice thickness, ukuran pasien, dan algoritma rekonstruksi. Persiapan Alat dan Bahan (Hoeijmakers et al., 2025).

c. *Artefak*

Artefak merupakan selisih antara rekonstruksi nilai atenuasi dalam citra dan koefisien atenuasi yang sebenarnya dari organ yang sedang dianalisis (Hoeijmakers et al., 2025).

d. *Spatial resolution*

Spatial resolution adalah kemampuan untuk membedakan objek kecil yang memiliki kedekatan satu sama lain dan memiliki densitas berbeda dalam latar belakang yang serupa (Hoeijmakers et al., 2025).

5) Efek radiasi

Tingkat kerusakan yang dialami oleh suatu tipe sel karena radiasi berbeda-beda, bergantung pada seberapa sensitif sel tersebut terhadap radiasi. Radiosensitivitas sel terhadap radiasi dipengaruhi oleh seberapa cepat sel-sel tersebut membelah diri dan seberapa matang sel-sel tersebut. Sel-sel yang paling sensitif adalah yang memiliki tingkat pembelahan tinggi (sering membelah) dan tingkat pematangan yang rendah. Efek stokastik. Efek radiasi dibedakan atas efek somatik dan efek genetik (Bos et al., 2023).

Kerusakan atau kematian sel akan mempengaruhi fungsi jaringan atau organ bila jumlah sel yang mati/rusak dalam suatu jaringan tersebut cukup banyak. Semakin banyak sel yang mati/rusak, semakin parah juga perubahan fungsi yang terjadi sampai akhirnya organ tersebut akan kehilangan kemampuannya dalam menjalankan fungsinya dengan baik, maka efek radiasi bisa dibedakan atas efek somatik dan efek genetik. (Bos et al., 2023).

a. Efek Genetik

Efek genetik adalah efek radiasi yang dirasakan oleh keturunan orang yang menerima radiasi, karena perubahan kode genetik terjadi pada sel pembawa keturunan.

b. Efek Somatik

Efek Somatik adalah efek radiasi yang langsung dirasakan oleh orang yang menerima radiasi tersebut

Terdapat dua macam efek somatik antara lain:

1) Efek Stokastik

Efek stokastik adalah efek yang timbul karena perubahan pada sel normal akibat radiasi pengion. Dosis radiasi serendah apapun akan selalu terdapat kemungkinan untuk menimbulkan perubahan pada sistem biologi, baik pada tingkat molekul maupun sel, dengan demikian radiasi bisa mengubah sel. Semua akibat proses modifikasi atau transformasi sel yang terjadi secara acak ini disebut efek stokastik. Efek stokastik terjadi tanpa ada dosis ambang baru muncul setelah waktu yang lama (Bos et al., 2023).

Ciri-ciri efek stokastik, yaitu:

- a. Tidak mengenal dosis ambang
- b. Timbul setelah masa yang lama
- c. Dosis radiasi tidak mempengaruhi keparahan efek
- d. Tidak ada penyembuhan spontan

2) Efek Deterministik

Efek ini terjadi karena adanya proses kematian sel akibat paparan radiasi yang mengubah fungsi jaringan yang terkena radiasi. Efek ini bisa terjadi sebagai akibat dari paparan radiasi pada seluruh tubuh maupun lokal. Efek deterministik timbul bila dosis yang diterima di atas ambang dan umumnya timbul beberapa saat setelah terpapar radiasi. Tingkat keparahan efek deterministik akan meningkat jika dosis yang diterima lebih besar dari dosis ambang yang bervariasi bergantung pada jenis efek.

Ciri-ciri efek deterministik yaitu:

- a. Memiliki dosis ambang
- b. Timbul beberapa saat setelah radiasi

- c. Adanya penyembuhan spontan
- d. Dosis radiasi mempengaruhi keparahan efek (Bos et al., 2023).

4. Dosimetri MSCT

Dosimetri adalah kegiatan pengukuran dosis radiasi dengan teknik pengukurannya didasarkan pada pengukuran ionisasi yang disebabkan oleh radiasi dalam gas, terutama udara. Metode pengukuran dosis radiasi dalam proteksi radiasi dikenal dengan dosimetri radiasi. Radiasi mempunyai ukuran atau satuan untuk menunjukkan besarnya pancaran radiasi dari suatu sumber, atau menunjukkan banyaknya dosis radiasi yang diberikan atau diterima oleh suatu medium yang terkena radiasi. Ada beberapa besaran dan satuan yang berhubungan dengan radiasi pengion yang disesuaikan dengan kriteria penggunaannya (Damilakis & John, 2021).

a. Paparan

Paparan pada mulanya merupakan besaran untuk menyatakan intensitas sinar-X yang dapat menghasilkan ionisasi di udara dalam jumlah tertentu (Vano et al., 2021).

b. Dosis Serap

Apabila radiasi mengenai bahan, maka akan terjadi transfer energi dalam bahan melalui berbagai macam proses/interaksi. Selain itu juga radiasi dapat mengakibatkan ionisasi dan eksitasi pada bahan yang dilaluinya (Vano et al., 2021).

c. Kinetic Energi Released in Matter (KERMA)

KERMA menurut definisi IAEA adalah jumlah seluruh energi kinetik awal yang ditransfer dari partikel tak bermuatan (foton) ke partikel bermuatan (elektron) dalam suatu material dengan massa tertentu (Susam et al., 2023).

d. Dosis Ekuivalen

Ditinjau dari sudut efek biologi yang ditimbulkan dari radiasi, ternyata efek yang timbul pada suatu jaringan akibat penyinaran oleh bermacam-macam radiasi pengion tidak sama, meskipun dosis serap dari beberapa jenis radiasi yang diterima oleh jaringan itu sama besar. Jadi dalam hal ini, penverapan sejumlah energi radiasi yang sama dari beberapa jenis radiasi yang berbeda tidak menimbulkan efek biologi yang sama. Efek biologi timbul ternyata juga tergantung pada jenis dan kualitas radiasi (Vano et al., 2021).

e. Dosis Efektif

Hubungan antara peluang timbulnya efek biologi tertentu akibat penerimaan dosis ekuivalen pada suatu jaringan juga bergantung pada organ atau jaringan yang tersinari. Untuk menunjukkan keefektifan radiasi dalam menimbulkan efek tertentu pada suatu organ diperlukan besaran baru yang disebut besaran dosis efektif (Vano et al., 2021).

Paparan radiasi pada MSCT berbeda dengan paparan yang diterima pasien pada pemeriksaan konvensional yaitu tabung sinar-X berputar di sekitar pasien dan menghasilkan irisan tipis pada daerah tubuh yang diradiasi, oleh karena itu penghitungan dosis pada MSCT lebih rumit dan memerlukan metode khusus seperti computed tomography dose index (CTDI) (Khusniatul dkk, 2014).). CTDI dikoreksi menjadi CTDIvol, yaitu dengan memasukkan nilai kecepatan rotasi sumber sinar-X terhadap kecepatan gerak meja pasien, atau yang dinamakan pitch. Untuk estimasi dosis sepanjang sumbu scanning, dikenalkan dose length product (DLP).

DLP biasa digunakan untuk mengkuantifikasi total radiasi yang diterima pasien selama pemeriksaan CT Scan (Huda, 2010). Semenjak tahun 2002, nilai CTDIvol dan DLP ini harus

ditampilkan pada layar komputer di console. Nilai CTDI_{vol} dan DLP ini harus dicek secara berkala.

a. *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*

CTDI merupakan metode yang tepat dalam perhitungan kuantitas radiasi untuk menentukan dosis yang diterima pasien pada pemeriksaan MSCT yaitu integral profil dosis $D(z)$, disepanjang sumbu z tegak lurus terhadap bidang scan (Ni et al., 2020).

Secara matematis dapat ditulis:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz.$$

b. CTDI₁₀₀

CTDI₁₀₀ mempresentasikan akumulasi dosis beberapa scan pada pertengahan dari panjang scan 100 mm. CTDI₁₀₀ memiliki Batasan pengukuran -50 mm hingga +50 mm (Ni et al., 2020).

secara matematis dapat ditulis:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz.$$

c. CTDI_w

CTDI_w merupakan CTDI rata-rata terdistribusi dalam penampang melintang phantom (Ni et al., 2020).

Secara matematis dapat di tulis:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}, c\frac{2}{3}CTDI_{100p}, .$$

d. CTDI_{vol}

Pada metode spiral, terdapat faktor tambahan yang disebut *pitch factor*. *Pitch* adalah kecepatan meja pasien per rotasi *gantry*. CTDI_{vol} digunakan untuk pengukuran pada *helical spiral scanning* yang memperhitungkan pengaruh meja dan *pitch* (Ni et al., 2020).

Secara matematis dapat di tulis:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

e. *Pitch*

Pitch merupakan perbandingan besarnya pergerakan meja untuk satu kali rotasi 360° dengan lebar kolimasi (NT) (Ni et al., 2020).

secara sistematis dapat ditulis:

$$Pitch = \frac{1}{NT}$$

f. *Dose length product (DLP)*

Dose Length Product (DLP), yaitu besaran yang dihasilkan pada pemeriksaan dengan CT Scan yang menunjukkan dosis serap yang diakibatkan dari keseluruhan proses scan. Nilai

DLP diperoleh dari operasi perkalian antara CTDIvol dengan panjang Scan (Ni et al., 2020), secara matematis ditulis:

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{Scan length}$$

5. *Diagnostic reference level (DRL)*

a. *Tingkat Panduan Diagnostik atau Diagnostic Reference Level (DRL)*

Menurut BAPETEN (2021) Tingkat panduan diagnostik (TPD) atau *Diagnostic Reference Level (DRL)* adalah suatu tingkat yang dinyatakan dalam dosis radiasi atau aktivitas radiofarmaka yang diberikan pada pasien dalam pemeriksaan radiologi diagnostik dan intervensional serta kedokteran nuklir yang difungsikan sebagai indikator penerapan optimasi proteksi radiasi dan keselamatan radiasi. Hal-hal penting yang harus diperhatikan terkait dengan Tingkat Panduan diagnostik atau Diagnostic Reference Level (DRL):

- 1) Terminology yang digunakan dapat berupa "Tingkat Panduan Diagnostik" atau DRL.
- 2) DRL bukan nilai yang menentukan baik atau tidaknya pelayanan radiologi, tetapi hanya sebagai salah satu indikator mutu pelayanan.
- 3) DRL bukan nilai yang menunjukkan batasan mengenai berlebih atau tidaknya dosis yang diterima oleh pasien. Pasien dapat menerima dosis melebihi DRL jika terjustifikasi secara medis dan penerimaan tersebut tidak dapat dihindari.
- 4) DRL sebagai alat investigasi, untuk mengidentifikasi situasi dosis pasien yang tinggi sehingga harus senantiasa dikurangi dari waktu ke waktu dengan tetap mempertahankan kualitas citra optimal.
- 5) DRL dapat digunakan sebagai sarana untuk pemantauan dan pengelolaan dosis pasien sehingga pasien menerima dosis serendah mungkin yang dapat dicapai tanpa mengurangi kualitas citra yang diinginkan.

Tujuan DRL adalah sebagai alat optimisasi proteksi dan keselamatan radiasi bagi pasien dan mencegah paparan radiasi yang diperlukan. Disebut sebagai alat optimisasi karena merupakan sebuah proses untuk menuju optimal, yaitu menuju dosis pasien serendah mungkin yang dapat dicapai dengan tetap memperhatikan kualitas citra yang memadai untuk kebutuhan diagnostik sebagai sebuah proses menuju optimal maka DRL harus direview secara regular (BAPETEN, 2021).

Implementasinya, jika ada dosis pasien melebihi DRL maka perlu dicatat atau dilakukan review yang ditujukan untuk mencari kemungkinan penyebabnya dan opsi tindakan perbaikan sesuai, kecuali dosis tersebut tidak dapat dibindari dan harus terjustifikasi secara medis. Adanya Tindakan korektif yang diambil sehingga dosis dari waktu ke waktu dapat tereduksi yang mengakibatkan nilai DRL semakin dinamis dan menuju arah serendah mungkin (BAPETEN, 2019)

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 upaya mencegah penyinaran atau paparan radiasi yang tidak dibutuhkan (BAPETEN, 2019). Proteksi radiasi bagi pasien merupakan hal yang berkesinambungan, tidak hanya berhenti setelah diperoleh suatu nilai DRL. Penetapan DRL hanya langkah pertama dalam optimisasi proteksi pada pasien. Praktisi medis harus selalu berupaya untuk mengoptimalkan nilai DRL dan

meningkatkan pelayanan pada pasien sehingga tujuan diagnostik tercapai. Indikator dosis untuk modalitas radiasi pengion MSCT yaitu CTDI (mGy) atau DLP (mGy.cm), dan indikator turunannya dosis efektif (mSv).

6. Penentuan *diagnostic reference level* (DRL)

Menurut (BAPETEN Nomor PRK/PD/01/00/2021, 2021), dalam dokumen IEAE GSR part 3 tahun 2014 dinyatakan bahwa setiap negara harus menetapkan nilai DRL sendiri dalam upaya penerapan optimisasi proteksi radiasi. Hal ini dilakukan karena setiap negara memiliki kondisi yang berbeda terkait karakteristik fisik pasien hingga terkait aspek sosial dan ekonomi. Di Indonesia, terdapat dua nomenklatur yang digunakan terkait DRL yakni DRL nasional (Indonesian Dose Reference Level), DRL local, dan nilai tipikal dosis. Nilai DRL local dan nilai tipikal dosis ini ada pada tingkat fasilitas pelayanan kesehatan (rumah sakit dan klinik). Nilai tipikal dosis ini digunakan untuk membandingkan dengan nilai DRL Nasional atau pun DRL Lokal. Jika diperoleh nilai tipikal dosis yang 49 lebih besar dan signifikan maka perlu dilakukan upaya review pada proses pelaksanaan penyinaran ke pasien, prosedur dan 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 review pada mutu citra.

Nilai median diperoleh melalui persamaan berikut :

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

Keterangan:

N: Jumlah data

$\left(\frac{n}{2}\right)\text{term}$: Data yang ditunjukkan pada data ke- $n/2$

$\left(\frac{n}{2}+1\right)\text{term}$: Data yang ditunjukkan pada data ke- $n/2+1$

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. Kesalahan input data ini sangat memungkinkan terjadi mengingat beban kerja yang tinggi pada personel penginput atau pelaksanaan survei.

DRL nasional diperoleh dengan analisis persentil ke-75 (Q3) dari sebaran nilai tipikal dosis dari seluruh rumah sakit.

Nilai Q3 diperoleh melalui persamaan berikut :

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

Keterangan:

N: Jumlah data

$(n+1)\text{term}$: Nilai yang ditunjukkan pada data ke- $n+1$ Jika

Penetapan DRL nasional dilakukan berdasarkan nilai maksimal, maka tidak akan ada kriteria yang mengindikasikan perlunya evaluasi. Dengan menggunakan metode perhitungan kuartil ke-3 maka dapat diketahui 25% data dosis yang berada di atas persentil 75 perlu untuk dievaluasi. Data-data yang dibutuhkan untuk mencari nilai DRL diperoleh

melalui mekanisme survei yang dilaksanakan secara terpusat dan terpadu di Badan Pengawas Tenaga Nuklir melalui aplikasi Sistem Informasi data Dosis Pasien (Si-INTAN).

7. Proteksi radiasi

Menurut BAPETEN (2019) pemanfaatan radiasi pengion untuk Kesehatan di Indonesia menunjukkan adanya peningkatan yang signifikan, hal tersebut dapat diketahui dari semakin banyaknya modalitas radiasi pengion yang digunakan dan jenis tindakan medis yang dilakukan dengan bantuan radiasi. Pemanfaatan radiasi pengion tersebut harus dilakukan pengawasan untuk menjamin proteksi dan keselamatan kerja, pasien, dan masyarakat. Salah satu persyaratan keselamatan radiasi yang harus dipenuhi adalah persyaratan proteksi radiasi meliputi:

- a. Justifikasi pemanfaatan tenaga nuklir
- b. Limitasi dosis
- c. Optimisasi proteksi dan keselamatan radiasi

Justifikasi pemanfaatan tenaga nuklir harus didasarkan pada manfaat yang diperoleh lebih besar daripada risiko yang ditimbulkan. Limitasi dosis wajib diberlakukan untuk paparan kerja dan paparan masyarakat melalui Penerapan Nilai Batas Dosis (NBD). Limitasi dosis tidak berlaku untuk paparan medik (BAPETEN, 2019)

Optimasi proteksi dan keselamatan radiasi harus diupayakan agar besarnya dosis yang diterima serendah mungkin yang dapat dicapai dengan mempertimbangkan factor social dan ekonomi. Menurut (BAPETEN, 2019)

Penerapan optimisasi dilaksanakan melalui :

1. Pertimbangan pemilihan modalitas yang akan digunakan
2. Pertimbangan prosedur operasi yang dipilih
3. Kalibrasi
4. Dosimetry pasien (perhitungan atau pengukuran dosis pasien)
5. Tingkat panduan diagnostik atau diagnostic reference level (DRL)
6. Program jaminan mutu untuk paparan medik

Pada paparan medik, pasien merupakan bagian dari objek investigasi atau perlakuan tindakan medis menggunakan sumber radiasi pengion. Artinya, pasien memperoleh manfaat langsung yang lebih besar dari adanya Tindakan medis dengan sumber radiasi pengion sehingga dapat dipahami bahwa pasien tidak membutuhkan pembatasan dosis sebagaimana NBD. Meskipun begitu, dosis yang diterima oleh pasien harus dijustifikasi dan dioptimisasi sehingga mencegah adanya penerimaan paparan radiasi yang tidak diperlukan (unnecessary exposure) atau pun paparan radiasi yang tidak dibutuhkan (unintended exposure). (BAPETEN,2019).

METODE

Jenis penelitian ini menggunakan pendekatan *mixed method*. Yaitu gabungan antara metode Kuantitatif dan Kualitatif.

Penelitian dilaksanakan di instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen di bulan November 2024 hingga Desember 2025. Subjek penelitian adalah 30 pasien dan satu fisikawan medis, Sedangkan objek penelitian adalah layar monitor Console CT Scan Siemens 128 Slice untuk pengambilan data pasien yang digunakan di instalasi tersebut. Pengambilan data dilakukan dengan observasi, wawancara, dan dokumentasi serta studi kepustakaan.

instrumen penelitian meliputi pedoman wawancara, camera hp untuk dokumentasi, serta alat tulis, mengenai Analisis nilai *computed tomography dose index volume* (CTDIvol) dan *dose length product* (DLP) pada pemeriksaan MSCT kepala Non Kontras.

Data primer yang digunakan dalam penelitian merupakan data berupa hasil observasi langsung, wawancara dan dokumentasi dan data sekunder yang digunakan dalam penelitian merupakan data berupa referensi textbook, jurnal dan buku penunjang literatur yang relevan terkait Analisis nilai *computed tomography dose index volume* (CTDIvol) dan *dose length product* (DLP) pada pemeriksaan MSCT kepala.

Analisis data menggunakan uji statistik SPSS dan untuk mengetahui berdistribusi normal dengan melihat nilai signifikan Shapiro-Wilk karena data sampel dibawah 50 orang. Kemudian dilanjutkan dengan uji one sample t-test dengan nilai kepercayaan 95%.

HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Hasil

Pada penelitian ini diperoleh 30 sampel untuk pemeriksaan MSCT kepala non kontras selama periode penelitian. 30 sampel tersebut berasal dari pasien yang melakukan pemeriksaan MSCT kepala non kontras di RSUD dr. Soehadi prijonegoro sragen.

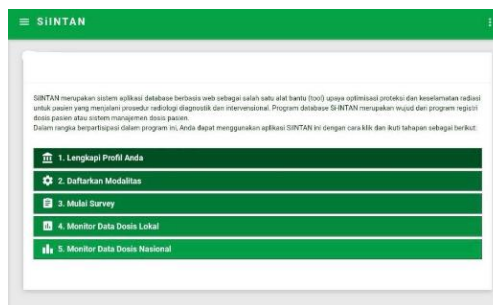
1. Pengukuran besar nilai yang diterima pasien pada pemeriksaan MSCT kepala non kontras

Pengambilan data dosis dilakukan dengan mencatat nilai CTDIvol dan DLP pada pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras yang ditampilkan pada layar monitor konsol MSCT atau sistem DICOM yang terintegrasi untuk setiap pasien, seperti yang tercantum dalam *dose protocol report*.

Selain pencatatan manual yang dilakukan pada laporan *dose protocol report* dari konsol CT Scan, pengawasan terhadap nilai dosis pasien juga didukung melalui sistem digital milik Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) yaitu *Sistem Informasi Dosis Pasien (Si-INTAN)*. Aplikasi ini berfungsi sebagai media pelaporan dan pemantauan nilai dosis pasien dari berbagai fasilitas pelayanan kesehatan di Indonesia. Melalui *Si-INTAN*, rumah sakit dapat melaporkan hasil perhitungan *Computed Tomography Dose Index Volume (CTDIvol)* dan *Dose Length Product (DLP)* untuk dibandingkan dengan nilai *Diagnostic Reference Level (DRL)* nasional.

Fitur tambahan dalam aplikasi ini, seperti *KADORISKA (Kalkulasi Dosis Efektif dan Risiko Kanker)*, memungkinkan analisis lanjut terhadap potensi risiko kesehatan akibat paparan radiasi diagnostik. Penggunaan *Si-INTAN* diharapkan membantu fasilitas kesehatan dalam mengoptimalkan protokol pemeriksaan agar sesuai dengan prinsip proteksi radiasi pasien.

Gambar *Si-INTAN* aplikasi pencatatan dosis yang digunakan ditampilkan pada gambar 5 dan 6.



Gambar 5. Ftur awalan Si-INTAN



Gambar 6. Profil dosis radiasi pasien tahunan

“Berdasarkan hasil wawancara dengan fisikawan medis, diketahui bahwa nilai CTDIvol dan DLP pada pemeriksaan MSCT kepala non kontras di Instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen berkisar pada CTDIvol 49,6 mGy dan DLP 800–1300 mGy·cm. Nilai ini masih berada dalam rentang yang direkomendasikan sebagai *Diagnostic Reference Level* (DRL) oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN). Namun, disebutkan bahwa pencatatan nilai CTDIvol dan DLP belum dilakukan secara rutin dan menyeluruh untuk seluruh pemeriksaan, melainkan hanya terbatas pada sebagian pasien.” (1/Fisikawan Medis 2025)

“Hasil wawancara menunjukkan bahwa besarnya nilai CTDIvol dan DLP dipengaruhi oleh beberapa faktor teknis seperti tegangan tabung (kV), *pitch* (helical/axial), serta panjang irisan (*slice thickness*). Pemilihan mode pemeriksaan (helical atau axial) dan pengaturan parameter juga berperan penting dalam menentukan besaran dosis yang diterima pasien.” (1/Fisikawan Medis 2025)

“Operator CT memiliki keterbatasan dalam mengatur parameter dosis karena sebagian besar mesin telah memiliki pengaturan otomatis (*auto exposure control*). Namun demikian, beberapa parameter teknis tertentu masih dapat disesuaikan secara manual oleh operator sesuai kebutuhan klinis.” (1/Fisikawan Medis 2025)

“Sesuai dengan hasil wawancara dalam kasus darurat (misalnya trauma kepala), apakah toleransi terhadap nilai dosis lebih tinggi diperbolehkan? Dalam kondisi darurat, seperti trauma kepala atau kecelakaan lalu lintas, toleransi terhadap dosis yang lebih tinggi diperbolehkan sepanjang terdapat justifikasi dari dokter penanggung jawab pasien (DPJP). Hal ini dilakukan untuk mendapatkan kualitas citra yang optimal sesuai kebutuhan klinis.” (1/Fisikawan Medis 2025)

“Mengenai kesadaran dan evaluasi rutin sesuai dengan wawancara yang didapat,

Kesadaran tim radiologi mengenai pentingnya pemantauan dosis CTDIvol dan DLP sudah ada, namun implementasi evaluasi rutin dan audit terhadap kesesuaian dosis dengan DRL belum berjalan secara optimal. Pemantauan nilai CTDIvol dan DLP dilakukan pada beberapa pemeriksaan, tetapi pencatatan terstruktur serta dokumentasi masih terbatas.” (1/Fisikawan Medis 2025)

“Saran untuk optimalisasi dosis narasumber menyarankan agar dilakukan audit berkala, pelatihan operator, serta penerapan protokol yang seragam sesuai rekomendasi BAPETEN dan literatur internasional. Optimalisasi dosis diharapkan dapat dicapai dengan meminimalkan nilai CTDIvol dan DLP tanpa mengurangi kualitas citra diagnostik.” (1/Fisikawan Medis 2025)

“Nilai CTDIvol yang dicatat merupakan nilai rata-rata, bukan total CTDIvol, untuk tiap pemeriksaan pasien. Sedangkan nilai DLP yang dicatat merupakan total DLP dari setiap pemeriksaan pasien. serta pencatatan nilai CTDIvol dan DLP sejauh ini sesuai dengan hasil wawancara yang saya dapatkan masih sesuai dengan nilai Diagnostic Reference Level (DRL) yang direkomendasikan oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN).” (1/Fisikawan Medis 2025)

“Setelah pencatatan nilai rata-rata CTDIvol dan total DLP untuk setiap jenis pemeriksaan dilakukan, tahap selanjutnya adalah menghitung nilai dosis dengan mencari nilai rata-rata (mean). Proses perhitungan mean dilakukan secara otomatis menggunakan program SPSS. Nilai mean yang diperoleh merepresentasikan dosis tipikal yang digunakan untuk pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras, di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen.”

a. Hasil pengukuran pemeriksaan MSCT Kepala non kontras

Pemeriksaan MSCT kepala Non Kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen menggunakan parameter scanning yang telah ditetapkan oleh produsen alat. 30 sampel pemeriksaan MSCT kepala Non Kontras pemilihan protokol dan parameter yang digunakan oleh masing-masing radiografer sama, tegangan tabung yang digunakan berkisar 120 kVp dan untuk mAs 265. Nilai total mAs tidak bervariasi karena protokol pabrik sudah mengunci nilai tegangan tabung yaitu (120 kVp) dan arus tabung (265 mAs) untuk setiap pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras. Jumlah scan pada pemeriksaan ini satu kali yaitu topogram brain rutin, dengan subjek berusia diatas 15 tahun.

Pengukuran dosis pada 30 sampel

pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras di Instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen diperoleh dari laporan dosis (dose report) yang dihasilkan oleh konsol CT Scan Siemens 128 Slice SOMATOM. Parameter pemeriksaan yang digunakan seragam, yaitu tegangan tabung 120 kVp dan arus tabung 265 mAs dengan protokol brain routine. Hasil pengukuran nilai CTDIvol dan DLP ditampilkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Nilai CTDIvol Dan Nilai Total DLP Pada Pemeriksaan MSCT Kepala Non-kontras

Jenis Kelamin	Usia	kVp	Total mAs	Scan Time	CTDIvol	Total DLP
L	73	120	256	2,4	49,6	1004
L	39	120	265	2,4	49,6	1112
L	72	120	265	2,4	49,6	1418
P	71	120	265	2,4	49,6	1158
P	54	120	265	2,4	49,6	767

L	66	120	265	2,4	49,5	775
P	53	120	265	2,4	49,6	754
L	39	120	265	2,4	49,6	749
P	58	120	265	2,4	49,5	1266
L	52	120	265	2,4	49,6	1172
P	70	120	265	2,4	49,6	1257
L	55	120	265	2,4	49,6	1112
P	62	120	265	2,4	49,6	144
L	60	120	265	2,4	49,5	1327
P	87	120	265	2,4	49,6	1196
P	61	120	265	2,4	49,6	1097
L	80	120	265	2,4	49,6	1210
P	70	120	265	2,4	49,6	1153
L	63	120	265	2,4	49,6	1332
L	67	120	265	2,4	49,5	1242
L	68	120	265	2,4	49,6	1041
P	84	120	265	2,4	49,6	1056
P	90	120	265	2,4	49,5	943
L	66	120	265	2,4	49,6	890
L	66	120	265	2,4	49,6	764
L	74	120	265	2,4	49,6	764
P	68	120	265	2,4	49,6	887
P	72	120	265	2,4	49,5	929
L	57	120	265	2,4	49,6	990
L	67	120	265	2,4	49,6	1210
					49,58±0,04	1024±257,28

Tabel 2. Hasil Pengukuran CTDIvol dan DLP Pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras (n = 30)

Parameter	Mean ($\pm$ SD)	Minimum	Maksimum
CTDIvol (mGy)	49,58 $\pm$ 0,04	49,5	49,6
DLP (mGy.cm)	1.024 $\pm$ 257,28	144	1.418

Data yang diperoleh diinput ke dalam perangkat lunak Microsoft Excel dan SPSS untuk dilakukan analisis deskriptif. Nilai rata-rata (mean), simpangan baku (SD), nilai minimum, dan maksimum dihitung dengan menjumlahkan seluruh nilai CTDIvol dan DLP dari 30 pasien. Perbandingan hasil yang diperoleh dengan Diagnostic Reference Level (DRL) nasional yang ditetapkan BAPETEN (CTDIvol: 60 mGy; DLP: 1.275 mGy.cm).

Hasil perhitungan menunjukkan nilai rata-rata CTDIvol sebesar 49,58 mGy dengan simpangan baku 0,04, sedangkan nilai rata-rata DLP sebesar 1.024 mGy.cm dengan simpangan baku 257,28 mGy.cm. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa: Nilai CTDIvol rata-rata berada di bawah DRL nasional sebesar 60 mGy, sehingga protokol yang digunakan tergolong aman. Nilai DLP rata-rata juga di bawah DRL nasional sebesar 1.275 mGy.cm.

Perbedaan nilai DLP antar pasien disebabkan oleh variasi panjang cakupan pemeriksaan sesuai ukuran kepala dan indikasi klinis.

Dengan demikian, pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras di Instalasi Radiologi RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen telah memenuhi kriteria optimisasi dosis yang direkomendasikan oleh BAPETEN.

Untuk menghitung persentase nilai CTDIvol dan nilai DLP dari RSUD Sragen terhadap nilai DRL yang ditetapkan oleh BAPETEN yaitu sebagai berikut : CTDIvol (DRL BAPETEN) = 60 mGy, DLP (DRL BAPETEN) = 1275 mGy.cm, untuk mendapatkan hasil tersebut dilakukan perhitungan yaitu :

a. CTDIvol

$$\text{Persentase} = \left(\frac{\text{CTDIvol RSUD}}{\text{DRL(BAPETEN)}} \right) \times 100\%$$

$$\text{Presentase} = \left(\frac{49,58}{60} \right) \times 100\% = 82,63\%$$

b. DLP

$$\text{Persentase} = \left(\frac{\text{DLP RSUD}}{\text{DRL(BAPETEN)}} \right) \times 100\%$$

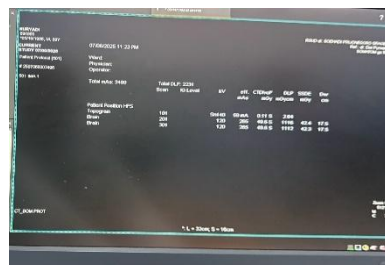
$$\text{Presentase} = \left(\frac{1024}{1275} \right) \times 100\% = 80,31\%$$

Nilai CTDIvol mencapai 82,63% dan DLP sebesar 80,31% dari batas DRL tersebut, yang berarti masih berada di bawah standar yang ditetapkan secara nasional oleh BAPETEN.

Analisis penyebab tingginya nilai DLP pada pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras dibandingkan dengan nilai DRL BAPETEN ditampilkan pada gambar 8 hingga 9 berikut:

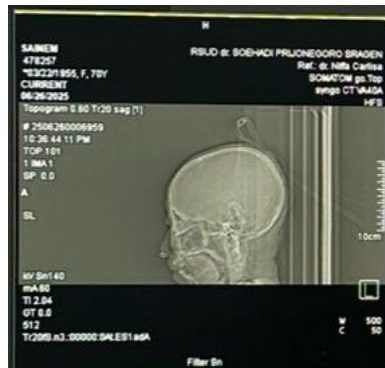


Gambar 7. Citra pada pemeriksaan MSCT kepala



Area	Total DLP	DLP	CTDIvol	Dose	Area
Head	1024	1024	49.58	1024	1024
Cervical	1024	1024	49.58	1024	1024
Thorax	1024	1024	49.58	1024	1024

Gambar 8. Dose protocol report pada MSCT kepala



Gambar9. Gabungan antara *dose protocol report* dan citra pemeriksaan MSCT kepala

2. Perbandingan Hasil Nilai DRL MSCT Kepala Non Kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen Dengan Nilai DRL Yang Ditetapkan BAPETEN

Untuk membandingkan hasil analisis dosis di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen dengan nilai DRL Nasional yang ditetapkan oleh BAPETEN, dilakukan pengujian statistik menggunakan SPSS.

Tabel 2. Uji Komparatif Menggunakan One Sample t-test Pada total CTDIvol dan total DLP Pemeriksaan CT Scan Kepala Non Kontras

	MSCT Kepala	
	Nilai Pembanding	pValue
Rerata CTDIvol	60	0,001
Total DLP (mGy.cm)	1275	0,033

Data yang digunakan berupa nilai CDIVol dan DLP dari pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras, Sebelum dilakukan analisis lebih lanjut, terlebih dahulu dilakukan uji normalitas menggunakan uji *one simple t-test*. guna mengetahui apakah data tersebut berdistribusi normal. Uji normalitas ini didasarkan pada nilai p, dengan ketentuan jika $p > 0,05$ maka data dianggap berdistribusi normal, sedangkan jika $p < 0,05$ maka data dianggap tidak berdistribusi normal.

B. Pembahasan

1. Hasil pengukuran besar nilai DRL yang diterima pasien pada pemeriksaan MSCT kepala non kontras

Penelitian ini menunjukkan bahwa rata-rata nilai CTDIvol yang diterima pasien pada pemeriksaan MSCT kepala non kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen sebesar **49,58 ± 0,04 mGy**. Nilai ini lebih rendah dibandingkan dengan Diagnostic Reference Level (DRL) nasional yang ditetapkan oleh **BAPETEN (2020)** sebesar **60 mGy** untuk CTDIvol Sementara itu, rata-rata DLP yang diterima pasien adalah **1024±257,28 mGy-cm**, juga berada di bawah DRL nasional sebesar **1275 mGy-cm**. Meskipun demikian, ditemukan **18 pasien** yang memiliki nilai DLP di atas DRL. Analisis menunjukkan bahwa nilai DLP yang tinggi disebabkan oleh pemeriksaan ulang akibat pergerakan pasien selama pemindaian. Kondisi ini paling sering terjadi pada pasien pasca kecelakaan lalu lintas dengan penurunan

kesadaran (CKB), yang menyebabkan pasien tidak kooperatif. Pergerakan pasien memengaruhi kualitas citra sehingga diperlukan pengulangan pemeriksaan untuk memperoleh hasil diagnostik yang optimal.

CTDIvol dan DLP merupakan parameter penting yang digunakan dalam evaluasi dosis radiasi pada pemeriksaan MSCT. **CTDIvol** mencerminkan dosis rata-rata yang diberikan per irisan (slice), sedangkan **DLP** (Dose Length Product) menunjukkan total dosis yang diterima pasien sepanjang panjang pemindaian (McCollough et al., 2020).

DRL ditetapkan sebagai panduan untuk memantau praktik klinis di fasilitas kesehatan, dengan tujuan agar paparan radiasi pada pasien tetap berada pada tingkat yang optimal tanpa mengurangi kualitas diagnostik. Nilai DRL bukan batas dosis absolut, tetapi indikator untuk mengevaluasi apakah protokol yang digunakan memerlukan optimisasi (ICRP Annual Report, 2017).

Menurut BAPETEN No. 4 tahun 2020 perekaman dosis pasien, termasuk pada MSCT kepala non kontras (dengan parameter CTDIvol dan DLP), harus dilakukan paling lama 1 (satu) tahun sekali. Tingkat panduan dosis bukan sebagai batasan dosis ataupun pembatas dosis, tetapi digunakan sebagai indikator tingkat dosis yang jika terlampaui maka harus dilakukan review terhadap prosedur pemeriksaan/sumber daya manusia/peralatannya. Begitu pula jika dibawah panduan dosis maka perlu juga di review terhadap citra yang dihasilkan sudah memenuhi kriteria diagnostik atau tidak. Laporan dosis pasien harus ada dalam sebuah rekaman dosis pasien yang dicatat untuk setiap tindakan diagnostik yang dilakukan (Perba No.4 2020, 2020).

Prinsip **ALARA (As Low As Reasonably Achievable)** menjadi dasar penting dalam optimisasi dosis, di mana dosis radiasi harus dijaga serendah mungkin dengan mempertimbangkan faktor kualitas gambar dan kebutuhan diagnostik (Brenner & Hall, 2023). Penetapan DRL pada pemeriksaan CT kepala non kontras oleh **BAPETEN (2020)** adalah 60 mGy untuk CTDIvol dan 1275 mGy-cm untuk DLP, sebagai acuan nasional dalam evaluasi paparan radiasi pada pasien.

Nilai CTDIvol dan DLP yang dihasilkan pada penelitian ini menunjukkan bahwa protokol pemeriksaan MSCT kepala non kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen telah sesuai standar keselamatan radiasi dan prinsip optimisasi. Pencapaian nilai rata-rata dosis di bawah DRL nasional menunjukkan bahwa teknisi radiologi telah menerapkan protokol yang efisien, termasuk pengaturan parameter seperti tegangan tabung (kVp), arus tabung (mA), pitch, tebal irisan, dan panjang pemindaian.

Namun, adanya pasien dengan nilai DLP di atas DRL mengindikasikan perlunya strategi tambahan dalam manajemen pasien yang tidak kooperatif. Tindakan seperti penggunaan alat imobilisasi, penerapan komunikasi efektif dengan keluarga pasien, hingga mempertimbangkan sedasi ringan pada pasien dengan kondisi tertentu dapat menjadi langkah optimisasi tambahan. Penerapan protokol yang tepat tidak hanya meningkatkan efisiensi radiasi tetapi juga meningkatkan keselamatan pasien dan mutu pelayanan radiologi secara keseluruhan.

Rata-rata DLP yang diterima pasien pada pemeriksaan MSCT Kepala Non-Kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen adalah $1024 \pm 257,28$ mGy.cm, lebih rendah dibandingkan dengan nilai DRL yang ditetapkan BAPETEN sebesar 1275 mGy.cm.

Setelah dianalisis, hal ini disebabkan oleh jumlah pemindaian yang lebih banyak

karena pemeriksaan harus diulang akibat pergerakan pasien. Pergerakan ini terjadi karena pasien tidak kooperatif, biasanya dialami oleh pasien pasca KLLD dengan kondisi klinis CKB yang menyebabkan ketidaksadaran.

2. Perbandingan hasil nilai dosis MSCT kepala non kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen dengan nilai DRL yang ditetapkan BAPETEN

DRL nasional yang ditetapkan BAPETEN untuk pemeriksaan MSCT kepala non kontras adalah 60 mGy untuk CTDIvol dan 1275 mGy·cm untuk DLP (BAPETEN, 2020). Hasil penelitian ini menunjukkan rata-rata CTDIvol sebesar 49,58 mGy dan DLP sebesar 1024 mGy·cm, yang keduanya berada di bawah ambang batas nasional.

Evaluasi dosis pasien dengan membandingkan nilai CTDIvol dan DLP terhadap DRL memiliki peran penting dalam program jaminan mutu (*Quality Assurance*) di radiologi diagnostik (ICRP, 2017). Nilai dosis yang konsisten berada di bawah DRL menunjukkan optimisasi protokol telah berjalan dengan baik. Sebaliknya, bila nilai dosis secara konsisten di atas DRL, perlu dilakukan tinjauan ulang parameter teknik dan panjang cakupan pemindaian (Paulo et al., 2020).

Beberapa penelitian di fasilitas kesehatan lain juga menunjukkan variasi nilai CTDIvol dan DLP pada pemeriksaan CT kepala. Studi multinasional oleh (Dabin et al., 2023) di Eropa melaporkan bahwa median CTDIvol untuk pemeriksaan CT kepala berkisar 45–65 mGy dengan DLP rata-rata 950–1 250 mGy·cm, tergantung protokol dan kondisi pasien. Hasil serupa juga dilaporkan oleh (Vassileva et al., 2021) dalam European DRL Survey.

Perbandingan hasil penelitian ini dengan DRL nasional menunjukkan pencapaian yang baik dalam implementasi keselamatan radiasi di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen. Pencapaian nilai di bawah DRL mengindikasikan bahwa teknisi dan radiografer telah memahami dan menerapkan protokol optimisasi dengan benar.

Saran peneliti sebaiknya menggunakan alat fiksasi dengan optimal untuk menghindari pengulangan pemindaian akibat pergerakan pasien.

Namun, evaluasi rutin tetap diperlukan karena kondisi pasien, perkembangan teknologi, dan modifikasi protokol dapat memengaruhi dosis. Perlu adanya audit berkala serta pelatihan berkelanjutan bagi radiografer untuk memastikan standar optimisasi selalu tercapai.

SIMPULAN

1. Nilai dosis pada pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen tercatat sebesar $49,68 \pm 0,04$ mGy untuk CTDIvol dan $1024 \pm 257,28$ mGy·cm untuk DLP.
2. Jika dibandingkan dengan Nilai DRL Nasional, dosis CTDIvol di rumah sakit ini setara dengan 82,63% dan DLP sebesar 80,31%. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa pelaksanaan pemeriksaan MSCT Kepala Non-Kontras di RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen telah sesuai dengan standar proteksi radiasi bagi pasien sebagaimana yang ditetapkan oleh BAPETEN melalui DRL Nasional.

SARAN

Berdasarkan hasil penelitian dan kesimpulan, penulis mengemukakan saran yang diharapkan dapat memberikan manfaat yaitu:

1. RSUD dr. Soehadi Prijonegoro Sragen diharapkan terus mempertahankan protokol pemeriksaan MSCT Kepala Non Kontras yang telah sesuai dengan standar proteksi radiasi yang ditetapkan oleh BAPETEN.
2. Disarankan agar dilakukan evaluasi dosis radiasi secara berkala guna memastikan bahwa nilai CTDIvol dan DLP tetap berada di bawah batas DRL Nasional serta untuk mendeteksi potensi peningkatan dosis yang tidak diinginkan.
3. Penggunaan Alat Fiksasi Untuk menghindari pengulangan pemindaian akibat pergerakan pasien, rumah sakit disarankan menyediakan dan menggunakan alat fiksasi secara optimal, khususnya pada pasien dengan kondisi tidak sadar atau tidak kooperatif.
4. Penerapan Prinsip ALARA Rumah sakit hendaknya terus mengupayakan penerapan prinsip ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) dalam setiap pemeriksaan MSCT, tanpa mengurangi kualitas diagnostik gambar.
5. Sebelum memulai scan sebaiknya mengecek kembali parameter pemeriksaan agar dapat meminimalisir dosis radiasi yang akan diterima oleh pasien.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Andriole, P. K. (2023). Picture archiving and communication systems: past, present, and future. *Journal Of Medical Imaging*, 10(6), 1–9.
- [2] BAPETEN. (2021). *Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Republik Indonesia*.
- [3] Bos, D., Guberina, N., Zensen, S., Opitz, M., Forsting, M., & Wetter, A. (2023). Radiation Exposure in Computed Tomography. *National Library Of Medicine*, 9, 134–141.
- [4] Brenner, J. D., & Hall, J. E. (2023). Computed Tomography--an Increasing Source of Radiation Exposure. *National Library of Medicine*.
- [5] Damilakis, & John. (2021). CT Dosimetry What Has Been Achieved and What Remains to Be Done. *Investigative Radiology*.
- [6] Fiarka, F., Oktamuliani, S., & Nuraeni, N. (2023). Pengaruh Tegangan terhadap Nilai CTDIvol, Dose Length Product dan Dosis Efektif pada Pemeriksaan Computed Tomography (CT) Abdomen: Studi di Rumah Sakit Umum Pusat Dr. M. Djamil. *Jurnal Fisika Unand*, 12(4), 591–597. <https://doi.org/10.25077/jfu.12.4.591-597.2023>
- [7] Hermena, S., & Young, M. (2023). CT-scan Image Production Procedures. *National Library Of Medicine*.
- [8] Hoeijmakers, i, j E., Martens Bibi, Wildberger, E. J., Flohr, G. T., & Jeukens, N. P. L. R. C. (2025). Objective assessment of diagnostic image quality in CT scans: what radiologists and researchers need to know. *Springer Open*.
- [9] ICRP Annual Report. (2017). Annals of The ICRP. *ICRP 2017 Annual Report*.
- [10] Kunarsih, E., Sudradjat, & Pratama Putra Gede, B. I. (2021). *Pedoman Teknis Penerapan Tingkat Panduan Diagnostik Indonesia (Indonesia Diagnostic Reference Level)*.
- [11] Lampignano, P. J., & Kendrick, E. L. 2018. *TEXTBOOK OF Radiographic Positioning and Related Anatomy* (ninth).
- [12] Lell, M., & Kachelrieß, M. (2023). Computed Tomography 2.0 New Detector Technology, AI, and Other Developments. *Investigative Radiology*, 58(8), 587–601.
- [13] Masuku S, R. (2023). Analisis nilai Computer Tomography Dose Index (CTDI) dan Dose

Length Product (DLP)

- [14] Mateus Lima, B. G., Silva Torres-da, R. K., Machado Rodrigues Silva, da R. A., Almeida de Falipe, P., & Silva da Valério, A. (2021). Morphological and morphometric study of Foramen Magno and Occipital Condits in dry skulls of Mato Grosso do Sul. *Research, Society and Development*, 10(12).
- [15] McCollough, C. H., Boedeker, K., Cody, D., Duan, X., Flohr, T., Halliburton, S. S., Hsieh, J., Layman, R. R., & Pelc, N. J. (2020). Principles and applications of multienergy CT: Report of AAPM Task Group 291. In *Medical Physics* (Vol. 47, Issue 7, pp. e881–e912). John Wiley and Sons Ltd. <https://doi.org/10.1002/mp.14157>
- [16] Muqmiroh, Setyanur, Maimanah, & Witjaksono. (2018). The Effect of Window Width and Window-level Settings in Non-enhanced Head CT to Increase the Diagnostic Value of Subacute Ischemic Stroke. *Social Sciens*.
- [17] Naser-Al, A. Y., & Tafti Dawood. (2023). CT Instrumentation and Physics. *National Library Of Medicine*.
- [18] Ni, N., Ahadiyah, matin, Setiawati, E., Arifin, Z., & Choirul Anam, dan. (2020). *Pengukuran Computed Tomography Dose Index (Ctdi) Pada Fantom Kepala Dengan Menggunakan Ct Dose Profiler* (Vol. 23, Issue 4).
- [19] Paulo, G., Damilakis, J., Tsapaki, V., Schegerer, A. A., Repussard, J., Jaschke, W., & Frija, G. (2020). Diagnostic Reference Levels based on clinical indications in computed tomography: a literature review. *National Library of Mediicine*.
- [20] Perba No.4 2020. (2020). Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Republik Indonesia.
- [21] Pina, & Von den Hoff. (2024). Skull and Craniofacial Development and Regeneration. *Frontiers in Physiology*, 15.
- [22] Seeram, E. (2016). *Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control* (Fourth Edition). <http://evolve.elsevier.com/Seeram/You'vejustpurchased>
- [23] Seeram, E. (2016). *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, And Quality Control*, Fourth Edition. <http://evolve.elsevier.com/Seeram/You'vejustpurchased>
- [24] Susam, L. A., Yilmaz, A., ALMisned, G., Yilmaz Alan, H., Ozturk, G., Kilic, G., Tuysuz, B., Topuzlar, S. E., Akkus, B., Ene, A., & Tekin, H. O. (2023). Tailoring a Behavioral Symmetry on KERMA, Mass Stopping Power and Projected Range Parameters against Heavy-Charged Particles in Zinc-Tellurite Glasses for Nuclear Applications. *Symmetry*, 15(6). <https://doi.org/10.3390/sym15061201>
- [25] Susanto, W. (2023). Penentuan Nilai Diagnostic Reference Level (DRL) CT-Scan Untuk Pemeriksaan Kepala dan Dada Pasien Dewasa. *Badan Pengawas Tenaga Nuklir-BAPETEN*, 1–6.
- [26] Szczykutowicz, T. P., Toia, G. V., Dhanantwari, A., & Nett, B. (2022). A Review of Deep Learning CT Reconstruction: Concepts, Limitations, and Promise in Clinical Practice. In *Current Radiology Reports* (Vol. 10, Issue 9, pp. 101–115). Springer. <https://doi.org/10.1007/s40134-022-00399-5>
- [27] Vano, E., Frija, G., Loose, R., Paulo, G., Efstathopoulos, E., Granata, C., & Andersson, J. (2021). Dosimetric quantities and effective dose in medical imaging: a summary for medical doctors. In *Insights into Imaging* (Vol. 12, Issue 1). Springer Science and

7270

JIRK

Journal of Innovation Research and Knowledge

Vol.5, No.6, Nopember 2025



Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01041-2>