

ANALISIS NILAI *COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX* (CTDI) PADA PHANTOM KEPALA DI INSTALASI RADIOLOGI RUMAH SAKIT UMUM DAERAH SAYANG RAKYAT MAKASSAR

Ilham Ilham¹, Sri Zelviani¹, Jumardin Jumardin^{1*}, Khaerul Bariah²

¹Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri Alauddin Makassar, Jl. Sultan Alauddin No.63, Romangpolong, Kec. Somba Opu, Kabupaten Gowa, Sulawesi Selatan, 92113, Indonesia

²Laboratorium Pengujian Kalibrasi Peralatan Kesehatan, Balai Pengamanan Alat Fasilitas Kesehatan, Jl. Perintis Kemerdekaan KM.11, Tamalanrea, Makassar, Kota Makassar, Sulawesi Selatan, 90245, Indonesia

*email: jumardin.jumardin@uin-alauddin.ac.id

ABSTRAK

Penelitian ini bertujuan untuk mengukur dan menganalisis mengetahui nilai CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) pada pesawat CT Scan dengan menggunakan Dose Profiler dan membandingkan nilai CTDI di berbagai posisi pengukuran. Metode pengukuran dilakukan dengan mengukur dosis radiasi CT Scan dengan nilai CTDI pada phantom menggunakan multimeter RaySafe pada tegangan 130 kV, ketebalan 10 mm, dan nilai arus waktu 100 mAs, 200 mAs serta 300 mAs. Hasil penelitian menunjukkan dosis yang diterima pada permukaan setiap tipe posisi phantom dengan akurasi arus waktu yang berbeda masing-masing untuk arus waktu 100 mAs pada titik pusat phantom (9,139 mGy), tepi 1 arah jam 12 (9,606 mGy), tepi 2 arah jam 3 (9,170 mGy), tepi 3 arah jam 6 (9,221 mGy), dan tepi 4 arah jam 9 (9,210 mGy). Arus waktu 200 mAs terdapat pada titik pusat (9,110 mGy), tepi 1 arah jam 12 (9,578 mGy), tepi 2 arah jam 3 (9,546 mGy), tepi 3 arah jam 6 (9,224 mGy), dan tepi 4 arah jam 9 (9,200 mGy). Arus waktu 300 mAs terdapat pada titik pusat (18,39 mGy), tepi 1 arah jam 12 (19,33 mGy), tepi 2 arah jam 3 (19,18 mGy), tepi 3 arah jam 6 (18,48 mGy), dan 4 arah jam 9 (18,51 mGy). Variasi arus waktu berpengaruh pada dosis radiasi yang diterima oleh phantom sehingga nilai laju dosis dan CTDI_{vol} berubah secara linier.

Kata Kunci: CTDI; CT Scan; Dose Profiler; Phantom Kepala

ABSTRACT

[**Titel: Analysis Of Computed Tomography Dose Index (Ctdi) Values On Head Phantoms In The Radiology Installation Of Sayang Rakyat Regional General Hospital, Makassar**] This study aims to measure and analyze the CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) value on a CT Scan using a Dose Profiler and compare the CTDI value at various measurement positions. The measurement method is carried out by measuring the CT Scan radiation dose with the CTDI value on the phantom using a RaySafe multimeter at a voltage of 130 kV, a thickness of 10 mm, and a time current value of 100 mAs, 200 mAs and 300 mAs. The results showed the dose received on the surface of each type of phantom position with different time current accuracy for each time current of 100 mAs at the center point of the phantom (9.139 mGy), edge 1 at 12 o'clock (9.606 mGy), edge 2 at 3 o'clock (9.170 mGy), edge 3 at 6 o'clock (9.221 mGy), and edge 4 at 9 o'clock (9.210 mGy). The time current of 200 mAs is found at the center point (9.110 mGy), edge 1 at 12 o'clock (9.578 mGy), edge 2 at 3 o'clock (9.546 mGy), edge 3 at 6 o'clock (9.224 mGy), and edge 4 at 9 o'clock (9.200 mGy). The time current of 300 mAs is found at the center point (18.39 mGy), edge 1 at 12 o'clock (19.33 mGy), edge 2 at 3 o'clock (19.18 mGy), edge 3 at 6 o'clock (18.48 mGy), and edge 4 at 9 o'clock (18.51 mGy). The variation of time current affects the radiation dose received by the phantom so that the dose rate and CTDI_{vol} values change linearly.

Keywords: CTDI; CT Scan; Dose Profiler; Head Phantom

PENDAHULUAN

Pemeriksaan menggunakan sinar-X merupakan bagian penting dari pelayanan kesehatan dan mencakup berbagai teknik, termasuk rontgen, CT Scan (*Computed Tomography Scanner*) dan fluoroskopi (Hussain et al., 2022). Teknologi ini membantu dalam mendiagnosis berbagai kondisi medis dengan melihat gambaran internal tubuh seperti tulang, organ dan jaringan lunak (Irsal et al., 2021). Radiasi digunakan dalam bidang kedokteran yang bertujuan mendiagnosis beberapa jenis penyakit menggunakan CT Scan. Sinar-X pada CT Scan digunakan untuk menghasilkan gambar organ dan struktur internal tubuh berkualitas tinggi, termasuk otak, tulang belakang dan organ dalam tubuh lainnya (Labania et al., 2021).

CT Scan merupakan alat diagnostik yang sangat berguna untuk mendeteksi berbagai kelainan pada organ tubuh manusia tanpa memerlukan tindakan pembedahan (Al-Sharify et al., 2020). CT Scan dapat membantu mendeteksi keberadaan tumor atau pertumbuhan abnormal pada tubuh. CT Scan sering digunakan untuk mendeteksi perdarahan pada tubuh, seperti perdarahan otak akibat trauma atau perdarahan pada organ dalam lainnya. CT Scan juga penting dalam mendeteksi stroke iskemik (akibat penyumbatan pembuluh darah) dan stroke hemoragik (akibat perdarahan) (Dabukke, 2017). Dosis radiasi dari CT Scan sangat tinggi karena pasien menerima dosis primer dan dosis sekunder secara bersamaan selama proses pemindaian. Salah satu metode yang umum digunakan untuk menghitung dosis radiasi yang diterima pasien pada CT Scan adalah menggunakan *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) (Sari & Setiawati, 2020).

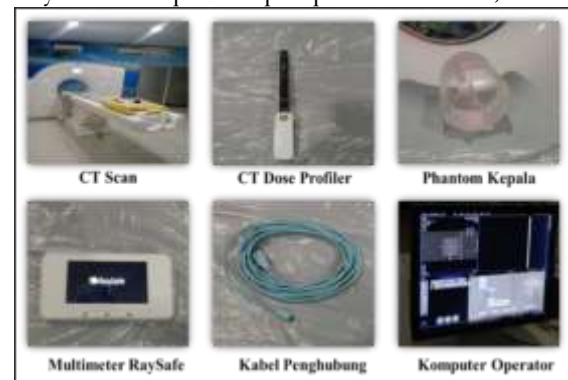
Menurut laporan Bapeten tahun 2011 tentang rekomendasi dosis untuk pasien radiodiagnosis, tingkat dosis CT Scan yang dianjurkan untuk orang dewasa adalah 50 mGy (scan kepala), 35 mGy (scan dada) dan 25 mGy (scan perut). Pengukuran CTDI pada permukaan phantom juga dapat dievaluasi terhadap CTDI yang diperoleh pada permukaan tubuh pasien atau dosis permukaan. Dosis permukaan phantom dapat diukur dari permukaan atas dan permukaan bawah karena sumber dan detektor berotasi 360° dari bidang CT Scan (Ahadiyah et al., 2020). Tujuan penelitian ini adalah menganalisis nilai CTDI pada pesawat CT Scan dengan menggunakan CT Dose Profiler dan nilai perbandingan CTDI pada permukaan setiap tepi phantom. Ruang lingkup penelitian ini mencakup CT Scan, CTDI, phantom, detektor CT Dose profiler dan multimeter raysafe, tegangan listrik peralatan (kV), ketebalan slice, arus listrik dan

waktu paparan radiasi serta pengukuran dosis radiasi.

METODE

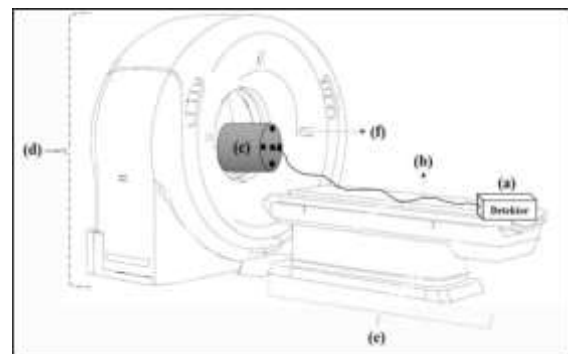
Alat dan bahan yang digunakan pada penelitian adalah pesawat CT Scan (*Siemens Type Somatom Perspective*), Detektor CT Dose Profiler, Multimeter RaySafe, Phantom RTI Electronics AB Type 5 Hole, Laptop, Kabel penghubung dan komputer operator (gambar 1).

Prosedur kerja pada penelitian dilakukan dengan dua langkah. Langkah pertama adalah pengambilan data CTDI pada CT Scan menggunakan Dose Profiler dengan menghubungkan ke Detektor Raysafe. Persiapan meliputi pesawat CT Scan, Dose

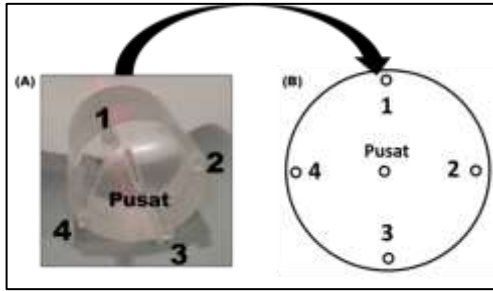


Gambar 1. Peralatan penelitian di Instalasi Rumah Sakit Umum Sayang Rakyat

Profiler, Detektor Raysafe dan phantom yang digunakan sebagai objek pada penelitian. Mengatur posisi phantom jarak 1 meter pada pusat gatri CT Scan. Merangkai alat dengan cara memasukkan sensor Dose Profiler pada lubang (pusat dan tepi) phantom kemudian sensor Dose Profiler dihubungkan ke Detektor Raysafe seperti terlihat pada gambar 2.



Gambar 2. Skema penelitian (a) Multimeter RaySafe, (b) Kabel penghubung, (c) Phantom, (d) Meja, (e) Gatri operator panel, (f) Gatri operator panel



Gambar 3. (A) Phantom kepala untuk pengukuran CTDI dan (B) Posisi pegukuran detektor CT Dose Profiler pada phantom. Terdapat lima lubang: pusat, tepi 1 arah jam 12, tepi 2 arah jam 3, tepi 3 arah jam 6 dan tepi 4 arah jam 9.

Mengatur tegangan pada tabung sinar-X pada CT Scan menggunakan 130 kV dengan akurasi arus waktu 100 mAs, 200 mAs dan 300 mAs. Melakukan scanning dan mencatat nilai CTDI pada layar monitor. Langkah kedua adalah pengambilan data CTDI pada permukaan setiap tepi ROI pada phantom. Mencari nilai CTDI pada setiap tepi ROI (pusat, tepi 1, 2, 3, dan 4 pada gambar 3) dapat dilakukan sama dengan cara pengambilan data pada pusat phantom.

Laju dosis radiasi (L_d) pada masing-masing posisi pengukuran dibuktikan menggunakan persamaan (1) dengan melihat data pengukuran yang terdeteksi pada alat Multimeter Raysafe. Nilai $CTDI_{vol}$ menggunakan persamaan (2) dengan mengacu pada data yang terbaca di peralatan multimeter raysafe. Pitch merupakan perbandingan besar pergerakan meja untuk satu kali rotasi 360^0 (1) dengan lebar berkas terkolimasi $N \times T$.

$$L_d = \frac{CTDI_{100}}{Waktu(s)} \tag{1}$$

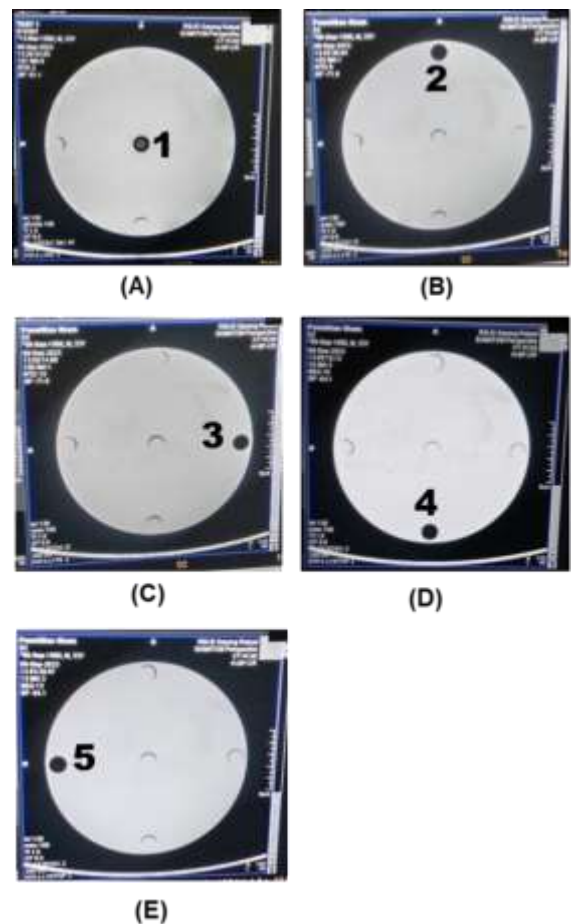
$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{100}}{Pitch} \tag{2}$$

Metode analisis dilakukan dengan membuat grafik hubungan antara posisi pengukuran terhadap distribusi dosis radiasi, laju dosis radiasi serta hubungan kuat arus listrik dan waktu terhadap $CTDI_{vol}$. Hasil analisis tersebut kemudian digambarkan dalam bentuk kurva untuk menunjukkan karakteristik distribusi radiasi pada masing-masing posisi pengukuran menggunakan phantom. CTDI adalah metode yang digunakan untuk menghitung dosis radiasi yang diterima pasien selama alat CT Scan beroperasi. Metode tersebut melibatkan pengukuran dosis radiasi yang dipancarkan mesin CT ke udara dan permukaan phantom (Amelia, 2014). Pengukuran CTDI pada phantom dilakukan dengan cara memasukkan

detektor pada lubang-lubang phantom yang merupakan representasi model tubuh manusia. Detektor tersebut kemudian mencatat dosis radiasi yang diterima di berbagai titik dalam phantom selama proses pemindaian (Sookpeng et al., 2016).

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengambilan data dilakukan dengan cara mengubah variasi arus waktu yang ditunjukkan oleh ROI (*Region of Interest*) alat dengan objek phantom. ROI adalah fasilitas *software* berupa program aplikasi pada komponen CT Scan yang digunakan untuk penghitungan nilai CTDI. Pada monitor tampak pada tombol *tools* sebagai pilihan untuk pengukuran ROI dan bentuknya lingkaran (Chityala et al., 2004).



Gambar 4. Posisi pengukuran CTDI dengan phantom (A) pusat, (B) tepi 1 arah jam 12, (C) tepi 2 arah jam 3, (D) tepi 3 arah jam 6 dan (E) tepi 4 arah jam 9

Gambar 4 adalah hasil CT Scan menggunakan phantom kepala. Dosis radiasi adalah jumlah radiasi yang terdapat dalam medan radiasi atau jumlah energi radiasi yang diserap atau diterima oleh

phantom. Pada profil dosis tersebut dapat diperoleh nilai CTDI yang tertera pada alat detektor raysafe. Dosis serap sebagai jumlah energi yang dipancarkan oleh radiasi atau diserap oleh phantom. Bahwa dosis yang diserap merupakan ukuran jumlah energi yang diterima ke medium oleh radiasi dan digunakan untuk tujuan proteksi radiasi untuk mewakili dosis jaringan rata-rata (Hidayatullah, 2017).

Hasil pengukuran pada tabel 1, 2 dan 3 menunjukkan nilai CTDI dari kelima posisi detektor pada permukaan phantom yang dilakukan masing-masing dalam pengukuran. Nilai CTDI di pusat phantom adalah 9,139

mGy, 9,110 mGy, 18,39 mGy sedangkan nilai CTDI pada tepi 1 arah jam 12 adalah 9,606 mGy, 9,578 mGy, 19,33 mGy diantara nilai CTDI pada tepi 2 arah jam 3 adalah 9,170 mGy, 9,545 mGy, 19,18 mGy, tepi 3 arah jam 6 adalah 9,221 mGy, 9,224 mGy 18,48 mGy dan tepi 4 arah jam 9 adalah yaitu 9,210 mGy, 9,200 mGy, 18,51 mGy. Namun, perbedaan nilai CTDI pada kelima tepi pada phantom hanya memiliki selisih yang kecil yang ditunjukkan dengan variasi arus waktu pada 100 mAs, 200 mAs dan 300 mAs.

Tabel 1. Data hasil CTDI pada permukaan phantom dengan 100 mAs

No	Posisi Pengukuran (ROI)	Tebal Slice (mm)	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	CTDI ₁₀₀ (mGy)	Laju Dosis (mGy/s)	CTDI _{vol} (mGy)
1	Pusat	10	100	130	9,139	8,960	23,03
2	Tepi 1				9,606	26,10	
3	Tepi 2				9,170	26,35	
4	Tepi 3				9,221	26,57	
5	Tepi 4				9,210	26,24	

Tabel 2. Data hasil CTDI pada permukaan phantom dengan 200 mAs

No	Posisi Pengukuran (ROI)	Tebal Slice (mm)	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	CTDI ₁₀₀ (mGy)	Laju Dosis (mGy/s)	CTDI _{vol} (mGy)
1	Pusat	10	100	130	9,110	8,958	46,04
2	Tepi 1				9,578	26,10	
3	Tepi 2				9,546	9,359	
4	Tepi 3				9,224	26,66	
5	Tepi 4				9,200	26,21	

Tabel 3. Data hasil CTDI pada permukaan phantom dengan 300 mAs

No	Posisi Pengukuran (ROI)	Tebal Slice (mm)	Arus Waktu (mAs)	Tegangan Tabung (kV)	CTDI ₁₀₀ (mGy)	Laju Dosis (mGy/s)	CTDI _{vol} (mGy)
1	Pusat	10	100	130	18,39	18,10	69,09
2	Tepi 1				19,33	52,52	
3	Tepi 2				19,18	18,73	
4	Tepi 3				18,48	53,24	
5	Tepi 4				18,51	53,03	

Gambar 4 (A) di atas menunjukkan nilai CTDI₁₀₀ dengan variasi arus waktu 100 mAs. Pada posisi arah jam 12 nilai CTDI yang diterima adalah 9,606 mGy, lebih besar dari tepi ROI yang lain. Nilai CTDI arah jam 3 adalah 9,170 mGy, arah jam 6 adalah 9,221 mGy dan arah jam 9 terlihat lebih besar jika dibandingkan dengan nilai CTDI pada arah jam 12 phantom. Perbedaan dosis ini disebabkan pengaruh dari kemiringan meja pasien tempat

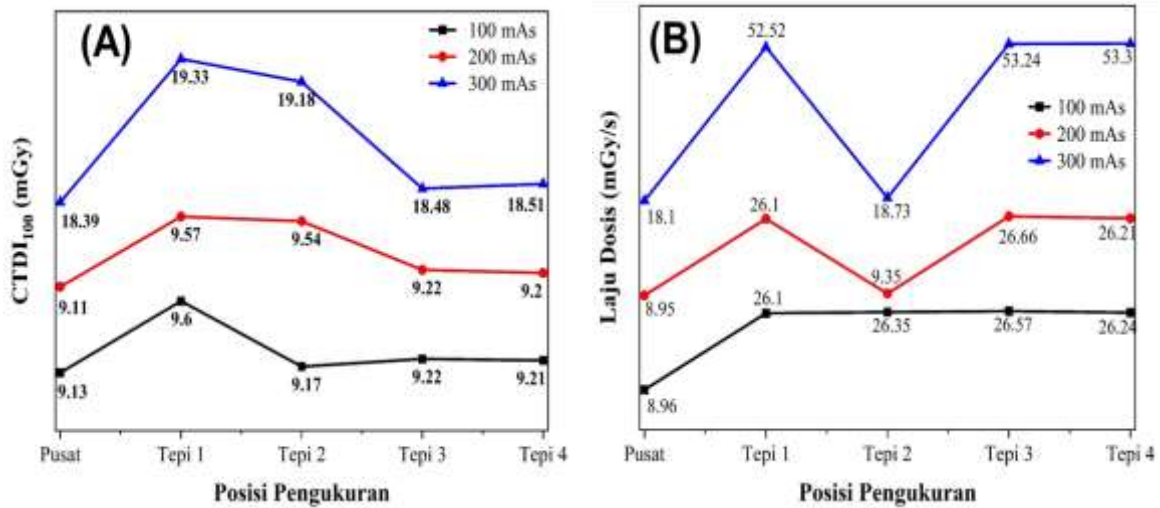
diposisikannya phantom pada saat melakukan proses scanning. Kemiringan ini mengakibatkan detektor yang ditempatkan dalam phantom berada lebih dekat dari sumber radiasi, sehingga dosis radiasi yang diterima akan lebih banyak. Selain itu, energi sinar-X juga mempengaruhi dosis radiasi yang diterima pasien. Semakin besar arus waktu yang digunakan maka semakin besar dosis yang terima oleh pasien. Begitu juga sebaliknya semakin kecil arus waktu

yang digunakan maka semakin kecil dosis yang diterima oleh pasien (Bonilha et al., 2019).

Nilai CTDI di pusat phantom adalah 9,139 mGy. Hal ini terjadi karena radiasi yang dipancarkan dari pesawat CT Scan berinteraksi terlebih dahulu dengan permukaan dan bagian dalam phantom sebelum sampai ke detektor, sehingga dosis radiasi 9,546 mGy serta arah 9 adalah 9,200 mGy dan nilai $CTDI_{vol}$ dengan arus waktu 200 mAs adalah 46,06 mGy. Pengukuran nilai CTDI pada phantom dengan variasi arus waktu 300 mAs pada pusat adalah 18,39

yang diterima akan lebih kecil dan nilai $CTDI_{vol}$ dengan kuat arus waktu 100 mAs yaitu 23,03 mGy.

Begitu juga dengan pengukuran nilai CTDI pada phantom dengan memvariasikan kuat arus waktu 200 mAs, nilai CTDI pada pusat phantom adalah 9,110 mGy, arah jam 12 adalah 9,578 mGy, arah jam 3 adalah 9,578 mGy, arah jam 6 adalah mGy, jam 12 adalah 19,33 mGy, arah jam 3 adalah 19,18 mGy, arah jam 6 yaitu 18,48 mGy dan arah jam 9 adalah 18,51 mGy dan nilai $CTDI_{vol}$ adalah 69,09 mGy.



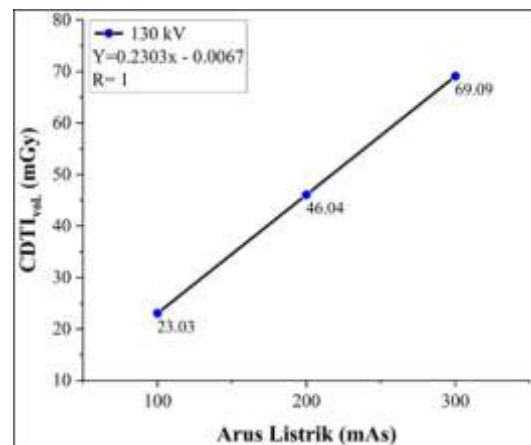
Gambar 4. (A) Distribusi dosis radiasi pada $CTDI_{100}$ dan (B) Laju dosis radiasi pada posisi pengukuran yang berbeda

Gambar 4 (B) menunjukkan pengaruh posisi pengukuran terhadap laju dosis radiasi pada CTDI berdasarkan masing-masing titik pengukuran (pusat, arah jam 12, 3, 6 dan 9). Pengukuran dilakukan dengan variasi kuat arus listrik 100 mAs, 200 mAs dan 300 mAs dan hasilnya menunjukkan bahwa nilai laju dosis radiasi nilai tidak konstan di semua posisi.

Masing-masing posisi pengukuran titik pusat (8,95 mGy/s, 8,96 mGy/s dan 18,91 mGy/s). Tepi 1 arah jam 12 (26,1 mGy/s, 26,1 mGy/s dan 52,52 mGy/s). Tepi 2 arah jam 3 (26,35 mGy/s, 9,35 mGy/s dan 18,73 mGy/s). Tepi 3 arah jam 6 (26,57 mGy/s, 26,66 mGy/s dan 53,24 mGy/s). Tepi 4 arah jam 9 (26,24 mGy/s, 26,21 mGy/s dan 53,3 mGy/s). Nilai laju dosis radiasi dianalisis berdasarkan data yang terinput pada multimeter RaySafe dan diolah menggunakan persamaan (1). Nilai laju dosis radiasi pada CTDI berubah berdasarkan posisi pengukuran dan kuat arus listrik yang digunakan.

Gambar 5 merupakan hubungan kuat listrik terhadap nilai $CTDI_{vol}$ pada phantom kepala yang

mengidentifikasi perubahan arus listrik akan memberikan perubahan terhadap nilai $CTDI_{vol}$. Kuat arus listrik 100 mAs berdampak pada nilai dosis $CTDI_{vol}$ sebesar 23,03 mGy, sedangkan 200 mAs adalah 46,04 mGy dan 300 mAs adalah 89,09 mGy.



Gambar 5. Hubungan kuat arus listrik terhadap nilai $CTDI_{vol}$.

Nilai tersebut memberi gambaran perubahan secara linier, $y=0,2303x + 0,0067$ dan koefisien determinasi $R=1$. Garis linier tersebut diperoleh dengan cara membuat variabel x dan y . Variabel x adalah nilai arus listrik (100, 200, dan 300) mAs, sedangkan nilai y adalah nilai $CTDI_{vol}$. Nilai R dinyatakan sebagai koefisien determinansi untuk mengetahui seberapa besar kemampuan variabel independent (x) menjelaskan variabel dependen (y).

Nilai $CTDI_{vol}$ dianalisis menggunakan persamaan (2) dengan menjadikan data yang terdeteksi pada detektor raysafe sebagai data yang terukur. Arus tabung sinar-X mempengaruhi banyak sinar-X yang dihasilkan. Semakin besar arus yang diberikan, jumlah elektron yang dilepaskan oleh katoda dan menumbuk anoda semakin banyak sehingga berkas sinar-X yang dihasilkan juga semakin banyak (Utari & Listyalina, 2019).

Hasil penelitian ini sesuai dengan penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Amelia bersama koleganya dengan mengambil data CTDI menggunakan CT Dose Profiler, perubahan tegangan tabung 80 kV, 100 kV dan 120 kV pada bagian atas, tengah dan bawah phantom serta 320 A, waktu 18,5 detik, pitch 0,531, ketebalan slice 5 mm dan panjang pemindaian 180 mm. Hasil pengukuran nilai CTDI dengan variasi tegangan tabung adalah 22,75 mGy, 62,97 mGy pada permukaan atas phantom, 19,3 mGy-59,66 mGy pada bagian tengah phantom, dan 20,10 mGy 5,19 mGy pada permukaan bawah phantom (Amelia, 2014).

Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Suwarni tentang perbandingan dosis radiasi di udara terhadap dosis radiasi di permukaan phantom pada pesawat CT Scan. Dalam penelitian ini, detektor pencil ion chamber digunakan untuk mengukur dosis radiasi udara dan TLD-100 digunakan untuk mengukur dosis radiasi permukaan phantom. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa dosis radiasi di udara lebih tinggi daripada dosis radiasi permukaan phantom. Hasil yang diperoleh dengan membandingkan dosis radiasi yang terdapat di udara dan dosis radiasi permukaan phantom masih dalam batas dosis radiasi (Milvita et al., 2013). Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Harmayeni bersama koleganya tentang analisis nilai ctdi di udara dengan variasi faktor eksposi dan tebal slice pada pesawat CT-Scan merek GE optima 660. Penelitian ini menggunakan pengukuran CTDI pada CT Scan dengan menggunakan detektor *Unfors Ray Safe Xi* di bagian Radiologi Rumah Sakit Semen. Berdasarkan hasil yang diperoleh, nilai CTDI meningkat dengan meningkatnya faktor paparan yang diberikan di udara. Nilai CTDI yang dihasilkan di udara tidak

berbeda jauh untuk setiap variasi irisan tertentu (Harmayeni et al., 2019).

KESIMPULAN

Dosis tertinggi terukur pada CTDI dengan akurasi 100 mAs dengan 130 kVp pada ketebalan 10 mm adalah tipe 1 arah jam 12 phantom dengan nilai 9,583 mGy, sedangkan nilai CTDI terendah adalah 9,054 mGy dan untuk nilai CTDI pada tipe posisi ROI lainnya seperti pada tipe 2 arah jam 3 adalah 9,165 mGy. Pada arus listrik 200 mAs terdapat dosis yang paling tinggi dengan nilai 26,66 mGy dan paling rendah 9,11 mGy. Pada arus listrik 300 mAs dosis tertinggi adalah 19,33 mGy dan dosis terendah tercatat sebesar 18,39 mGy. Nilai dosis permukaan phantom pada nilai $CTDI_{vol}$ dengan variasi kuat arus waktu masing-masing 100 mAs, 200 mAs dan 300 mAs adalah 23,03 mGy, 46,04 mGy dan 69,09 mGy. Nilai $CTDI_{vol}$ dengan variasi kuat arus waktu 100 mAs adalah 23,03 mGy, nilai $CTDI_{vol}$ dengan variasi kuat arus waktu 200 mAs adalah 46,04 mGy dan nilai $CTDI_{vol}$ dengan variasi kuat arus waktu 300 mAs adalah 69,09 mGy.

DAFTAR PUSTAKA

- Ahadiyah, N. N., Setiawati, E., & Arifin, Z. 2020. Pengukuran Computed Tomography Dose Index (CTDI) pada Fantom Kepala Dengan Menggunakan CT Dose Profiler. *BERKALA FISIKA: Jurnal Fisika Teori, Eksperimen dan Fisika Aplikasi*. 23(4). 118-125.
- Al-Sharif, Z. T., Al-Sharif, T. A., Al-Sharif, N. T., & Yahya Naser, H. 2020. A Critical Review On Medical Imaging Techniques (CT and PET Scans) In The Medical Field. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 870(1), 012043. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/870/1/012043>
- Amelia, C. 2014. Analisa CTDI pada Permukaan dan Pusat Phantom Menggunakan CT Dose Profiler. *Youngster Physics Journal*. 3(4). 329-334.
- Bonilha, H. S., Wilmskoetter, J., Tipnis, S., Horn, J., Martin-Harris, B., & Huda, W. 2019. Relationships Between Radiation Exposure Dose, Time, and Projection In Videofluoroscopic Swallowing Studies. *American journal of speech-language pathology*, 28(3), 1053-1059. https://doi.org/10.1044/2019_ajslp-18-0271
- Chityala, R. N., Hoffmann, K. R., Bednarek, D. R., & Rudin, S. (2004). *Region Of Interest (ROI) Computed Tomography* (M. J. Yaffe &

- M. J. Flynn, Eds.; p. 534).
<https://doi.org/10.1117/12.534568>
- Dabukke, H. 2017. Pengaruh Perubahan Tegangan Terhadap Kontras Resolusi Pada CT Scan. *Jurnal Mutiara Elektromedik*. 1(1).
- Harmayeni, H., Milvita, D., & Sandy, K. Y. P. 2019. Analisis Nilai CTDI di Udara dengan Variasi Faktor Eksposi dan Tebal Slice pada Pesawat CT-Scan Merek GE Optima 660. *Jurnal Fisika Unand*, 8(1), 52–56. <https://doi.org/10.25077/jfu.8.1.52-56.2019>
- Hidayatullah, R. 2017. Dampak Tingkat Radiasi Pada Tubuh Manusia. *Jurnal Universitas Sari Mutiara Indonesia*. 1(1).
- Hussain, S., Mubeen, I., Ullah, N., Shah, S. S. U. D., Khan, B. A., Zahoor, M., Ullah, R., Khan, F. A., & Sultan, M. A. 2022. Modern Diagnostic Imaging Technique Applications and Risk Factors in the Medical Field: A Review. *BioMed Research International*, 2022, 1–19. <https://doi.org/10.1155/2022/5164970>
- Labania, H. M., P. Rindayani, Kasman, Abd. Rahman, & S. Ulum. 2021. Analisis Kontras Digital Radiography dengan Menggunakan ImageJ: (Analysis of Digital Radiography Contrast using ImageJ). *Gravitasi*, 20(1), 10–18. <https://doi.org/10.22487/gravitasi.v20i1.15521>
- Milvita, D., Prasetio, H., & Yuliati, H. 2013. Perbandingan Dosis Radiasi di Udara Terhadap Dosis Radiasi Di Permukaan Phantom pada Pesawat CT-Scan. *Jurnal Fisika Unand*. 2(2). 114-119 <https://doi.org/10.25077/jfu.2.2.%25p.2013>
- Irsal, M., Nurbaiti, N., Mukhtar, A. N., Gunawati, S., & Hidayat, W. 2021. Pengaruh Tegangan Tabung terhadap Kualitas Citra pada Pemeriksaan Computed Tomography Kepala menggunakan Iterative Reconstruction. *Jurnal Teori dan Aplikasi Fisika*, 9(1), 103–110. <https://doi.org/10.23960/jtaf.v9i1.2715>
- Sari, D. A., & Setiawati, E. 2020. Analisis Nilai Computed Tomography Dose Index (CTDI) Phantom Kepala Menggunakan CT Dose Profiler Dengan Variasi Pitch. *Berkala Fisika: Jurnal Fisika Teori, Eksperimen dan Aplikasi Fisika*. 23(2).
- Sookpeng, S., Cheebsumon, P., Pengpan, T., & Martin, C. 2016. Comparison Of Computed Tomography Dose Index In Polymethyl Methacrylate And Nylon Dosimetry Phantoms. *Journal of Medical Physics*, 41(1), 45. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.177287>
- Utari, E. L., & Listyalina, L. 2019. Analisis Reprodusibilitas Akurasi Tegangan di Pesawat Sinar-X Medis pada Bagian Thoraks Manusia. *Prosiding Seminar Nasional Universitas Respati Yogyakarta*. 1(2).