



## Pengaruh parameter Milliampere-Second (mAs) terhadap Kualitas Citra Dan Dosis Radiasi Pada Pemeriksaan *Computed Tomography* (CT) scan Kepala Pediatrik

Muhammad Irsal, Guntur Winarno

Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi, Politeknik Kemenkes Jakarta II, Jakarta, 12120 Indonesia

Email korespondensi : [helloirsal@gmail.com](mailto:helloirsal@gmail.com)

DOI: <https://doi.org/10.20527/flux.v17i1.7085>

*Submitted:* 13 September 2019; *Accepted:* 16 Januari 2020

**ABSTRACT**– Radiographers are responsible for administering radiation doses according to the principle of As Low As Reasonably Achievable (ALARA), to optimize the use of Computed Tomography (CT) parameters to produce good image quality by minimizing radiation doses. The purpose of this study was to determine the effect of milliampere-second (mAs) parameters on image quality and radiation dose received by pediatric CT head examination patients. The research method to perform image processing results of examination using radiant viewer and analysis of value Contrast to noise ratio (CNR) as a parameter of image quality and CTDIvol to determine the estimated radiation dose, then an analysis is performed to determine whether there is an influence of mAs on the CNR and CTDIvol values. The mean value of kV  $116 \pm 8.28$ , the mean value of parameter mAs  $161.5 \pm 63.46$ , the mean SNR parameter value is  $7.5 \pm 0.8$ , the mean return value of CNR parameter was  $0.318 \pm 0.291$ , the mean value of the CTDIvol parameter is  $18.68 \text{ mGy} \pm 4.55 \text{ mGy}$ , the average value of DLP parameters was  $408.7 \text{ mGy} \times \text{cm} \pm 105.2 \text{ mGy} \times \text{cm}$ , the mean value of parameter DLP is  $441.2 \text{ mGy} \times \text{cm} \pm 155.2 \text{ mGy} \times \text{cm}$ . With linear regression analysis of test results between mAs to CNR is  $R^2 = 0.045$ . then to the results of linear regression between mAs against CTDI is  $R^2 = 0.0704$ , the estimated radiation dose limit for the average value of CTDIvol  $18.68 \text{ mGy}$  and the average value of DLP  $408.7 \text{ mGy} \times \text{cm}$ , this means the protocol CT scan of the head of the pediatric use is still within safe limits by Diagnostic Reference Level of BAPETEN in 2018 to pediatric head CT examination .

**KEYWORDS** : milliampere-second (mAs); Contrast to noise ratio; CTDIvol; Diagnostics Reference Level

### PENDAHULUAN

*Computed Tomography* (CT) pertama kali diperkenalkan pada tahun 1970an menghasilkan sebuah revolusi dalam pencitraan medis, perkembangan CT sangat cepat terutama dalam bidang diagnostik dari berbagai kondisi patologis. Pada tahun 1990 mulai memperkenalkan CT Scan Spiral dan penggunaan *multi-detector row* pada tahun 1998 (Siegel, Schmidt, Bradley, Suess, & Hildebolt, 2004). CT adalah peralatan diagnostik yang dapat menampilkan gambar *cross-section* dari potongan tubuh manusia dengan memanfaatkan penyerapan radiasi sinar-X, selain itu juga dapat memanipulasi hasil

optimasi gambaran dan dapat menurunkan dosis radiasi (Zarb, Rainford, & Mcentee, 2010) (Alsleem, Davidson, & Mi, 2013). Citra CT berupa gambaran potongan anatomi tubuh pasien hal ini terbentuk dari proses sinar-X yang dihasilkan oleh tabung sinar-X kemudian melemah setelah menembus tubuh pasien dan diterima oleh detektor sinar-X (Mahesh, 2013) (Suetens, 2009).

Salah satu tujuan pemeriksaan CT sebagai penegakan diagnosa dengan memperhatikan kualitas citra serta keselamatan pasien dengan optimasi dosis radiasi yang digunakan. Pada perkembangannya CT menjadi pemeriksaan

yang memberikan informasi diagnostik yang akurat dengan memperhatikan proteksi radiasi terhadap pasien dan biaya yang cukup besar pada saat pemeriksaan (Schauer & Linton, 2009) (Mahesh, 2009), Menurut penelitian yang dilakukan oleh Morin, Frush, Johnson dan Fishman (2017) menjelaskan sumber utama radiasi pada pasien pencitraan medis, dosis radiasi pada tubuh pasien pemeriksaan CT biasanya dipengaruhi oleh penggunaan *milliamperes* (mA) dan *kilovoltages* (kV) (Morin, Frush, Johnson, & Fishman, 2017).

Pemanfaatan CT sebagai alat pencitraan dalam beberapa tahun terakhir meningkat cukup drastis dengan kenaikan ini maka diperlukan perhatian yang besar terhadap keselamatan pasien terhadap dosis radiasi yang diterima, salah satunya adalah pasien pediatrik beresiko terkena dampak oleh dosis radiasi karena sensitivitas jaringan tubuh terhadap radiasi dan mempertimbangkan harapan hidup (Borders, Barnes, Hasselquist, & Betz, 2012). kesadaran adanya potensi dan meningkatnya dosis radiasi pada semua pemeriksaan CT mendorong radiografer untuk meminimalkan paparan radiasi sebagai tujuan utama dalam pemeriksaan radiologi, akan tetapi Penurunan dosis CT dapat berakibat pada penurunan kualitas citra dengan bertambahnya nilai *noise*. Dengan kata lain untuk mendapatkan kualitas gambar yang baik maka diperlukan dosis radiasi yang besar (Chen, Di Roberto, & Baccei, 2015) (Morin et al., 2017).

The International Commission on Radiological Protection (ICRP) merekomendasikan sebuah sistem untuk membatasi dosis radiasi yang diterima oleh setiap individu yang dikenal dengan sebutan ALARA (As Low As Reasonably Achievable), sistem tersebut meliputi justifikasi, optimasi dan limitasi. ALARA berarti manfaat yang diberikan harus lebih besar dari resiko yang diterima dan paparan radiasi harus dikurangi serendah mungkin, hal ini juga didukung oleh lembaga keselamatan radiasi *Radiation Safety in Paediatric Imaging formed within the Society for Paediatric Radiology* pada tahun 2006, tujuannya untuk meningkatkan kesadaran

tentang dosis radiasi dalam pencitraan pediatrik dan penurunan dosis efektif (Nivelstein, Van Dam, & Van Der Molen, 2010) (Chen et al., 2015).

Pada pemeriksaan CT pediatrik terjadinya perbedaan dosis radiasi yang cukup besar dibandingkan dengan pemeriksaan CT dewasa, dosis pada organ meningkat lebih besar dan lebih sensitif terhadap terjadinya kanker. Hal ini disebabkan organ pediatrik berbeda dengan orang dewasa yaitu lemak, densitas tulang dan bentuk organ yang lebih kecil. Kontras pada CT pediatrik dipengaruhi oleh lemak dimana pada anak kecil membutuhkan sinyal untuk menekan citra *noise* dari pada citra pada orang dewasa. Dengan demikian sangat penting bahwa pada anak-anak pengaturan dosis radiasi CT harus disesuaikan dengan ukuran tubuh anak. Pengurangan dosis dapat dilakukan dengan tiga cara : dengan menurunkan mA, kV dan meningkatkan *pitch* (Brenner, 2002) (Rao, Bekhit, Ramanauskas, & Kumbala, 2013).

Radiografer dan Radiolog bertanggung jawab atas pemberian dosis radiasi yang harus sesuai dengan prinsip limitasi, radiografer dapat mengoptimalkan parameter CT untuk menghasilkan kualitas citra yang baik dengan menekan dosis radiasi (Almohiy, Mohamed, Alasar, & Saade, 2016) (Almohiy et al., 2016), Tetapi terjadi perbedaan antara kualitas citra dan dosis radiasi dimana semakin tinggi dosis radiasi yang berkontribusi pada citra maka semakin rendah *noise* karena semakin baik visualisasi terhadap kontras. Oleh karena itu dibutuhkan pemahaman tentang citra CT yang baik dengan menurunkan dosis radiasi (Zarb et al., 2010), sehingga tulisan ini dilakukan dengan tujuan untuk menganalisis kualitas citra dan dosis radiasi terhadap pemeriksaan CT scan kepala pediatrik yang diharapkan radiografer memberikan dosis radiasi yang serendah mungkin tanpa mengorbankan kualitas citra CT.

## METODE PENELITIAN

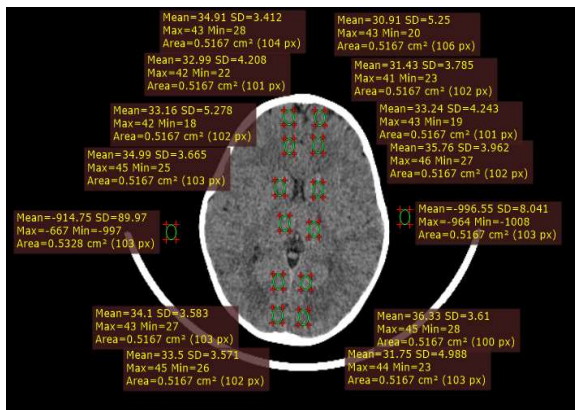
Data yang diperoleh dianalisis menggunakan tabel tabulasi nilai pixel

dengan menilai kualitas citra khusus terhadap noise; *signal to noise ratio (SNR)*, *contrast noise ratio (CNR)* dan dosis radiasi ; CTDI, DLP pada saat melakukan pemeriksaan CT sesuai dengan protokol pemeriksaan CT kepala dirumah sakit.

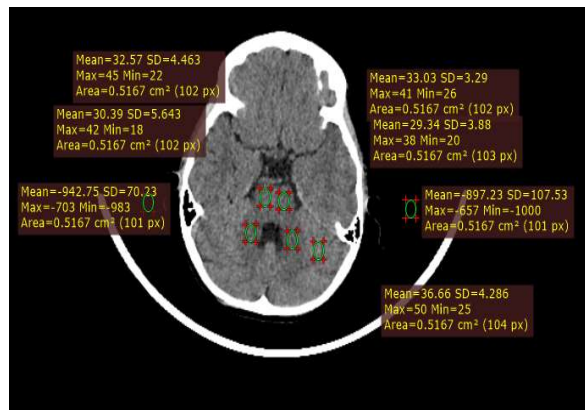
Hasil citra khusus pada noise dibandingkan terhadap variasi setiap pemeriksaan CT scan dengan menggunakan *Radiant viewer*. Citra dilakukan ROI dengan ukuran 5 mm pada citra CT, sinyal CT didefinisikan sebagai densitas pada HU dan citra noise sebagai standar deviasi akibat pelemahan pada suatu daerah, SNR dan CNR dapat di hitung menggunakan Persamaan (1) dan Persamaan (2) (Almohiy et al., 2016).

$$SNR = \frac{\text{Mean HU of tissue in ROI}}{SD \text{ of HU in ROI}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{\text{Mean GM HU} - \text{mean WM HU}}{\sqrt{[(SD \text{ GM HU})^2 + (SD \text{ WM HU})^2]}} \quad (2)$$



(a)



(b)

Gambar 1 Analisa ROI citra CT-Scan ; *whiter matter* (a) dan *gray matter* (b)

Tabel 1 Hasil perhitungan CNR pada pemeriksaan CT scan Pediatrik

No	Pasien	kV	mAs	SNR	CNR
1	Pasien 1	120	138	7,4	0,221
2	Pasien 2	120	196	6,7	0,144
3	Pasien 3	120	118	8,1	0,029
4	Pasien 4	120	136	6,6	0,360
5	Pasien 5	120	99	8,7	0,034
6	Pasien 6	120	136	7,8	0,313
7	Pasien 7	120	123	7,8	0,356
8	Pasien 8	100	300	6,9	0,217
9	Pasien 9	120	171	6,8	0,110
10	Pasien 10	120	143	7,5	0,191
11	Pasien 11	100	300	8,9	0,217
12	Pasien 12	120	145	6,7	1,150
13	Pasien 13	120	111	8,3	0,290
14	Pasien 14	100	200	6,6	0,452
15	Pasien 15	120	107	8,4	0,739
Rerata		116 ± 8,28*	161,5 ± 63,46*	7,5 ± 0,8*	0,318 ± 0,291*

\*Standar deviasi

Pengukuran dosis radiasi hasil citra CT menggunakan *CT Dose Volume Index (CTDI)* dan *Dose Length Produk (DLP)* dicatat untuk setiap variasi penggunaan parameter CT scan. Kemudian dilakukan analisa regresi linear untuk mengetahui adakah pengaruh mAs terhadap nilai CNR, CTDIvol dan DLP pada pemeriksaan CT scan kepala pediatrik.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

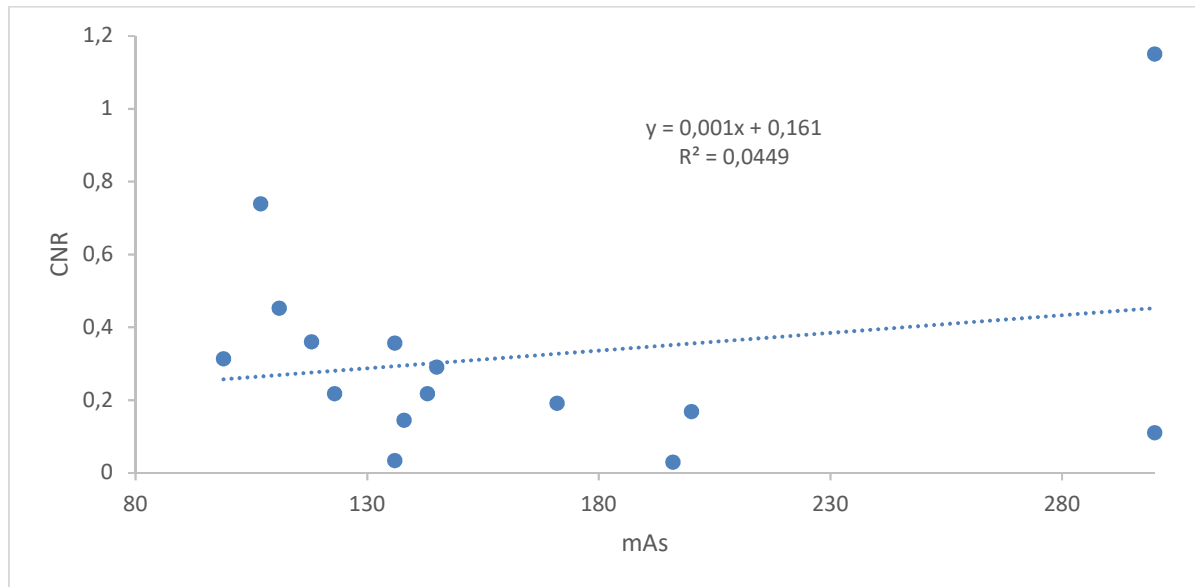
Setelah didapatkan hasil citra anatomi CT Scan kepala, untuk analisa kualitas citra SNR dan CNR dilakukan *Region of interest (ROI)* dengan ukuran 5 mm pada anatomi lobus frontal, lobus occipital dan basal ganglia pada semua pasien pemeriksaan CT Scan yang berjumlah 15 dengan rentang umur 5 bulan sampai dengan 13 tahun.

Tabel 2 Uji T-test paired Colerration

Parameter	N	Correlation	Sig.
mAs-CNR	15	-,102	,718

Tabel 3 Uji T-test paired mAs -CNR

Parameter	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the difference		t	df	Sig. (2-tailed)
				Lower	Upper			
mAs-CNR	154,545133	73,629200	19,010978	113,770641	195,319625	8,129	14	,000



Gambar 2 Grafik hasil uji regresi linear antara mAs terhadap CNR

Gambar 1 memperlihatkan contoh hasil ROI citra CT Scan. Hal ini dilakukan pada citra organ pemeriksaan CT scan karena bagian anatomi dapat memberikan informasi pada kasus trauma dan tumor kepala. Perhitungan SNR dan CNR sebelum dibagi bagian *White Matter* : lobus frontal, ganglia basalis, lobus occipital, *Gray Matter* : cerebelum, pons bilateral, ini dilakukan agar mempermudah melakukan pengukuran nilai CNR. Hasil perhitungan CNR kemudian di tampilkan pada Tabel 1.

Pada Tabel 1 hasil perhitungan nilai parameter kV terendah 100, kV tertinggi 100, nilai rerata kV  $116 \pm 8,28$ . Nilai parameter mAs terendah 99, mAs tertinggi 300, nilai rerata mAs  $161,5 \pm 63,46$ . Nilai parameter SNR terendah 6,6, SNR tertinggi 8,9, nilai rerata  $7,5 \pm 0,8$ . Untuk nilai CNR terendah 0,029, CNR tertinggi 1,150, nilai rerata  $0,318 \pm 0,291$ . Hasil uji regresi linear pengaruh antara mAs terhadap CNR di tampilkan pada Gambar 2.

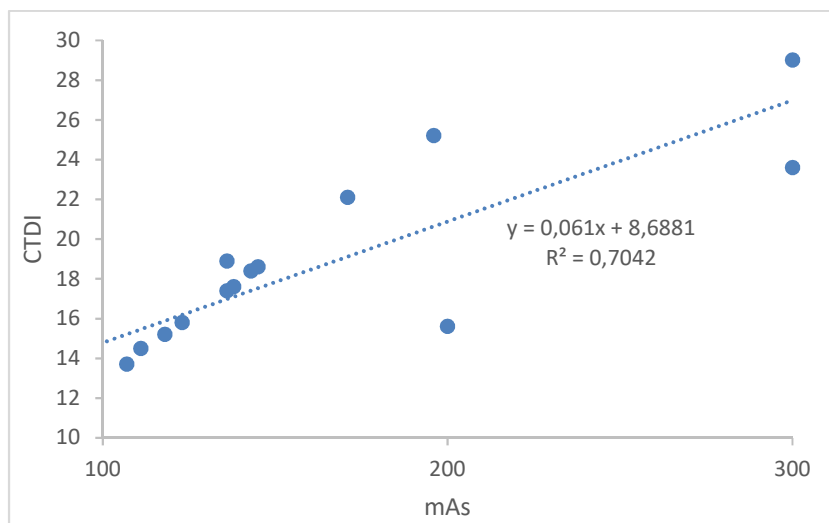
hasil uji regresi linear antara mAs terhadap CNR yaitu  $R^2=0.045$  sehingga diketahui bahwa nilai mAs kecil hubungannya terhadap nilai CNR, hal ini juga didukung dengan data hasil Uji T-test paired correlation dengan nilai Sig  $0,718 > 0,05$ . Kemudian dari hasil Uji T-test paired menunjukkan hasil adanya pengaruh yang signifikan antara pengaturan parameter mAs terhadap hasil kualitas citra CNR dengan nilai Sig 0,000.

Dari hasil penelitian yang telah dilakukan nilai uji regresi linear didapatkan hasil  $R^2=0.045$  dapat dikatakan bahwa tidak terjadi pengaruh yang signifikan antara parameter mAs terhadap parameter CNR, hal ini membuktikan bahwa parameter mAs tidak selalu dapat mempengaruhi nilai CNR. Penelitian yang telah dilakukan Chang, Hsu, Lin dan Hsu (2017), dimana nilai hasil evaluasi pantom ACR pada module 2 dengan melakukan percobaan pada variasi tegangan tabung dan arus tabung kemudian dilakukan

pengukuran nilai CNR. Didapatkan hasil nilai CNR yang cenderung sama walaupun nilai mAs mengalami peningkatan pada penggunaan 80 kV dan 120 kV (Chang, Hsu, Lin, & Hsu, 2017). Hal ini mungkin dapat terjadi karena struktur organ pediatrik tidak mudah ditentukan dengan hanya menggunakan parameter CNR. Kemudian didukung dengan pernyataan oleh penelitian Choi (2018) hasil pengukuran nilai kontras terhadap dengan nilai mAs pada pantom pediatrik tidak mengalami perubahan yang signifikan dan cenderung sama pada semua bentuk diameter pantom terhadap variasi

penggunaan mAs. Selanjutnya dari hasil pengaruh parameter CNR terhadap mAs juga mengalami hal yang sama dimana nilai CNR tidak mengalami perubahan dan cenderung sama di semua pantom pediatrik yang digunakan (Choi et al., 2018).

Untuk mengetahui pengaruh nilai parameter mAs terhadap nilai dosis radiasi pada pemeriksaan CT Scan kepala pediatrik maka diambil informasi nilai CTDIvol dan DLP total pada hasil pemeriksaan semua pasien CT Scan kepala yang berjumlah 15 pasien disajikan pada Tabel 4. Nilai CTDIvol dan DLP total pada pemeriksaan CT scan



Gambar 3. Grafik hasil uji regresi linear antara mAs terhadap CTDIvol

Tabel 4. Nilai CTDIvol dan DLP total pada pemeriksaan CT scan pemeriksaan pediatrik

No	Pasien	kV	mAs	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy x cm)	DLP total (mGy x cm)
1	Pasien 1	120	138	17,6	446,3	448,5
2	Pasien 2	120	196	25,2	640,9	443,7
3	Pasien 3	120	118	17,6	332	448,5
4	Pasien 4	120	136	18,9	448,1	435,1
5	Pasien 5	120	99	12,5	248,6	250,8
6	Pasien 6	120	136	17,4	424,3	246,5
7	Pasien 7	120	123	15,8	359,2	361,4
8	Pasien 8	100	300	23,6	442	442,7
9	Pasien 9	120	171	22,1	575,3	578,1
10	Pasien 10	120	143	18,4	429,5	431,6
11	Pasien 11	100	300	29	435	435,5
12	Pasien 12	120	145	18,6	428,4	430,6
13	Pasien 13	120	111	14,2	306,9	309,6
14	Pasien 14	100	200	15,6	344,1	346,3
15	Pasien 15	120	107	13,7	270,4	272,6
Rerata				18,68 ± 4,55*	408,7 ± 105,2*	441,2 ± 155,2*

\*Standar deviasi

pemeriksaan pediatrik, didapatkan nilai parameter CTDIvol terendah 12,5, CTDIvol tertinggi 29, nilai rerata CTDIvol  $18,68 \pm 4,55$ , kemudian nilai parameter DLP terendah 248,6, DLP tertinggi 640,9, nilai rerata DLP  $408,7 \pm 105,2$ . Pada nilai parameter DLP total terendah 250,8, DLP total tertinggi 850,8, nilai rata-rata DLP total  $441,2 \pm 155,2$ . Kemudian uji regresi linear di lakukan antara nilai mAs terhadap CTDI, data grafik pada Gambar 3. Dari hasil grafik didapatkan hasil uji regresi linear antara mAs terhadap CTDI yaitu  $R^2=0.704$  sehingga diketahui bahwa dengan meningkatnya penggunaan mAs dapat meningkatkan CTDI.

Selain itu dosis radiasi dapat berubah secara dinamis oleh penggunaan *Tube Current Modulation* (TCM) dimana hal ini mungkin mempengaruhi hasil uji regresi linear pengaruh mAs terhadap CNR, dimana penggunaan mA pada bagian organ tertentu mengalami peningkatan dan penurunan sesuai dengan bentuk organ. Seorang radiografer dapat melakukan pemantauan respon dan dapat melakukan kontrol terhadap dosis radiasi yang diberikan kepada pasien pemeriksaan CT scan dengan menggunakan parameter CTDIvol, hal ini penting sebagai sarana melakukan evaluasi estimasi dosis radiasi yang diterima pasien dan sebagai protokol untuk menentukan optimalisasi terhadap pemeriksaan CT scan pediatrik. Dari hasil penelitian yang dilakukan, didapatkan hasil uji regresi linear antara nilai mAs terhadap CTDI yaitu  $R^2=0.704$ , hal ini membuktikan bahwa adanya hubungan yang erat antar parameter mAs dan parameter CTDI.

Dari hasil penelitian yang dilakukan Anam (2018), memberikan informasi bahwa ukuran organ dapat mempengaruhi penggunaan mAs yang dapat mempengaruhi nilai hasil dosis radiasi. Selain itu diketahui ada hubungan yang erat antara parameter CTDIvol dengan parameter mAs (Anam et al., 2018).

Berdasarkan hasil penelitian pada 15 pasien pediatrik pada pemeriksaan CT Scan kepala terhadap kualitas citra nilai CNR

sedangkan untuk informasi dosis radiasi yang diterima didapat dari nilai CTDIvol. Citra noise pada CT scan dapat terjadi akibat pelemahan sinar-X pada saat melewati organ. Akibat pelemahan ini sebaiknya tidak terlalu besar karena dapat mempengaruhi citra CT scan yang dihasilkan. Selain itu citra noise pada CT scan tergantung pada banyaknya jumlah foton yang terdeteksi pada detektor atau disebut *quantum noise* yang merupakan salah satu faktor yang paling penting terhadap penilaian kualitas citra. *Quantum noise* adalah nilai standar deviasi dari jumlah pixel pada citra CT scan di suatu daerah organ yang homogen dari citra CT yang dihasilkan (Zarb et al., 2010).

*Contrast resolution* (CR) berfungsi menentukan detail kontras yang dapat membantu memperjelas citra radiografi ketika terjadi perbedaan kecil dari suatu organ dengan area sekitarnya. Untuk mengidentifikasi struktur citra *noise* dapat menggunakan pengukuran parameter SNR, karena mampu menjelaskan CR dengan baik, yang dapat ditentukan dengan melakukan pengukuran nilai pixel pada citra organ yang ditampilkan. Selain itu parameter kualitas citra yang sangat penting adalah CNR hal ini diperlukan agar mampu membedakan organ yang mempunyai keseragaman yang hampir sama, sehingga untuk penyelesaian masalah ini diperlukan beberapa parameter tambahan antara lain dengan melakukan pengukuran nilai kontras objek, penggunaan algoritma rekonstruksi, pengukuran citra *noise* dan melakukan seting pada monitor CT scan (Gulliksrud, Stokke, & Trægde Martinsen, 2014). Oleh karena itu CNR menjadi parameter yang dianggap sebagai faktor yang dominan sebagai cara untuk melakukan optimalisasi pada citra CT scan (Chang et al., 2017).

Penelitian yang telah dilakukan oleh Alsleem, Davidson, & Mi (2013) menjelaskan beberapa faktor yang mempengaruhi citra CT scan salah satunya adalah arus tabung. Peningkatan kualitas citra CT scan membutuhkan penurunan nilai noise dan peningkatan nilai SNR, namun hal ini



biasanya akan meningkatkan dosis radiasi kepada pasien, dengan peningkatan dosis radiasi berarti nilai SNR juga mengalami kenaikan yang signifikan tetapi hal ini tidak rekomendasikan oleh para ahli radiologi. Penurunan nilai arus tabung (mAs) berarti dosis radiasi yang diterima pasien mengalami penurunan, tetapi pada saat yang sama citra *noise* mengalami peningkatan, sedangkan nilai CNR yang mengalami penurunan. Ini dapat dibuktikan dengan penilaian visibilitas citra yang mengalami keseragaman negatif yang sama di semua struktur organ yang di citrakan (Alsleem et al., 2013). Sehingga dapat dikatakan bahwa menaikkan nilai mAs dapat dilakukan atas dasar meningkatkan kualitas citra dengan tujuan agar membantu dalam diagnosa dan penetapan klinis kepada pasien.

Tingkat panduan diagnostik untuk paparan medik atau DRL direkomendasikan sebagai panduan para praktisi medik salah satunya radiografer dalam melakukan setiap jenis pemeriksaan radiologi diagnostik. Nilai DRL untuk Indonesia selalu dilakukan *update* untuk tahun 2018 (BAPETEN, 2016) untuk pediatrik dengan estimasi batas dosis radiasi CTDIvol 72 mGy dan DLP 1304 mGy x cm. Dari hasil penelitian nilai rata-rata CTDIvol 18,68 mGy dan nilai rata-rata DLP 408,7 mGy x cm berarti protokol pemeriksaan CT scan kepala pediatrik yang digunakan masih dalam batas aman untuk digunakan.

## KESIMPULAN

Dari hasil uji regresi linear antara mAs terhadap CNR yaitu  $R^2 = 0.045$ . kemudian untuk hasil uji regresi linear antara mAs terhadap CTDI yaitu  $R^2 = 0.704$ . berdasarkan hasil estimasi batas dosis radiasi nilai rerata CTDIvol 18,68 dan nilai rerata DLP 408,7 berarti protokol pemeriksaan CT scan kepala pediatrik yang digunakan masih dalam batas aman untuk digunakan. Penggunaan parameter nilai mAs sebaiknya dipertimbangkan, sebagai upaya optimasi dengan menurunkan agar dosis radiasi semakin kecil tetapi tetap memberikan informasi kualitas citra optimal.

## DAFTAR PUSTAKA

- Almohiy, H., Mohamed, E., Alasar, M., & Saade, C. (2016). Correct Patient Centering Increases Image Quality without Concomitant Increase of Radiation Dose during Adult Intracranial Computed Tomography. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2016.05.002>
- Alsleem, H., Davidson, R., & Mi, M. (2013). Factors Affecting Contrast-Detail Performance in Computed Tomography: A Review. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 44(2), 62–70. <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2012.12.001>
- Anam, C., Haryanto, F., Widita, R., Arif, I., Dougherty, G., & McLean, D. (2018). Volume computed tomography dose index (CTDIvol) and size-specific dose estimate (SSDE) for tube current modulation (TCM) in CT scanning. *International Journal of Radiation Research*. <https://doi.org/10.18869/acadpub.ijrr.16.2.289>
- BAPETEN. (2016). Pedoman Teknis Penyusunan Tingkat Panduan Diagnostik Atau Diagnostic Reference Level (Drl) Nasional, (8). <https://doi.org/10.1039/C5RA02987B>
- Borders, H. L., Barnes, C. L., Hasselquist, B. E., & Betz, B. W. (2012). Use of a Dedicated Pediatric CT Imaging Service Associated With. *JACR*, 9(5), 340–343. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2011.12.027>
- Brenner, D. J. (2002). Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative, 228–231. <https://doi.org/10.1007/s00247-002-0671-1>
- Chang, K. P., Hsu, T. K., Lin, W. T., & Hsu, W. L. (2017). Optimization of dose and image quality in adult and pediatric computed tomography scans. *Radiation Physics and Chemistry*. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2017.02.006>
- Chen, B., DiRoberto, C., & Baccei, S. J. (2015). Reducing Radiation Exposure Without Compromising Image Quality for Lumbar Spine CT. *Journal of the American College of*

- Radiology*, 10–12.  
<https://doi.org/10.1016/j.jacr.2015.10.011>
- Choi, H. R., Kim, R. E., Heo, C. W., Kim, C. W., Yoo, M. S., & Lee, Y. (2018). Optimization of dose and image quality using self-produced phantom with various diameters in pediatric abdominal CT scan. *Optik*.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2018.04.066>
- Gulliksrud, K., Stokke, C., & Trægde Martinsen, A. C. (2014). How to measure CT image quality: Variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom. *Physica Medica*, 30(4), 521–526.  
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2014.01.006>
- Mahesh, M. (2009). NCRP Report Number 160: Its Significance to Medical Imaging. *Journal of the American College of Radiology*, 6(12), 890–892.  
<https://doi.org/10.1016/j.jacr.2009.09.014>
- Mahesh, M. (2013). The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition. *Medical Physics*, 40(7).  
<https://doi.org/10.1118/1.4811156>
- Morin, R. L., Frush, D. P., Johnson, P. T., & Fishman, E. K. (2017). Enhancing Image Quality in the Era of Radiation Dose Reduction: Postprocessing Techniques for Body CT. *Journal of the American College of Radiology*, 1–3.  
<https://doi.org/10.1016/j.jacr.2017.11.001>
- Nievelstein, R. A. J., Van Dam, I. M., & Van Der Molen, A. J. (2010). Multidetector CT in children: Current concepts and dose reduction strategies. *Pediatric Radiology*, 40(8), 1324–1344.  
<https://doi.org/10.1007/s00247-010-1714-7>
- Rao, P., Bekhit, E., Ramanauskas, F., & Kumbala, S. (2013). CT head in children. *European Journal of Radiology*, 82(7), 1050–1058.  
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.11.038>
- Schauer, D. A., & Linton, O. W. (2009). Ncrp Report No. 160, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, Medical Exposure—Are We Doing Less With More, and Is There a Role for Health Physicists? *Health Physics*, 97(1), 1–5.  
<https://doi.org/10.1097/01.HP.0000356672.44380.b7>
- Siegel, M. J., Schmidt, B., Bradley, D., Suess, C., & Hildebolt, C. (2004). Radiation dose and image quality in pediatric CT: Effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology*, 233(2), 515–522.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.2332032107>
- Suetens, P. (2009). *Fundamentals of Medical Imaging*. Cambridge: Cambridge University Press.  
<https://doi.org/10.1017/CBO9780511596803>
- Zarb, F., Rainford, L., & Mcentee, M. F. (2010). Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography*, 16(2), 147–153.  
<https://doi.org/10.1016/j.radi.2009.10.002>