

ANALISIS MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF) DAN CONTRAS-TO-NOISE RATIO (CNR) UNTUK OPTIMASI KUALITAS CITRA CT SCAN

Mutiara Fatimah Azhara¹, Syamsir Dewang¹, Sri Dewi Astuty^{1*}, Ulfah Rosyidah², Bannu Abdul Samad¹

¹Laboratorium Fisika Medik dan Biofisika, Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Hasanuddin, Indonesia

²Instalasi Radiologi, RSUD Haji Makassar, Indonesia

Email: dewiastuti@fmipa.unhas.ac.id

Received: 11 Oktober 2022; revised: 11 Januari 2023; accepted: 16 Januari 2023

ABSTRAK

Salah satu parameter utama dalam kualitas citra CT scan untuk menegakkan diagnosa adalah resolusi kontras tinggi (Modulation Transfer Function, MTF) dan resolusi kontras rendah (Contrast-to-Noise Ratio, CNR). MTF dan CNR menjadi kriteria penting untuk membandingkan protokol dosis tinggi dan dosis rendah, yang bergantung pada karakteristik obyek yang menjadi target. MTF menghitung jumlah keburaman (noise) dan kontras pada frekuensi spasial sedangkan CNR menampilkan objek dalam ukuran 2-3 mm yang memiliki perbedaan densitas. Penelitian ini menggunakan fantom AAPM sebagai obyek dengan variasi arus tabung dan tebal irisan. Citra dianalisis dengan software Radiant DICOM dan IndoQCT. Pengukuran dilakukan dengan dua variasi yaitu arus tabung 100, 130 dan 150 mA pada tegangan tabung 80 kV dan tebal irisan 2,5 mm, sedangkan untuk variasi tebal irisan 1,25; 3,75; dan 5 mm pada tegangan tabung 80 kV dan arus tabung 125 mA. Hasil penelitian diperoleh nilai MTF masing-masing variasi arus tabung berturut-turut 0,7 line/mm; 0,7 line/mm; dan 0,8 line/mm. Nilai MTF masing-masing variasi tebal irisan sama yaitu 0,7 line/mm. Nilai CNR terhadap variasi arus tabung sebesar 2,548; 3,016; dan 3,482 serta terhadap variasi tebal irisan diperoleh 2,308; 2,613; dan 2,735. Semakin besar nilai arus tabung dan tebal irisan, maka nilai MTF semakin tinggi demikian pula untuk nilai CNR.

Kata Kunci: IndoQCT, Resolusi Kontras Tinggi, Resolusi Kontras Rendah

PENDAHULUAN

Computed Tomography (CT) Scan merupakan modalitas yang banyak digunakan untuk menghasilkan citra radiografi dari objek tubuh bagian dalam menggunakan paparan sinar-X berenergi tinggi [1]. Prinsip dasar CT Scan mirip dengan perangkat radiografi yang sudah lebih umum dikenal. Kedua perangkat ini sama-sama memanfaatkan intensitas radiasi setelah melewati suatu obyek untuk membentuk citra. Tidak seperti citra yang dihasilkan dari teknik radiografi, informasi

citra yang ditampilkan oleh CT Scan tidak tumpang tindih sehingga dapat memperoleh citra yang menampilkan informasi tampak melintang obyek yang disinari [2, 3].

Citra CT Scan telah digunakan secara luas pada bidang medis, akan tetapi citra yang dihasilkan masih belum sempurna. Pengolahan citra atau *image processing* pada CT Scan bertujuan untuk mendapatkan kualitas citra yang lebih baik, yakni *noise* yang lebih kecil, resolusi spasial yang lebih tinggi, dan kontras

resolusi yang meningkat [4]. Secara umum, parameter yang menunjukkan kualitas citra CT scan meliputi resolusi spasial, kontras resolusi, *noise*, dan artefak [5].

Resolusi spasial atau resolusi kontras tinggi adalah kemampuan untuk membedakan objek yang berukuran kecil dengan densitas yang berbeda pada latar belakang yang sama [6]. Penentuan nilai resolusi spasial dapat dilakukan secara visual untuk membedakan citra yang jelas terbaca dengan citra yang kabur. Berdasarkan perhitungan, terdapat domain spasial dan domain frekuensi dimana besarnya skala nilai citra dinyatakan dalam *cycle/mm*. Domain spasial terdiri dari fungsi sebaran tepi atau *Edge Spread Function* (ESF), fungsi sebaran garis atau *Line Spread Function* (LSF) dan fungsi sebaran titik atau *Point Spread Function* (PSF). Salah satu metode untuk menentukan domain frekuensi ialah *Modulation Transfer Function* (MTF) [7]. Nilai dari MTF akan digambarkan dalam grafik MTF 10% yang merupakan batas suatu objek dapat ditangkap secara visual. Oleh karena itu, setiap objek dengan nilai MTF di bawah 10 % akan sulit untuk dilihat dan diidentifikasi. Semakin tinggi nilai MTF suatu objek maka akan semakin jelas objek tersebut terlihat [8].

Resolusi kontras rendah dapat dinyatakan sebagai kemampuan CT Scan untuk menampilkan objek dalam ukuran 2–3 mm yang memiliki perbedaan densitas sangat kecil. Resolusi kontras rendah ini juga dikenal dengan nama *sensitivity of system*, karena dapat mendeteksi perbedaan kerapatan objek berkisar kurang dari 1% [9]. Resolusi kontras rendah membedakan antara kepadatan objek dan latar belakangnya. Resolusi kontras rendah dipengaruhi oleh faktor eksposi yang meliputi tegangan tabung, arus tabung dan waktu penyinaran [10].

Analisa citra dari resolusi kontras rendah dapat dilakukan melalui pengukuran nilai *Region of Interest* (ROI) pada beberapa titik di setiap citra. Nilai ROI yang

diperoleh dalam *Hounsfield Units* (HU) dapat digunakan untuk melihat kualitas citra melalui nilai perbandingan kontras terhadap *noise* (*Contrast to Noise Ratio* atau CNR) dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (1).

$$\text{CNR} = \frac{|A - B|}{\text{SD}} \quad (1)$$

dimana A = rerata ROI dari objek

B = rerata ROI dari *background*

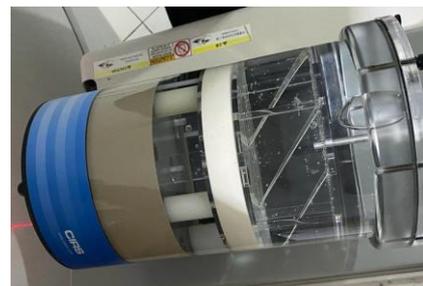
SD = standar deviasi *background*

Metode CNR telah banyak digunakan untuk mengukur kualitas citra secara kuantitatif, terutama pada citra tomografi. Semakin tinggi nilai CNR maka citra sinar-X yang didapatkan juga semakin baik [11].

Noise dapat dideskripsikan sebagai standar deviasi dari nilai-nilai piksel yang terdapat dalam matriks dari sebuah gambar CT Scan [12]. *Noise* menggambarkan penurunan kontras resolusi suatu citra pesawat CT Scan [13]. Parameter kualitas citra yang terakhir yaitu artefak, dapat didefinisikan sebagai struktur apapun yang terlihat pada gambar tetapi tidak mewakili anatomi sebenarnya. Artefak pada citra CT Scan terdiri dari *shading* artefak, artefak cincin, dan *streak* artefak [14].

BAHAN DAN METODE

Penelitian ini dilakukan di Instalasi Radiologi RSUD Haji Makassar dengan menggunakan pesawat CT Scan merk GE Brivo 385, AAPM CT Performance Phantom model 610 (Gambar 1), dan *aquabides* sebanyak 7 liter.

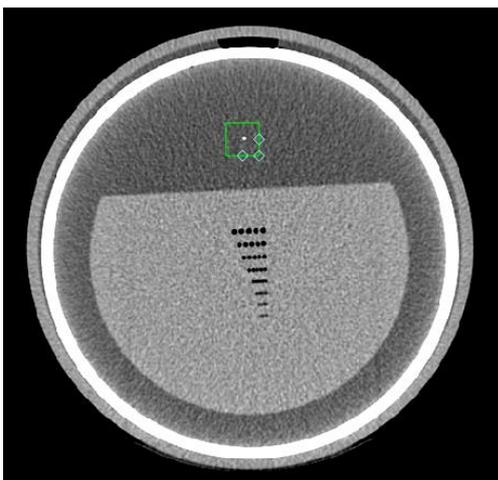


Gambar 1. Fantom AAPM CT Performance.

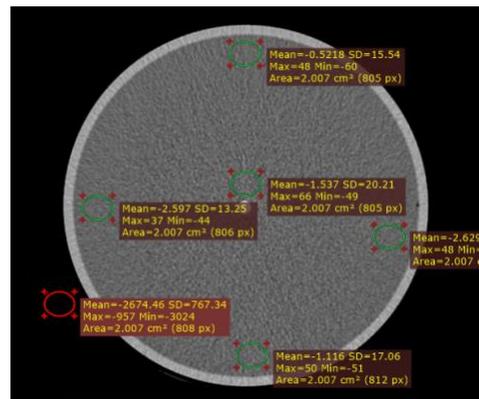
Pengambilan data dilakukan dengan cara mengubah variasi parameter arus tabung dan tebal irisan untuk mendapatkan nilai resolusi kontras tinggi dan kontras rendah. Sebelum penelitian dimulai, dilakukan pemeriksaan pesawat terlebih dahulu untuk memastikan bahwa kondisi *scan* parameter pada pesawat dalam keadaan siap digunakan. Parameter *scan* diatur pada variasi arus tabung 100 mA; 130 mA; dan 150 mA, variasi tebal irisan 1,25 mm; 3,75 mm; dan 5 mm, waktu rotasi 1 detik, dan tegangan tabung 80 kV. Citra yang dihasilkan akan dianalisis menggunakan *software* Radiant DICOM dan IndoQCT.

Untuk pengukuran resolusi kontras tinggi, dilakukan menggunakan *software* IndoQCT dengan menempatkan ROI pada titik berwarna putih seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.

Untuk pengukuran resolusi kontras rendah, memilih ROI pada *software* Radiant DICOM kemudian ditempatkan masing-masing di pusat gambar, *background* gambar, tepi 1 (jam 3), tepi 2 (jam 6), tepi 3 (jam 9) dan tepi 4 (jam 12) seperti pada Gambar 3.



Gambar 2. Penempatan ROI untuk menghitung nilai resolusi kontras tinggi.



Gambar 3. Penempatan ROI untuk menghitung nilai resolusi kontras rendah.

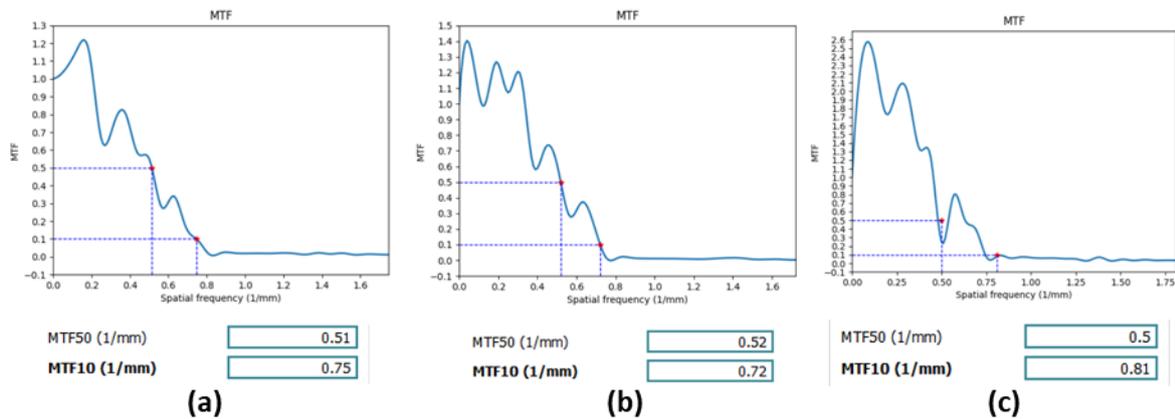
HASIL DAN PEMBAHASAN

Analisis Resolusi Kontras Tinggi

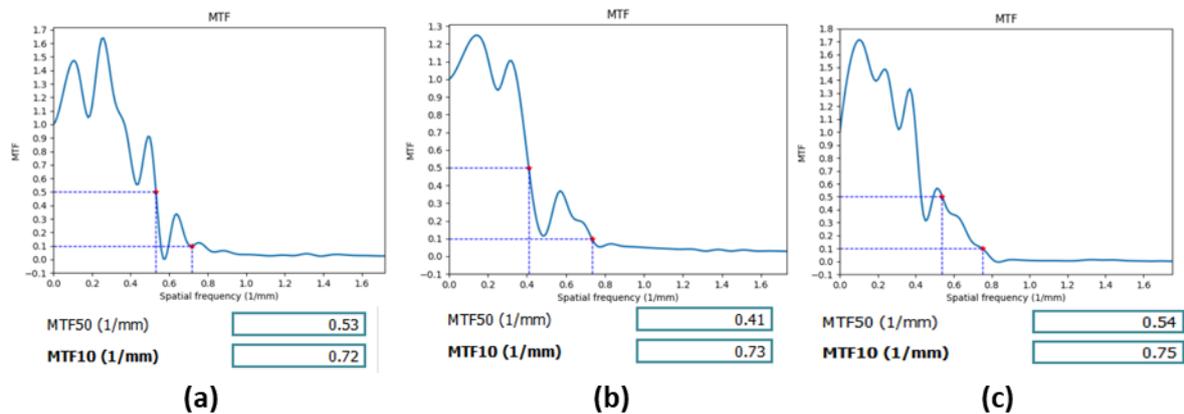
Nilai MTF menggambarkan perbandingan antara objek dan *background*. Nilai ini dapat digunakan untuk mengetahui resolusi kontras tinggi dari suatu citra. ROI diletakkan pada objek menggunakan *software* IndoCT.

Pengukuran nilai MTF dilakukan dengan variasi arus tabung 100, 130, dan 150 mA, tegangan tabung 80 kV, tebal irisan 2,5 mm dan waktu rotasi 1 s. Nilai MTF digambarkan dalam bentuk kurva MTF% dimana nilai MTF 10% merupakan batas suatu objek dapat dilihat secara visual. Gambar 4 menampilkan kurva MTF 10% pada variasi arus tabung.

Pada Gambar 4, nilai MTF 10% ialah 0,7 cycle/mm pada arus tabung 100 mA, dan 130 mA. Sedangkan untuk arus tabung 150 mA, nilai MTF 10% ialah 0,8 cycle/mm. Nilai MTF 10% tidak berbeda secara signifikan walaupun terdapat sedikit peningkatan seiring meningkatnya arus tabung. Semakin besar nilai MTF 10%, maka resolusi kontras tinggi juga semakin baik. Dari gambar 4, dapat dilihat bahwa semua nilai MTF 10% sesuai dengan standar BAPETEN, yaitu $\geq 0,5$ cycle/mm. Hal ini berarti bahwa kemampuan pesawat CT *Scan* dalam menghasilkan resolusi spasial masih baik.



Gambar 4. Hasil perhitungan nilai MTF 10% pada arus tabung (a) 100; (b) 130; dan (c) 150 mA.



Gambar 5. Hasil perhitungan nilai MTF 10% pada tebal irisan (a) 1,25; (b) 3,75; dan (c) 5 mm.

Pada Gambar 5, dapat dilihat bahwa nilai MTF 10% ialah 0,7 cycle/mm pada semua variasi tebal irisan. Hal ini dikarenakan resolusi kontras tinggi tidak dipengaruhi oleh tebal irisan. Oleh karena itu peningkatan tebal irisan tidak membuat nilai MTF 10% ikut meningkat. Tetapi nilai MTF 10% dari semua variasi tebal irisan tetap memenuhi standar dari BAPETEN, yaitu $\geq 0,5$ cycle/mm. Hal ini berarti bahwa kemampuan pesawat CT scan dalam menghasilkan resolusi spasial masih baik.

Analisis Resolusi Kontras Rendah

Nilai CNR menggambarkan perbandingan antara kontras terhadap *noise* pada suatu

citra. Nilai ini didapatkan dengan pengukuran nilai CTN berdasarkan posisi tiap ROI. Pengukuran nilai CNR dilakukan dengan variasi arus tabung 100 mA, 130 mA, dan 150 mA, tegangan tabung 80 kV, tebal irisan 2,5 mm dan waktu rotasi 1 s. Tabel 1 menunjukkan hasil pengukuran nilai CNR variasi arus tabung.

Berdasarkan Tabel 1, nilai rata-rata CNR yang didapatkan yaitu 2,548 untuk arus tabung 100 mA, 3,016 untuk arus tabung 130mA, dan 3,483 untuk arus tabung 150 mA. Arus tabung 100 mA dengan tebal irisan 2,5 mm menghasilkan nilai rata-rata CNR terendah, yaitu 2,548 sedangkan nilai CNR tertinggi diperoleh

dari arus tabung 150 mA yaitu 3,482. Hal ini disebabkan karena resolusi kontras rendah dipengaruhi oleh parameter seperti, arus tabung. Semakin besar nilai arus tabung maka semakin besar pula nilai CNR. Begitupun sebaliknya, jika nilai arus tabung semakin kecil maka nilai CNR juga semakin kecil. Dari Tabel 1 dapat dilihat bahwa nilai CNR rata-rata dari semua variasi arus tabung masih sesuai dengan standar BAPETEN, yaitu >1. Hal ini menunjukkan bahwa kemampuan CT scan masih baik dalam menampilkan kontras resolusi pada suatu citra.

Berdasarkan Tabel 2, nilai rata-rata CNR yang didapatkan yaitu 2,308 untuk tebal irisan 1,25 mm, 2,613 untuk tebal irisan 3,75 mm, dan 2,735 untuk tebal irisan 5 mm. Tebal irisan 1,25 mm dengan arus tabung 125 mA menghasilkan nilai rata-rata CNR terendah, yaitu 2,308 sedangkan nilai CNR tertinggi diperoleh dari tebal irisan 5 mm, yaitu 2,735. Hal ini karena salah satu parameter yang mempengaruhi resolusi kontras rendah ialah tebal irisan. Semakin besar ketebalan irisan maka semakin besar pula nilai CNR, begitupun sebaliknya, jika ketebalan irisan semakin kecil maka nilai CNR juga semakin kecil. Dari tabel 2 dapat dilihat bahwa nilai CNR rata-rata dari semua variasi tebal irisan masih sesuai

dengan standar BAPETEN, yaitu >1. Hal ini menunjukkan bahwa kemampuan CT scan masih baik dalam menampilkan kontras resolusi pada suatu citra.

Gambar 6 menunjukkan bahwa nilai CNR mengalami peningkatan. Besarnya nilai CNR berbanding lurus dengan besar nilai arus tabung dan tebal irisan. Artinya jika nilai arus tabung dan tebal irisan semakin besar, maka nilai CNR juga semakin besar.

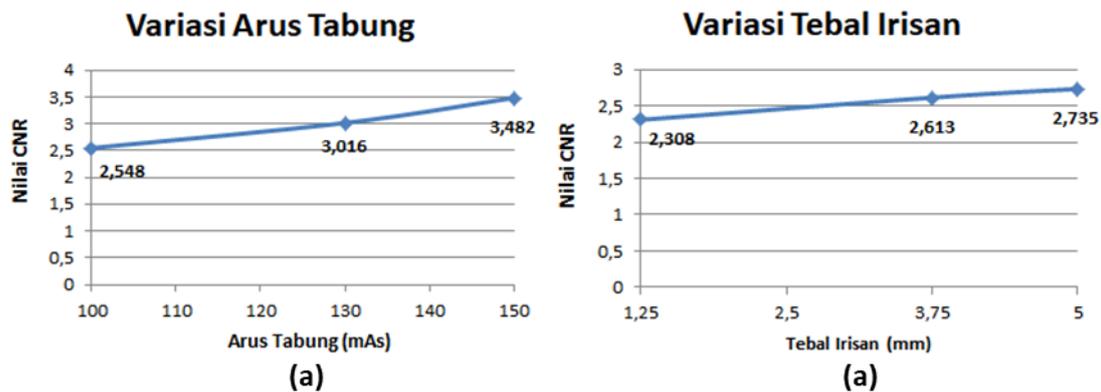
Tebal irisan yang besar menyebabkan lebih banyak sinar-X yang lewat obyek selama proses scanning. Artinya, lebih banyak sinyal yang masuk ke detektor dan rasio kontras terhadap noise yang lebih baik. Arus tabung mempengaruhi banyaknya sinar-X yang dihasilkan. Semakin besar arus yang diberikan maka jumlah elektron yang dilepaskan oleh katoda semakin banyak. Jumlah elektron yang menumbuk anoda semakin banyak, sehingga berkas sinar-X yang dihasilkan semakin banyak. Slice yang tebal menyebabkan lebih banyak sinar-X yang lewat obyek selama proses scanning. Artinya, lebih banyak sinyal yang masuk ke detektor dan rasio kontras terhadap noise yang lebih baik. Hasilnya gambar akan lebih jernih dengan resolusi kontras rendah yang lebih baik.

Tabel 1. Data hasil pengukuran nilai CNR dengan variasi arus tabung.

Arus Tabung (mA)	Tebal Irisan (mm)	Nilai CNR					Rata-Rata CNR
		Tepi 1	Tepi 2	Tepi 3	Tepi 4	Pusat	
100	2,5	2,548	2,550	2,548	2,550	2,548	2,548
130		3,015	3,016	3,017	3,018	3,018	3,016
150		3,481	3,483	3,481	3,484	3,483	3,482

Tabel 2. Data hasil pengukuran nilai CNR dengan variasi tebal irisan.

Tebal Irisan (mm)	Arus Tabung (mA)	Nilai CNR					Rata-Rata CNR
		Tepi 1	Tepi 2	Tepi 3	Tepi 4	Pusat	
1,25	125	2,306	2,307	2,308	2,309	2,310	2,308
3,75		2,614	2,614	2,615	2,611	2,615	2,613
5		2,736	2,734	2,735	2,736	2,736	2,735



Gambar 6. Grafik nilai CNR (a) variasi arus tabung dan (b) variasi tebal irisan.

KESIMPULAN

Nilai MTF masing-masing variasi arus tabung berturut-turut 0,7 line/mm; 0,7 line/mm; dan 0,8 line/mm. Nilai MTF untuk variasi tebal irisan sama yaitu 0,7 line/mm. Hasil penelitian terhadap nilai MTF masih sesuai dengan standar BAPETEN yaitu $>0,5$ line/mm. Arus tabung yang meningkat membuat nilai MTF juga berubah sedangkan terhadap variasi tebal irisan, nilai MTF tetap. Nilai CNR terhadap variasi arus tabung sebesar 2,548; 3,016; dan 3,482 serta terhadap variasi tebal irisan diperoleh 2,308; 2,613; dan 2,735. Nilai CNR yang didapatkan sesuai dengan standar BAPETEN yaitu >1 . Semakin besar arus tabung dan tebal irisan, maka semakin besar pula nilai CNR.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Rozanah R, Budi WS, Arifin Z. Perbandingan Kualitas Citra CT Scan pada Protokol Dosis Tinggi dan Dosis Rendah untuk Pemeriksaan Kepala Pasien Dewasa dan Anak. *Youngster Physics Journal*. 2015;4(1):117-126.
- [2] Hutami I. *Variasi Faktor Eksposi untuk Menentukan Kualitas Kontras Citra CT Scan pada Phantom Air*. Skripsi, Fisika, FMIPA Universitas Udayana, Bali; 2018.
- [3] Simanjuntak JN, Damanik M, Daulay ER. Optimisasi Dosis dan Kualitas Citra CT-Scan untuk Variasi Pitch sebagai Upaya Proteksi Radiasi di Rumah Sakit Umum Pusat Adam Malik Medan. *Jurnal Pengawasan Tenaga Nuklir*. 2021;1(1): 18-21.
- [4] Awwalin AR, Setiawati E, Anam C. Implementasi Metode Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization dan Laplacian of Gaussian Filter Untuk Peningkatan Kontras Citra CT. *Berkala Fisika*. 2021;24(1): 35-43.
- [5] Riyanto S, Budi WS, Anam C. Pengaruh Arus Tabung terhadap Noise dan Kontras Citra pada Pesawat CT Scan. *Berkala Fisika*. 2019;22(3): 105-109.
- [6] Oktaviani A & Johan Y. Perbandingan Resolusi Spasial, Temporal dan Radiometrik Serta Kendalanya. *Jurnal Enggano*. 2016;1(2): 74-79.
- [7] Rachmadanti I. *Optimalisasi Faktor Eksposi pada Protokol Head Computerized Tomography Scan (Head CT-Scan) untuk Memperoleh Resolusi Spasial Maksimal*. Skripsi, Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga, Surabaya; 2020.
- [8] Aichinger H, Dierker J, Joite-Barfuß, S, Säbel M. *Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology: physical principles and*

- clinical applications*. Berlin: Springer; 2004.
- [9] Hasnani. *Analisis Resolusi Kontras Citra CT Scan Menggunakan Phantom American College Of Radiology (ACR)*. Skripsi, Fisika, FMIPA Universitas Hasanuddin, Makassar; 2017.
- [10] Dabukke H. Pengaruh Perubahan Tegangan Terhadap Kontras Resolusi pada CT Scan. *Jurnal Mutiara Elektromedik*. 2017;1(1): 24-33.
- [11] Wibowo NPE, Susilo S, Sunarno S. Uji Profisiensi Citra Hasil Eksposi Sistem Radiografi Digital di Laboratorium Fisika Medik Unnes. *Unnes Physics Journal*. 2016;5(1): 23-29.
- [12] Sori WJ, Feng J, Godana AW, Liu S, Gelmecha DJ. DFD-Net: lung cancer detection from denoised CT scan image using deep learning. *Frontiers of Computer Science*. 2021;15(2): 1-13.
- [13] Kurniawan ANKN & Soesanti IS. Evaluasi Nilai Noise Sebelum dan Sesudah Kalibrasi sebagai Salah Satu Wujud Kinerja Pesawat CT-Scan. *In Forum Teknik*. 2010;33(3):157-165.
- [14] Goldman LW. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of nuclear medicine technology*. 2007;35(4): 213-225.