

TEKNIK AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL DAN FIXED mA TERHADAP DOSIS RADIASI DAN KUALITAS GAMBARAN PADA CT SCAN UROLOGI NON KONTRAS

(LB.0201/II/KE/30/556/2019)

*Automatic exposure control and fixed mA technique to radiation dose and image quality on non contrast urology CT scan***Sariyanto Ginanjar Kartasasmita¹, Mayarani², Novan Hendra Hariyanto³**¹Instalasi Radiologi, RS PI Prof. Dr. Sulianti Saroso^{2,3}Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik kesehatan Kemenkes Jakarta
II

novanhendra.mr@gmail.com

ABSTRAK

Penelitian ini bertujuan untuk membandingkan nilai dosis radiasi dan kualitas gambar pada pemeriksaan *CT Scanurologi* non kontras dengan perbedaan teknik *Automatic Exposure Control(AEC)* dan teknik *fixed mA*. Desain penelitian ini adalah kuantitatif analitik. Penelitian ini dilakukan di Instalasi Radiologi RS Swasta di Jakarta Utara pada bulan Agustus – Oktober 2019. Jumlah sampel dari penelitian ini adalah 40 orang dengan empat perbedaan perlakuan dan masing-masing perlakuan berjumlah 10 pasien yang dipilih berdasarkan kriteria inklusi dan eksklusi. Metode pengumpulan data yang digunakan berupa observasi dan dokumentasi. Instrumen penelitian yang digunakan yaitu lembar kerja untuk mencatat data selama penelitian berlangsung dan komputer *AdvantageWorkstation Computed Tomography (AWCT)* untuk mengukur nilai atau kualitas citra gambar *CT Scan*. Pengolahan dan analisis hasil data menggunakan program komputasi. Hasil dari penelitian penggunaan teknik *Automatic Exposure Control(AEC)* dapat memberikan dosis radiasi yang optimal dengan kualitas gambar *CT Scan* yang lebih baik dibandingkan dengan teknik *fixed mA*. Meskipun teknik *fixed mA*100 dapat memberikan nilai dosis radiasi yang lebih kecil dibandingkan teknik *AEC* tetapi menghasilkan kualitas gambar yang kurang baik

Kata kunci : *CT Scan* Urologi, Teknik *AEC*, Teknik *Fixed mA***ABSTRACT**

This study aims to compare the value of radiation dose and image quality on non-contrast CT scanning with differences in Automatic Exposure Control (AEC) and fixed mA techniques. This research design is quantitative analytic. This research was conducted at the Radiology Installation of a Private Hospital in North Jakarta in August - October 2019. The number of samples of this study was 40 people with four different treatments and 10 patients each selected based on inclusion and exclusion criteria. Data collection methods used were observation and documentation. The research instruments used were worksheets to record data during the study and the Advantage Workstation Computed Tomography (AWCT) computer to measure the value or quality of the CT Scan image image. Processing and analysis of data results using computational programs. The results of the research using the Automatic Exposure Control (AEC) technique can provide an optimal radiation dose with better CT scan image quality than the fixed mA technique. Although the fixed mA100 technique can provide a smaller radiation dose value than the AEC technique, it results in poor image quality.

Keywords : *AEC Technique, Fixed mA Technique, Urology CT Scan*

PENDAHULUAN

Inovasi teknologi dalam *Computed Tomography (CT)*, termasuk *helical* dan *multidetector* telah memperluas penggunaan *CT Scan* dalam kedokteran modern. Namun penggunaan rutin *CT Scan* juga meningkatkan paparan radiasi pada populasi. (Gawet G *et al.*, 2018)

Dosis radiasi *CT Scan* tergantung pada tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan *slice scan time*. Arus tabung dan *slice scan time* bersama-sama menjadi milliAmper perdetik (mAs). Meningkatkan mAs berarti meningkatkan dosis radiasi secara proporsional. (Mokhtar A *et al.*, 2017)

Untuk mengatasi peningkatan paparan radiasi ini, produsen *CT Scan* telah menerapkan teknik modulasi dosis mereka sendiri untuk mengelola atau mengurangi dosis radiasi dengan tepat. Terlepas dari berbagai geometri pemindai dan teknik penyaringan *Noise*, *Automatic Tube Current Modulation* merupakan salah satu metode yang lebih efektif untuk mengendalikan dosis radiasi. (Raman SP *et al.*, 2013)

Personil yang bekerja dalam radiologi beroperasi di dalam prinsip *ALARA (As Low As Reasonable Achievable)*, yang mensyaratkan bahwa dosis untuk pasien harus dijaga serendah mungkin. Untuk beroperasi secara efektif dalam filosofi ini, operator sekarang memusatkan perhatian pada optimalisasi dosis dan kualitas gambar, sebuah prosedur yang memastikan bahwa penggunaan dosis rendah tidak mengganggu kualitas gambar yang diperlukan untuk membuat diagnosis. (E S *et al.*, 2016)

Dokter dan radiografer sangat berpengaruh dalam pemberian dosis radiasi terhadap pasien melalui penggunaan protokol dan parameter pemeriksaan *CT Scan* yang tepat. Tujuan penggunaan protokol dan parameter yang tepat bukan hanya untuk menghasilkan kualitas gambaran yang terbaik tetapi untuk menghasilkan gambar diagnostik dengan dosis serendah mungkin. (Trattner S *et al.*, 2014)

Pemeriksaan *CT Scan* non kontras sudah menjadi teknik acuan dalam pemeriksaan *Abdomen* untuk mengevaluasi pasien dengan nyeri perut, karena pesawat *CT Scan* mempunyai sensitivitas dan spesifitas yang tinggi, waktu akuisisi yang cepat, serta kemampuan untuk membantu memberikan diagnosis alternatif. Namun kelemahan utama *CT Scan* adalah dosis

radiasi yang diterima lebih tinggi bila dibandingkan dengan Radiologi Konvensional. (Harder AM Den *et al.*, 2017)

METODE

Kuantitatif analitik, RS Swasta di Jakarta, Agustus s.d Oktober 2019

Metode penelitian yang digunakan dalam penelitian ini adalah kuantitatif analitik dengan metode sampling dengan menganalisa pengaruh parameter *CT Scan* penggunaan teknik *Automatic Exposure Control* dan *Fixed mA* terhadap dosis radiasi (*CTDIvol*, *DLP* dan *Dosis Efektif*) serta kualitas gambaran (*Noise*, *SNR*, dan *CNR*) pada pemeriksaan *CT Scan Urologi* non kontras.

40 sampel dengan pengambilan secara random

Populasi yang digunakan adalah semua hasil pemeriksaan *CT Scan Urologi* non kontras di RS Swasta di Jakarta bulan Agustus-Oktober tahun 2019 dengan sampel digunakan sebanyak 40 sampel berupa data sekunder tahun 2019. Teknik pengambilan sampel *random* dari data sekunder milik Bagian Radiologi RS Swasta di Jakarta. Dengan kriteria inklusi adalah pasien pemeriksaan *CT Scan Urologi* non kontras, usia 15-80 tahun, pasien dengan berat badan 40-100 kg. Dan kriteria eksklusi adalah hasil gambaran *CT Scan Urologi* non kontras yang terdapat artefak.

Data sekunder, dengan melakukan permintaan data sekunder hasil gambar pemeriksaan CT Scan Urologi non kontras bulan Agustus-Oktober 2019

Pengumpulan data dilakukan dengan melakukan permintaan data sekunder hasil gambar pemeriksaan *CT Scan Urologi* non kontras bulan Agustus-Oktober 2019. Data yang diperoleh dibagi menjadi 4 kelompok perlakuan, yang pertama menggunakan teknik *Automatic Exposure Control*, yang kedua menggunakan teknik *fixed mA* dengan aktual mA yaitu 100, 150 dan 200 mA. Kemudian dari 4 perlakuan yang berbeda tersebut dilakukan penilaian aspek kualitas gambarnya *Noise* diukur di 4 titik : *Inferior vena cava*, *Parenchymal liver*(20), *Retroperitoneal fat*, *Paravertebral musculature*(21) menggunakan ROI dan dicatat standar deviasi atau *Noise* tersebut. *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* diukur di 4 titik : *Inferior vena cava*, *Parenchymal*

liver(20), *Retroperitoneal fat*, *Paravertebrae musculature*.(21)

Berikut cara mengukur SNR :

$$\text{SNR} = \frac{HU_{\text{average}}}{\sigma_{HU}} \quad (21)$$

Keterangan :

HU average adalah rata-rata nilai *pixel* dalam satuan (HU) yang diukur menggunakan Region of Interest (ROI)

σ_{HU} adalah standar deviasi (*Noise*) nilai *pixel* pada ROI yang sama

Dan *Contrast-to-Noise Ratio* diukur di dua pasang titik : *Inferior vena cava* dan *Parenchymal Liver* untuk mendeteksi *low contrast resolution* karena antara IVC dan *Parenkhim liver* agak sulit dibedakan(20), *Retroperitoneal fat* dan *Paravertebrae musculature*, untuk tujuan mendefinisikan *ureter* dengan baik, karena *muscle* memiliki densitas yang sama dengan *ureter* yang dikelilingi *Retroperitoneal fat*.(21)Berikut cara mengukur CNR :

$$\text{CNR} = \frac{HU_{\text{roi1}} - HU_{\text{roi2}}}{\sigma_{\text{background}}} \quad (21)$$

Keterangan :

HUROI1 adalah rata-rata nilai *pixel* pada daerah pertama yang diukur ROI

HUROI2 adalah rata-rata nilai *pixel* pada daerah kedua yang diukur ROI

Background adalah standar deviasi nilai *pixel* pada *background*

Diameter ROI yang digunakan 5 mm dengan maksud agar struktur anatomi lain seperti pembuluh darah, artefak dan kalsifikasi tidak ikut terukur dalam area ROI. Kepadatan jaringan direpresentasikan menggunakan skala *Hounsfield*. Dalam kasus struktur perut, pengaturan jendela yang paling umum menggunakan skala abu-abu yang didistribusikan secara luas, karena perut mengandung bahan dengan kepadatan yang sangat bervariasi, dari udara normal di usus (-1000 HU) untuk lemak subkutan, peritoneal, dan retroperitoneal (-50 hingga -100 HU), ke cairan empedu dan darah (~ +20 HU), ke otot dan organ padat perut (~ + 40 hingga +100 HU), hingga tulang dari tulang belakang, panggul, dan tulang rusuk (~ + 200 hingga +1000 HU).(22) Dan untuk dosis

radiasi *CTDIvol* dan *DLP* terlihat dilayar monitor dan dicatat.

HASIL

1. Hasil Gambaran

Setelah dilakukan penelitian mengenai perbandingan dosis radiasi dan kualitas gambaran CT Scan *Urologi* non kontras dengan perbedaan teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan teknik *Fixed mA*, maka didapatkan contoh hasil gambaran yang akan digunakan dalam mengambil data penelitian berdasarkan pengukuran nilai *Noise* terhadap 4 titik yang berbeda yaitu : *Inferior vena cava*; *Parenchymal liver*; *Retroperitoneal fat*; *Paravertebrae musculature* pada masing-masing teknik *AEC* dan *Fixed mA* adalah sebagai berikut:

1. Analisa Deskriptif

Dari 40 sampel data yang didapat, diperoleh jumlah laki-laki 25 orang dan perempuan 15 orang. Pasien yang menggunakan teknik *AEC* sebanyak 10 orang (6 orang laki-laki dan 4 orang perempuan, rata-rata umur 52.9 tahun, *range* 26-76 tahun). Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* sebanyak 30 orang dengan masing-masing perlakuan berbeda yaitu yang menggunakan *mA* tetap 100, 150, dan 200. Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* 100 sebanyak 10 orang (7 orang laki-laki dan 3 orang perempuan, rata-rata umur 47.3 tahun, *range* 28-78 tahun). Pasien menggunakan teknik *fixed mA* 150 sebanyak 10 orang (6 orang laki-laki dan 4 orang perempuan, rata-rata umur 46.2 tahun, *range* 15-58 tahun). Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* 200 sebanyak 10 orang (7 orang laki-laki dan 3 orang perempuan, rata-rata umur 53.9 tahun, *range* 17-76 tahun).

Pasien yang menggunakan teknik *AEC* nilai rata-rata diameter abdomen sebesar 26.2 dengan *median* sebesar 26.6, *range* 22.5-28.3, dan standar deviasi 1.82. Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* 100 nilai rata-rata diameter abdomen sebesar 28.2 dengan *median* sebesar 28.7, *range* 24.5-30.5, dan standar deviasi 1.9. Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* 150 nilai rata-rata diameter abdomen sebesar 29.1 dengan *median* sebesar 28.9, *range* 25-33.5, standar deviasi 2.7. Pasien

menggunakan teknik *fixed mA* 200 nilai rata-rata diameter abdomen sebesar 28.2 dengan *median* sebesar 28.6, range 20.8-35 dan standar deviasi 4.1.

Pasien yang menggunakan teknik *AEC* mempunyai nilai berat badan (*mean* 64.2, *median* 68, *range* 45-79, standar deviasi 11.3). Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* 100 mempunyai nilai berat badan (*mean* 75.5, *median* 76, *range* 49-98, standar deviasi 13.3). Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* 150 mempunyai nilai berat badan (*mean* 77.7, *median* 79, *range* 57-97, standar deviasi 12.5). Pasien yang menggunakan teknik *fixed mA* 200 mempunyai nilai berat badan (*mean* 70.7, *median* 72.5, *range* 46-92, standar deviasi 14.9).

Pada parameter teknik *AEC* nilai *CTDIvol* sebesar (*mean* 5.6, *median* 5.7, *range* 2.7-8.2, standar deviasi 1.8). Pada parameter teknik *fixed mA* 100 nilai *CTDIvol* sebesar (*mean* 4.3, *median* 4.3, *range* 4.3-4.3, standar deviasi 0.1). Pada parameter teknik *fixed mA* 150 nilai *CTDIvol* sebesar (*mean* 6.5, *median* 6.5, *range* 6.1-6.5, standar deviasi 0.1). Pada parameter teknik *fixed mA* 200 nilai *CTDIvol* sebesar (*mean* 8.7, *median* 8.7, *range* 8.6-8.7, standar deviasi 0.0).

Pada parameter teknik *AEC* nilai *Dose Length Product (DLP)* sebesar (*mean* 301.3, *median* 282.6, *range* 135.3-471.1, standar deviasi 108.6). Pada parameter teknik *fixed mA* 100 nilai *Dose Length Product (DLP)* sebesar (*mean* 227.7, *median* 224.8, *range* 192.7-261.1, standar deviasi 20.2). Pada parameter teknik *fixed mA* 150 nilai *Dose Length Product (DLP)* sebesar (*mean* 334.9, *median* 327.7, *range* 294.2-408.7, standar deviasi 34.4). Pada parameter teknik *fixed mA* 200 nilai *Dose Length Product (DLP)* sebesar (*mean* 423.3, *median* 427.5, *range* 346.7-474.5, standar deviasi 37.0).

Pada parameter teknik *AEC* nilai *Dosis Efektif* sebesar (*mean* 4.5, *median* 4.2, *range* 2.0-7.1, standar deviasi 1.6). Pada parameter teknik *fixed mA* 100 nilai *Dosis Efektif* sebesar (*mean* 3.4, *median* 3.4, *range* 2.9-3.9, standar deviasi 0.3). Pada parameter teknik *fixed mA* 150 nilai *Dosis Efektif* sebesar (*mean* 5.0, *median* 4.9, *range* 4.4-6.1, standar deviasi 0.5). Pada parameter teknik *fixed*

mA 200 nilai *Dosis Efektif* sebesar (*mean* 6.4, *median* 6.4, *range* 5.2-7.1, standar deviasi 0.6).

Pada parameter teknik *AEC* nilai *Noise* sebesar (*mean* 13.4, *median* 13, *range* 12.0-16.0, standar deviasi 1.2). Pada parameter teknik *fixed mA* 100 nilai *Noise* sebesar (*mean* 19.3, *median* 19.5, *range* 14-25.3, standar deviasi 3.5). Pada parameter teknik *fixed mA* 150 nilai *Noise* sebesar (*mean* 15.7, *median* 15.2, *range* 11.8-21.4, standar deviasi 3.2). Pada parameter teknik *fixed mA* 200 nilai *Noise* sebesar (*mean* 14.2, *median* 14.0, *range* 7.4-24.2, standar deviasi 4.9).

Pada parameter teknik *AEC* nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* sebesar (*mean* 1.1, *median* 1.0, *range* 0.7-1.6, standar deviasi 0.4). Pada parameter teknik *fixed mA* 100

PEMBAHASAN

Berdasarkan tabel 01 nilai *CTDIvol* antara teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan *Fixed mA* 100, 150, 200 sebesar (*mean* 5.6±1.8, *mean* 4.3 ±0.1, *mean* 6.5±0.1, *mean* 8.7±0.0). Nilai *CTDIvol* paling rendah didapat pada penggunaan teknik *fixed mA* 100 dan tertinggi pada penggunaan teknik *fixed mA* 200, antara teknik *AEC* dan *fixed mA* 150 nilai *CTDIvol* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 16.1 %, antara teknik *AEC* dan *fixed mA* 200 nilai *CTDIvol* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 55.4 %. Penggunaan teknik *AEC* dapat mengurangi nilai *CTDIvol* yang cukup signifikan sebesar 55.4 % tetapi jika dibandingkan dengan teknik *fixed mA* 100 maka terjadi peningkatan nilai *CTDIvol* sebesar 30.2 %. Peningkatan dan penurunan nilai *CTDIvol* yang terjadi pada penggunaan teknik *mA* yang berbeda dipengaruhi pula oleh diameter objek yang dinilai karena atenuasi sinar-X dipengaruhi oleh tebal objek. Jika mengacu pada nilai *DRL* yang ditetapkan Bapeten maka penggunaan teknik *AEC* dapat mengurangi nilai *CTDIvol* yang diterima bagi pasien dan masih di bawah ambang batas nilai *Dose Reference Level (DRL)* yang ditetapkan Bapeten.

Berdasarkan tabel 4.2 nilai *Dose Length Product (DLP)* antara teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan *Fixed mA* 100, 150 dan 200 sebesar (*mean* 301.3±108.6, *mean* 227.7±20.7, *mean* 334.9±0.1, *mean* 423.3±37). Nilai *Dose Length Product (DLP)* paling rendah didapat

pada penggunaan teknik *fixed mA* 100 dan tertinggi pada penggunaan teknik *fixed mA* 200, antara teknik AEC dan *fixed mA* 150 nilai *Dose Length Product (DLP)* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 11.2 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 200 nilai *Dose Length Product (DLP)* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 40.5 %. Penggunaan teknik AEC dapat mengurangi nilai *Dose Length Product (DLP)* yang cukup signifikan sebesar 40.5 % tetapi jika dibandingkan dengan teknik *fixed mA* 100 maka terjadi peningkatan nilai *Dose Length Product (DLP)* sebesar 32.3 %. Peningkatan dan penurunan nilai *Dose Length Product (DLP)* yang terjadi pada penggunaan teknik *mA* yang berbeda dipengaruhi pula oleh panjang area *scan* dari obyek yang dinilai, karena panjang area *scan* berbanding lurus dengan nilai *DLP*. Jika mengacu pada nilai DRL yang ditetapkan Bapeten maka penggunaan teknik AEC dapat mengurangi nilai *Dose Length Product (DLP)* yang diterima bagi pasien dan masih di bawah ambang batas nilai *Dose Reference Level (DRL)* yang ditetapkan Bapeten.

Berdasarkan tabel 01 nilai *Dosis Efektif* antara teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan *Fixed mA* 100, 150 dan 200 sebesar (*mean* 4.5±1.6, *mean* 3.4±0.3, *mean* 5.0±0.5, *mean* 6.4±0.6). Nilai *Dosis Efektif* paling rendah didapat pada penggunaan teknik *fixed mA* 100 dan tertinggi pada penggunaan teknik *fixed mA* 200. Jika dibandingkan antara teknik AEC dan *fixed mA* 100 nilai *Dosis Efektif* menunjukkan presentase peningkatan nilai sebesar 32.3 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 150 nilai *Dosis Efektif* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 11.1 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 200 nilai *Dosis Efektif* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 42.2 %. Penggunaan teknik AEC dapat mengurangi nilai *Dosis Efektif* yang cukup signifikan sebesar 42.2 % tetapi jika dibandingkan dengan teknik *fixed mA* 100 maka terjadi peningkatan nilai *Dosis Efektif* sebesar 32.3 %. Jika mengacu pada nilai *Dose Reference Level (DRL)* yang ditetapkan Bapeten untuk nilai *CTDIvol* dan *DLP* maka penggunaan teknik AEC dan *fixed mA* 100 dapat mengurangi dosis efektif yang diterima bagi pasien.

Berdasarkan tabel 4.2 nilai *Noise* antara teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan *Fixed mA* 100, 150 dan 200

sebesar (*mean* 13.4 ±1.2, *mean* 19.3±3.5, *mean* 15.7±3.2, *mean* 14.2±4.9). Nilai *Noise* paling rendah didapat pada penggunaan teknik AEC dan tertinggi pada penggunaan teknik *fixed mA* 100. Jika dibandingkan antara teknik AEC dan *fixed mA* 100 nilai *Noise* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 44 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 150 nilai *Noise* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 17.2 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 200 nilai *Noise* menunjukkan presentase penurunan nilai sebesar 6 %. Penggunaan teknik AEC dapat mengurangi nilai *Noise* yang cukup signifikan sebesar 44 %. Penggunaan teknik AEC dapat menurunkan nilai *Noise* yang dapat meningkatkan kualitas gambaran *CT Scan*.

Berdasarkan tabel 01 nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* antara teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan *Fixed mA* 100, 150 dan 200 sebesar (*mean* 1.1±0.4, *mean* 0.7±0.4, *mean* 0.8±0.4, *mean* 0.9±0.6). Nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* paling rendah didapat pada penggunaan teknik *fixed mA* 100 dan tertinggi pada penggunaan teknik AEC. Jika dibandingkan antara teknik AEC dan *fixed mA* 100 nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* menunjukkan presentase peningkatan nilai sebesar 57 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 150 nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* menunjukkan presentase peningkatan nilai sebesar 37.5 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 200 nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* menunjukkan presentase peningkatan nilai sebesar 22.2 %. Penggunaan teknik AEC dapat meningkatkan nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* yang cukup signifikan sebesar 57 %. Makin rendah nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* maka intensitas sinyal terhadap *noise* nya semakin berkurang dan akan menghasilkan gambaran *CT Scan* yang tidak optimal. Penggunaan teknik AEC dapat meningkatkan nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* yang dapat meningkatkan kualitas gambaran *CT Scan*.

Berdasarkan tabel 01 nilai *Contrast-to-Noise Ratio (CNR)* antara teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan *Fixed mA* 100, 150 dan 200 sebesar (*mean* -1.12 ±0.8, *mean* -0.3±0.6, *mean* -0.3±0.7, *mean* -0.8±1). Jika dibandingkan antara teknik AEC dan *fixed mA* 100 nilai *Contrast-to-Noise Ratio (CNR)* menunjukkan presentase peningkatan nilai sebesar 73 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 150 nilai *Contrast-to-Noise Ratio (CNR)*

menunjukkan presentase peningkatan nilai sebesar 73 %, antara teknik AEC dan *fixed mA* 200 nilai *Contrast-to-Noise Ratio (CNR)* menunjukkan presentase peningkatan nilai sebesar 28.6 %. Penggunaan teknik AEC dapat meningkatkan nilai *Contrast-to-Noise Ratio (CNR)* yang cukup signifikan sebesar 73 % dibandingkan teknik *fixed mA*. Penggunaan teknik AEC dapat meningkatkan nilai *Contrast-to-Noise Ratio (CNR)* yang dapat menghasilkan kualitas gambaran *CT Scan* yang baik terutama dalam mendeteksi objek dengan kontras rendah.

KESIMPULAN

Dari hasil penelitian yang telah dilakukan untuk mengetahui perbedaan dan pengaruh penggunaan teknik *Automatic Exposure Control (AEC)* dan teknik *Fixed mA* terhadap dosis radiasi dan kualitas gambaran, maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Besaran *CTDIvol*, *Dose Length Product (DLP)* dan *Dosis Efektif* pasien pada pemeriksaan *CT Scan Urologinon* kontras dengan pengaturan parameter menggunakan teknik *Automatic Exposure Control* dan *fixed mA* di RS Mitra Keluarga Kelapa Gading adalah berbeda secara signifikan. Ada beberapa faktor yang dapat mempengaruhi hasil penelitian ini, seperti pada diameter abdomen yang tidak homogen dari tiap perlakuan teknik *mA* yang diberikan. Karena atenuasi sinar-x pada objek dipengaruhi oleh ketebalan objek. Berikutnya adalah *scan range* dari objek yang dinilai juga harus homogen atau hampir sama pada tiap perlakuan teknik *mA* untuk mendapatkan hasil yang lebih valid, karena nilai *Dose Length Product (DLP)* dipengaruhi oleh panjang area *scanning*.
2. Parameter teknik *Automatic Exposure Control* maupun *Fixed mA* berpengaruh terhadap nilai *CTDIvol*, *Dose Length Product (DLP)* dan *Dosis Efektif*. Pada penelitian ini dosis radiasi yang diberikan secara berurutan dari yang paling rendah diberikan oleh penggunaan teknik *fixed mA* 100, teknik AEC, teknik *fixed mA* 150 dan teknik *fixed mA* 200. Penggunaan teknik AEC menghasilkan kualitas gambar yang lebih baik dibandingkan dengan teknik *fixed mA*.
3. Teknik yang sesuai untuk mengurangi dosis radiasi yang diterima pasien *CT*

Scan Urologi non kontras dan menghasilkan gambaran *CT Scan* yang optimal adalah menggunakan teknik *Automatic Exposure Control (AEC)*.

SARAN

Pada penelitian berikutnya diharapkan dapat menggunakan sampel pasien yang lebih banyak jumlahnya untuk setiap percobaan. Begitupun kategori Berat Badan Pasien harus memiliki sebaran yang merata setiap percobaan dilakukan.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada dosen pembimbing dan staf akademik kampus, staf intalasi radiologi RS X Jakarta Utara, teman-teman radiografer di instalasi radiologi RSUD dr Chasbullah Abdulmajid Kota Bekasi atas seluruh dukungan moril dan material yang diberikan kepada penulis.

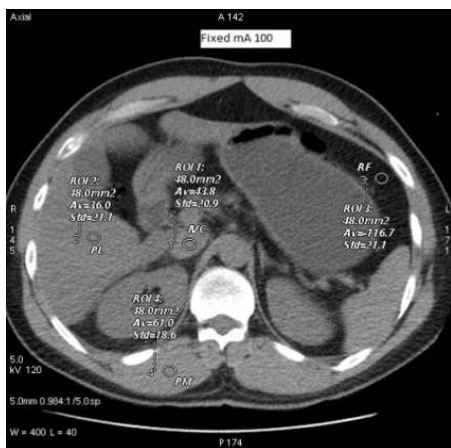
DAFTAR PUSTAKA

- Baker ME, Dong F, Primak A, Obuchowski NA, Einstein D, Gandhi N, et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. 2012; (July):8–18. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22733888>
- Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak RTRAN, Bruesewitz MR, Mccollough RTRCH. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and. 2008; 245–54.
- Botsikas D, Stefanelli S, Becker CD. Model-Based Iterative Reconstruction Versus Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in Low-Dose Abdominal CT for Urolithiasis. 2014;(August):336–40.
- Bruesewitz MR, Yu L, Vrieze TJ, Kofler JM, Mccollough CH, Dosed C. Smart mA – Automatic Exposure Control (AEC): Physics Principles and Practical Hints Automatic Exposure Control (AEC) systems in CT Using AEC to Prescribe the Desired Image Quality AEC and Image Quality. 2008;2008
- Buhberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM GE. The Essential Physics of Medical Imaging [Internet]. third

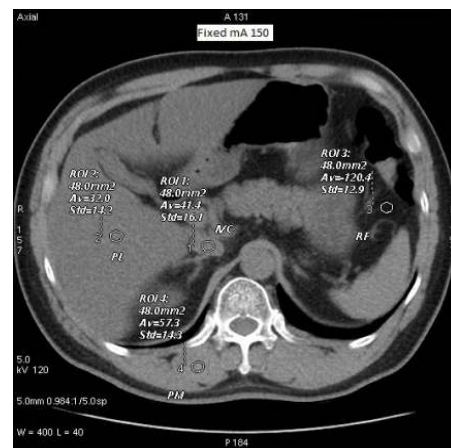
- edit. LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS; 2012. 1936 p. Available from:
https://books.google.co.id/books?id=RKcTgTqeniwC&dq=the+essential+physics+of+medical+imaging&hl=id&source=gbs_navlinks
- D Tack, Kalra MK GP. Radiation Dose from Multidetector CT [Internet]. Second. Springer Science & Business Media; 2012. Available from: https://books.google.co.id/books?id=Sf2fwu_xkV8C
- E S. COMPUTED TOMOGRAPHY Physical Principles, Clinical Application, and Quality Control. Fourth Edi. St.Louis, Missouri: Elsevier; 2016.
- GE Company. GE Healthcare AutomA / SmartmA Theory TiP Training in Partnership AutomA Off GE Healthcare AutomA On. :1–5.
- Gawel G, Truskiewicz A, Guz W, Medicine F. The influence of ODM technique on the radiation dose received by patients during head CT scan. 2018;1361(September):198–203.
- Harder AM Den, Willeminck MJ, Doormaal PJ Van, Wessels FJ, Lock MTWT, Schilham AMR, et al. Radiation dose reduction for CT assessment of urolithiasis using iterative reconstruction : A prospective intra-individual study. 2017;
- Joshua Broder RP. Diagnostic Imaging for the Emergency Physician. In: W.B. Saunders, editor. Elsevier Inc; 2011. p. Pages 1-45. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781416061137100018>
- John G Webster, E Russell Ritenour STK-H. WEBB'S PHYSICS OF MEDICAL IMAGING. Second Edi. Medical Physics; 2012. 546 p.
- Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Radiology Comparison of Z-Axis Automatic Tube Current Modulation Technique with Fixed Tube Current CT. 2004;(1):347–53.
- Kubo T. Vendor free basics of radiation dose reduction techniques for CT. 2019;110(June 2018):14–21.
- Mahesh M, Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Automatic Exposure Control in CT: Applications and Limitations AUTOMATIC EXPOSURE. JACR [Internet]. 2011; 8(6):446–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2011.03.001>
- Mccollough CH et. al. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2008
- Mcnitt-gray MF. AAPM / RSNA Physics Tutorial for Residents : Topics in CT Radiation Dose in CT 1. 2002;1541–53. Available from: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rq.226025128>
- Mokhtar A, Elawdy M, El-hamid MA, Refaie H, El-diasty TA. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine Radiation dose associated with common computed tomography examination. Egypt J Radiol Nucl Med [Internet]. 2017;48(3):701–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ejrm.2017.03.005>
- Raman SP, Mahesh M. CT Scan Parameters and Radiation Dose : Practical Advice for. JACR [Internet]. 2013;10(11):840–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2013.05.032>
- Raman SP, Johnson PT, Deshmukh S. CT Dose Reduction Applications : Available Tools on the Latest Generation of CT Scanners. JACR [Internet]. 2013;10(1):37–41. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2012.06.025>
- Trattner S, Pearson GDN, Chin C, Cody DD. Standardization and Optimization of CT Protocols to Achieve Low Dose. J Am Coll Radiol [Internet]. 2014; 11(3):271–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2013.10.016>.
- Vaishnav JY, Jung WC, Popescu LM, Zeng R, Myers KJ. Objective assessment of image quality and dose reduction in CT iterative reconstruction Objective assessment of image quality and dose reduction in CT iterative reconstruction. 2014;071904

Tabel 01
Hasil analisis deskriptif

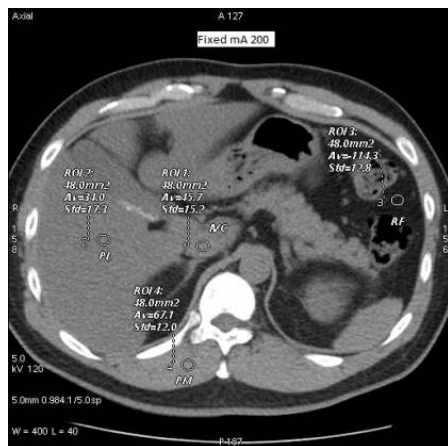
| Teknik | CTDIvol | DLP | D Efektif | Noise | CNR | BB | Diameter | Usia |
|---------|-----------|---------------|-----------|-------------|--------------|-------------|-------------|------|
| AEC | 5.6 ± 1.8 | 301.3 ± 108.6 | 4.5 ± 1.6 | 13.4 ± 1.2 | -1.12 ± 0.85 | 64.2 ± 11.3 | 26.2 ± 1.82 | 52.9 |
| Fix 100 | 4.3 ± 0.1 | 227.7 ± 20.2 | 3.4 ± 0.3 | 19.3 ± 3.5 | -0.3 ± 0.6 | 75.5 ± 13.3 | 28.2 ± 1.9 | 47.3 |
| Fix 150 | 6.5 ± 0.1 | 334.9 ± 34.4 | 5 ± 0.5 | 15.7 ± 21.4 | -0.3 ± 0.7 | 77.7 ± 12.5 | 29.1 ± 2.7 | 46.2 |
| Fix 200 | 8.7 ± 0.0 | 423.3 ± 37 | 6.4 ± 0.6 | 14.2 ± 4.9 | -0.8 ± 1 | 70.7 ± 14.9 | 28.2 ± 4.1 | 53.9 |



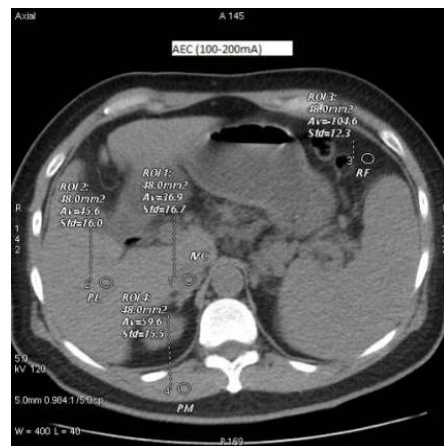
Gambar 01



Gambar 02



Gambar 03



Gambar 04

Keterangan :

Gambar 01 hasil gambar teknik fixed mA 100. Gambar 02, hasil gambar teknik fixed mA 150. Gambar 03, hasil gambar teknik fixed mA 200. Gambar 04, hasil gambar teknik AEC