

# PENGUKURAN KUALITAS CITRA DIGITAL *COMPUTED RADIOGRAPHY* MENGGUNAKAN PROGRAM PENGOLAH CITRA

D. R. Ningtias<sup>1\*</sup>, S. Suryono<sup>1</sup>, Susilo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Jurusan Fisika, FSM, Universitas Diponegoro, Indonesia

<sup>2</sup>Jurusan Fisika, FMIPA, Universitas Negeri Semarang, Indonesia

Diterima: 11 Maret 2016. Disetujui: 20 Mei 2016. Dipublikasikan: Juli 2016

## ABSTRAK

Penelitian yang telah dilakukan adalah pembuatan dan penghitungan kualitas citra digital menggunakan program *Modulation Transfer Function* (MTF) pada sistem *Computed Radiography* (CR) untuk kegiatan Quality Control (QC). MTF dapat digunakan untuk menganalisis resolusi spasial citra digital secara akurat. Pada penelitian ini menggunakan phantom yang terbuat dari tembaga berukuran 15x15 cm dengan ketebalan 1 mm. Phantom dieksposi dengan variasi tegangan 50 kV, 60 kV, 70 kV dan 81 kV dan masing-masing dilakukan variasi arus. Data yang diperoleh berupa file citra digital radiografi format DICOM yang kemudian dilakukan analisis kualitas citranya menggunakan PC diluar sistem CR dengan metode MTF. Metode ini sangat efisien dalam melakukan QC resolusi spasial secara kuantitatif sehingga dapat digunakan untuk menilai kualitas pesawat CR. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa semakin tinggi tegangan yang digunakan, maka kualitas citra semakin baik dengan arus optimal pada rentang 4-8 mAs dengan rata-rata nilai resolusi spasial 7,26 lp/mm.

## ABSTRACT

The research was analyzing of digital image quality by using Modulation Transfer Function (MTF) on Computed Radiography (CR) system for Quality Control (QC). MTF can be used for analyzing digital image spatial resolution accurately. The research used phantom that made of 15x15 cm<sup>2</sup> copper and 1 mm thickness. The phantom was expounded with voltage variations by 50 kV, 60 kV, 70 kV dan 81 kV and each of them have been taken by variations of the current. The the image quality of data obtained in the form of radiography digital image files with DICOM format were then analyzed using PC out of CR system with methode of MTF. This methode is really efficient for QC spatial resolution quantitatively and so it can be used for assesing the quality of CR. The measurement results showed that the higher the voltage, the better image quality with optimal current was on the range between 4-8 mAs with the average value of MTF 7,26 lp/mm.

© 2016 Jurusan Fisika FMIPA UNNES Semarang

**Keywords:** digital image; spatial resolution; MTF

## PENDAHULUAN

Beberapa keunggulan dari sistem citra digital dibandingkan dengan konvensional antara lain menekan biaya operasional karena tidak lagi menggunakan film serta meningkatkan jangkauan dinamis dari citra yang diperoleh. Dengan menggunakan sistem digital dalam kebutuhan, maka dapat dilakukan perbaikan citra

melalui perangkat komputer sehingga mampu menegakkan diagnosa (Mah, Samei, & Peck, 2001). Dalam dunia medis, perangkat diagnostik digital seperti CR merupakan salah satu modalitas utama dalam melakukan diagnosa awal. Namun petugas radiasi kurang memperhatikan pelaksanaan QC pada CR, sehingga mengakibatkan kurang maksimalnya citra yang didapatkan untuk pemeriksaan (Samei et al., 2001). Kesalahan prosedur maupun analisis pada QC yang kurang akurat akan berdampak pada kesalahan dalam diagnosa. Melalui studi

\*Alamat Korespondensi:

Kampus Undip Tembalang Semarang, Indonesia  
E-mail: rahayud77@st.fisika.undip.ac.id

penelitian terkait dengan kualitas citra analog, kini telah dikembangkan penelitian mengenai kualitas citra yang disesuaikan dengan sistem digital (Samei, Ranger, Dobbins, & Chen, 2006; Suryono, Kusminarto, Suparta, & Sugiarto, 2015).

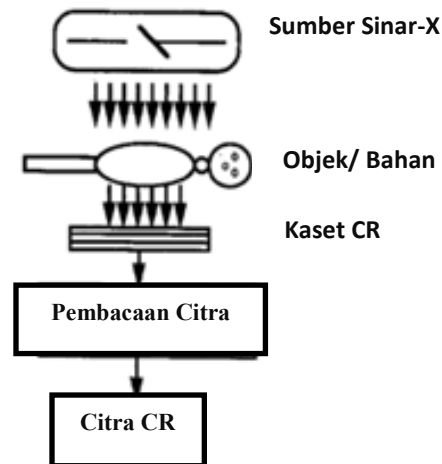
QC merupakan hal yang sangat penting sebagai kegiatan mengetahui kualitas kinerja pesawat diagnostik yang digunakan. Supaya efisien, maka kegiatan QC harus dilakukan secara sederhana (Mah, Samei & Peck, 2001). Kualitas citra dapat dievaluasi secara digital melalui beberapa parameter seperti rasio sinyal, jarak dan homogenitas. Parameter ini dapat dilakukan dengan analisis kualitatif pada citra (Busch, 2005). Secara kuantitatif dapat dilakukan uji resolusi kontras, resolusi spasial maupun penghapusan noise (Yaffe & Rowlands, 1997).

Penghitungan resolusi kontras pada citra digital yang telah dilakukan selama ini menghasilkan nilai analisis citra digital yang kurang maksimal dengan konsekuensi hasil diagnosis kurang baik. Selain itu, dengan menggunakan metode tersebut dosis yang diberikan kepada pasien jauh lebih tinggi dikarenakan memiliki ketelitian yang rendah (Muhogora, Msaki, & Padovani, 2014). Pada penelitian lain, hasil analisis resolusi spasial tidak mampu menghitung ketelitian citra pada resolusi tinggi dan tidak mampu menunjukkan dua respon spasial sekaligus yang ditunjukkan melalui grafik hubungan antara frekuensi spasial dengan kontras (Suryono, 2011). Perlu dilakukan inovasi baru QC citra digital secara lebih detail, yang dapat menghitung dua karakteristik sekaligus, yaitu mengetahui detail dan kontras secara bersamaan. Kedua karakteristik tersebut dapat dianalisis menggunakan cara MTF (Paech *et al.*, 2007). Dengan menggunakan MTF, kualitas sebuah citra digital dapat diketahui secara kuantitatif dan efisien (Petkovic *et al.*, 2014).

MTF dapat digunakan untuk menentukan tingkat kualitas citra dalam ruang frekuensi pada berbagai macam pencitraan dengan kondisi yang telah disesuaikan (Richard, Husarik, Yadava, Murphy, & Samei, 2012; Samei, 2003). Analisis nilai resolusi spasial dapat dilakukan dengan menggunakan pemrograman perangkat lunak MATLAB. Nilai resolusi spasial didapatkan dari menurunkan/ diferensial *Edge Spread Function* (ESF) dan *Line Spread Function* (LSF) (Cunningham, & Fenster, 1987). Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui kualitas citra digital menggunakan penghitungan resolusi spasial dengan metode MTF

berbasis MATLAB. Dengan melakukan analisis kualitas citra sederhana ini, diharapkan mampu membantu kinerja petugas medis untuk melakukan diagnosa secara akurat sehingga mampu menegakkan diagnosa.

*Computed Radiography* (CR) merupakan sistem radiografi yang dapat mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital sehingga mudah diproses dengan pengolahan citra, untuk menangani ketidakstabilan kualitas citra dari kekeliruan dalam pencahayaan (Artz, 1997). Pada prinsipnya, CR merupakan proses digitalisasi menggunakan *image plat* yang memiliki lapisan kristal *photostimulable* (Korner *et al.*, 2007). Sinar-X yang keluar dari tabung akan mengenai bahan/objek yang memiliki densitas berbeda satu sama lain. Sinar-X kemudian diserap seluruhnya atau sebagian oleh bahan. Bagian bahan yang memiliki densitas tinggi akan lebih banyak menyerap sinar-X yang kemudian diteruskan dan ditangkap oleh *image plat*. Siklus pencitraan CR dasar mempunyai tiga langkah, yaitu: (i) pemaparan, (ii) *readout*, dan (iii) menghapus (Susilo, *et al.*, 2013). Pada proses pembacaan (*readout*) di dalam *reader* ini, sinar-X yang disimpan dalam *image plat* diubah menjadi sinyal listrik oleh laser untuk selanjutnya dapat menghasilkan citra (radiograf) sehingga dapat dilakukan pemrosesan citra digital (Artz, 1997). Proses pengambilan citra CR dapat ditunjukkan pada Gambar 1.



**Gambar 1.** Skema sistem CR dari ekspos sinar-X hingga mendapatkan citra (Artz, 1997)

Resolusi spasial merupakan kemampuan suatu sistem pencitraan untuk menggambarkan sebuah objek secara teliti dalam dua dimensi spasial pada citra (Caroll, 2011). Letak objek yang berdekatan tersebut dapat diperlihatkan secara terpisah dan paling baik menggunakan resolusi spasial. Pada objek yang

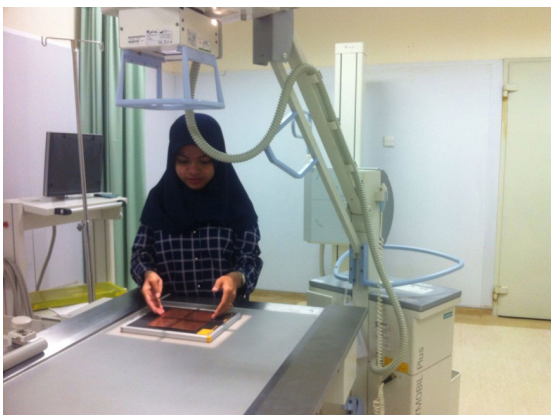
sama, dua titik dapat dipisahkan satu sama lain (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2002). Hasil dari pencitraan yang linier umumnya ditandai menggunakan MTF dalam domain frekuensi (Fan, Cao, & Bai, 2013). Oleh karena itu, MTF dikenal sebagai respon frekuensi spasial (Petkovic *et al.*, 2014), menggunakan penghitungan resolusi spasial, maka nilai kualitas citra digital dapat diketahui secara kuantitatif.

## METODE

Metode yang digunakan pada penelitian ini dimulai dengan mempersiapkan alat dan bahan, kemudian melakukan pengambilan citra digital menggunakan *mobile X-Ray* yang dibaca dengan perangkat CR. Setelah didapatkan citra selanjutnya dilakukan penghitungan detail dan kontras menggunakan pemrograman MATLAB.

Penelitian ini menggunakan *phantom* tembaga ukuran 15x15 cm dan ketebalan 1 mm. *Phantom* dirancang khusus untuk penelitian yang telah disesuaikan dengan densitas tulang manusia. Adapun kemurnian tembaga pada *phantom* yang digunakan mencapai 98%. Peralatan yang digunakan meliputi *mobile X-Ray* sebagai sumber sinar-X, perangkat CR dan program pengolah citra MATLAB untuk penghitungan detail dan kontras citra.

Langkah awal penelitian ini adalah memosisikan *phantom* tembaga diatas kaset CR yang diletakkan diatas meja dengan jarak antara sumber – film (FFD) adalah 90 cm. Posisi peletakan *phantom* bisa dilihat pada Gambar 2.

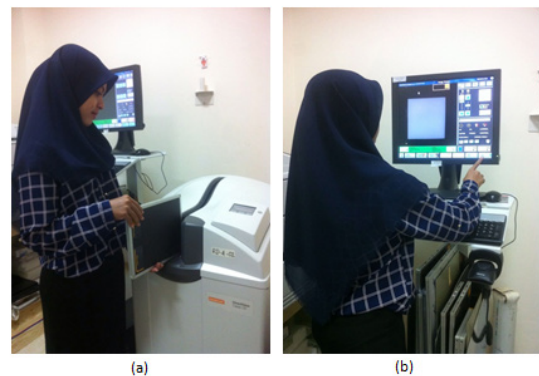


**Gambar 2.** Meletakkan *phantom* tembaga di atas kaset CR

Setelah mengatur posisi *phantom*, selanjutnya dilakukan pengaturan tegangan dan

arus pada *mobile X-Ray*. Pada penelitian ini digunakan variasi tegangan 50 kV, 60 kV, 70 kV dan 81 kV dengan memvariasikan arus pada masing-masing tegangan. Variasi arus yang digunakan yaitu 1,6 mAs; 2 mAs; 4 mAs; 8 mAs; 16 mAs dan 32 mAs. Untuk masing-masing variasi arus pada tegangan yang digunakan dilakukan pengeksposan sebanyak 1x saja.

Kaset CR yang digunakan pada tahap eksposi tersebut kemudian dilakukan *scanning* dan pembacaan pada *workstation* sistem CR. Citra laten yang ditangkap oleh kaset CR ketika eksposi sinar-X dibaca dengan laser *scanner* pada *image reader*. Dengan *image reader* didapatkan gambaran dalam waktu yang singkat, dibuat untuk mendapatkan citra yang berkualitas serta untuk meminimalkan radiasi yang diterima pasien. Bayangan laten tersebut kemudian diubah menjadi cahaya tampak lewat *scanning* laser terhadap *Photo Stimulable Phospor* (PSP) pada *image reader*. Cahaya tampak tersebut kemudian ditangkap, digandakan dan diperkuat intensitasnya menjadi sinyal listrik. Sinyal-sinyal listrik inilah yang direkonstruksi menjadi citra radiograf sehingga dapat dilihat melalui layar monitor. Proses *scanning* dan pembacaan tersebut ditunjukkan pada Gambar 3.



**Gambar 3.** (a) *Scanning* kaset CR yang telah dieksposi, (b) Pembacaan kaset CR pada sistem CR

Citra radiografi digital tersebut kemudian disimpan dalam sistem CR berupa *file* citra dengan format DICOM. *File* citra yang disimpan dalam sistem CR selanjutnya disalin kedalam CD untuk kemudian dilakukan penghitungan kualitas citra detail dan kontrasnya menggunakan program pengolahan citra MATLAB. Metode penghitungan yang digunakan adalah metode MTF, dengan menggunakan metode MTF tersebut dapat diketahui nilai kontras dan detail dari citra digital radiografi. Sehingga mampu

digunakan dalam kegiatan QC resolusi spasial citra pada sistem CR. Secara skematis, pengukuran kualitas citra digital CR ditunjukkan pada Gambar 4.

Algoritma yang digunakan pada pengukuran kualitas citra digital CR menggunakan program MTF adalah sebagai berikut:

1. Mulai
2. Input citra digital CR  

```
img1=img;
img1=imcomplement(img);
imshow(img1,[])
```
3. Penentuan ROI  

```
[x, y] = getpts;
a=x;
b=y;
xs=a;
ys=b;
rect=[xs-25 ys-25 100 50];
ROI=(imcrop(img,rect));
ps=150/1780;
```
4. Proyeksi ROI (ESF)  

```
esf=sum(ROI,1)/size(ROI,1); %% rerata
subplot(3,2,3)
plot(x,esf,'.');
```
5. Komputasi nilai LSF  

```
A2=p(1);
A1=p(2);
A0=p(3);
sigma=sqrt(-1/(2*A2));
mu=A1*sigma^2;
A=exp(A0+mu^2/(2*sigma^2));
lsf = A*exp(-(x-mu).^2/(2*sigma^2)); %%
persamaan gaussian
hold on
plot(x,lsf,'-g');
```
6. Analisis nilai resolusi spasial  

```
f=fft(lsf); %% FFT LSF
mtf=abs(f);
%% normalisasi
mtf=mtf/(max(mtf));
subplot(3,2,5)
x=0:(size(mtf,2)-1);
plot(x,mtf);
```
7. Selesai

Nilai resolusi spasial diperoleh melalui akuisisi tepi citra dengan cara *cropping* atau menentukan *Region of Interest* (ROI), yang kemudian disebut dengan *Edge Spread Function* (ESF). ESF atau fungsi sebaran tepi adalah respon sistem untuk tepi pada kontras citra

dengan frekuensi tinggi dan merupakan proyeksi dari ROI yang telah didapatkan. ESF kemudian didiferensialkan sehingga menghasilkan nilai *Line Spread Function* (LSF). Dari nilai LSF dapat menjelaskan informasi berkaitan dengan resolusi spasial citra yang dapat diketahui melalui FWHM (*Full Width at Half Maximum*) yaitu lebar setengah puncak dari grafik amplitudo terhadap posisi. Nilai LSF yang didapatkan selanjutnya dilakukan normalisasi ke nol untuk kemudian dapat menentukan nilai resolusi spasial dengan menggunakan *Fast Fourier Transform* (FFT) untuk satu dimensi. Besarnya nilai FFT dapat dinormalisasikan menjadi 1 untuk nilai awal (frekuensi nol). Pembacaan kurva MTF yang telah didapatkan yaitu dengan menarik hubungan antara kontras (sumbu y) kurva dengan detail frekuensi dalam *lp/mm* (sumbu x). Disini diambil nilai 0,5 pada sumbu kontras yang merupakan rerata dari normalisasi (frekuensi nol). Efek tersebut dapat dikompresikan dengan faktor penskalaan frekuensi yang sesuai dan disajikan dalam bentuk grafik MTF.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengambilan citra digital dari *phantom* tembaga berukuran 15x15 cm dengan ketebalan 1 mm dilakukan dengan menggunakan *mobile X-Ray* sebagai sumber sinar-X. Eksposi atau paparan pada penelitian ini menggunakan variasi tegangan tabung sebanyak empat kali yaitu 50 kV, 60 kV, 70 kV dan 81 kV. Masing-masing tegangan dilakukan variasi arus sebanyak enam kali yaitu 1,6 mAs; 2 mAs; 4 mAs; 8 mAs; 16 mAs dan 32 mAs dengan FFD = 90 cm. Variasi tegangan yang digunakan pada penelitian ini dari 50 kV hingga 81 kV dikarenakan pada rentang tegangan tersebut merupakan tegangan optimum yang dianjurkan untuk dilakukan uji kualitas pesawat diagnostik (Kemenkes, 2009). Dan juga pada rentang tersebut merupakan tegangan yang digunakan untuk eksposi tulang pada pasien. Sementara arus yang biasa digunakan untuk kegiatan QC yaitu bergantung pada ketebalan objek yang dieksposi.

Setiap variasi arus pada masing-masing variasi tegangan, dilakukan eksposi terhadap *phantom* tembaga sebanyak satu kali. Sete-



**Gambar 4.** Skema penghitungan nilai resolusi spasial citra CR menggunakan MTF.

lah dilakukan eksposi selanjutnya dilakukan pembacaan atau *scanning* dengan perangkat CR merk Kodak tipe *DirectView Classic*. Data eksposi yang diperoleh berupa file radiograf *phantom* tembaga yang disimpan dalam format DICOM pada sistem CR. File citra digital radiograf yang diperoleh tersebut selanjutnya disalin kedalam CD dan kemudian dilakukan analisis menggunakan PC dengan perangkat lunak MATLAB, analisis ini dilakukan di luar sistem CR. Analisis yang dilakukan yaitu mengukur kualitas resolusi spasial citra digital radiograf dengan menggunakan metode MTF. Program MTF yang Citra digital dalam format DICOM ditunjukkan pada Gambar 5.



**Gambar 5.** Citra digital *phantom* tembaga sistem CR (A) 50 kV; 1,6 mAs; (B) 70 kV; 4 mAs dan (C) 81 kV; 32 mAs

Prosedur pertama dalam melakukan penghitungan resolusi spasial citra menggunakan metode MTF adalah menentukan ROI melalui tepi citra digital. Setelah dilakukan *cropping* bagian tepi citra *phantom* (ROI), akan muncul proyeksi citra tersebut dalam bentuk grafik ESF. Pada program, fungsi ESF diturunkan atau didiferensialkan sehingga muncul nilai FWHM yang berupa LSF. Sebaran titik ESF kemudian dilakukan penghalusan atau *smoothing*, yaitu diambil nilai rerata pada setiap *pixel* sehingga mengasilkan garis yang lebih rapi. Setelah menurunkan fungsi ESF, maka didapatkan grafik LSF yang bisa dilihat nilai FWHM nya.

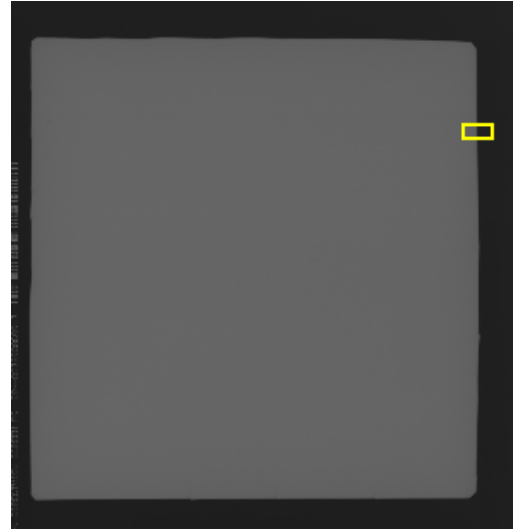
Nilai FWHM ini dapat diperoleh dengan menggunakan model Gaussian, yaitu semua fungsi penyebaran merupakan hasil dari beberapa komponen fungsi penyebaran yang dinyatakan sebagai:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-(x^2+y^2)/(2\sigma^2)}$$

dimana  $f(x)$  merupakan fungsi sebaran titik (PSF), merupakan standar deviasi,  $x$  merupakan posisi dan  $y$  merupakan nilai maksimal dari  $x$ .

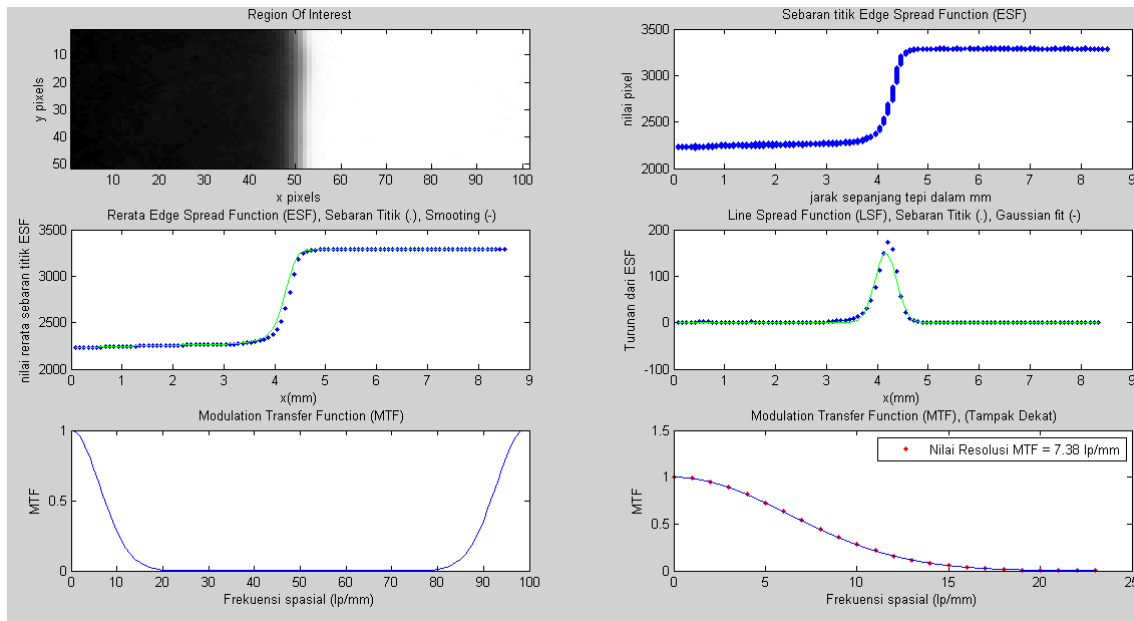
Distribusi Gaussian tersebut juga menunjukkan fungsi probabilitas densitas terhadap distribusi normal. Pada penentuan ROI

citra digital radiografi, dilakukan *cropping* tepi citra dengan ukuran 10x100 *pixel* seperti pada Gambar 6. Gambar 7 merupakan hasil dari program pengolahan citra MATLAB yang digunakan.



**Gambar 6.** *Cropping* tepi citra digital radiografi

Gambar 7 bagian pertama menunjukkan gambar *Region of Interest* yang merupakan hasil *cropping* dari citra digital CR. Perbandingan antara bagian citra yang menyerap sinar-X dengan *background* yang ditembus sinar-X adalah 50 *pixel* dan 50 *pixel*. Dari Gambar ROI hingga Gambar LSF merupakan fungsi spasial, maka dari itu dilakukan FFT sehingga menjadi fungsi frekuensi dan dapat dianalisis secara kuantitatif. FFT digunakan karena pada penelitian ini menggunakan MTF dengan perbandingan 50 atau 0,5 dari nilai normalisasi (frekuensi nol) FFT (Caroll, 2011). Pada grafik Gaussian (nilai FWHM pada LSF), dilakukan *Fast Fourier Transform* (FFT) sehingga menghasilkan grafik hubungan frekuensi spasial terhadap MTF. Metode MTF dapat dihitung dari nilai PSF atau LSF yang telah diukur dengan *phantom* dan ditunjukkan melalui sebuah kurva sebagai fungsi dari frekuensi spasial. Jika terdapat nilai resolusi spasial dalam ruang frekuensi rendah, hal ini menandakan bahwa sistem pencitraan mereproduksi frekuensi rendah tanpa distorsi atau dengan kata lain citra tersebut memiliki resolusi rendah. Karakteristik MTF adalah kemampuan menginformasikan perbedaan yang halus dalam kontras citra sehingga dihasilkan citra dengan *noise* yang rendah. MTF mampu memberikan informasi terkait dengan citra digital, yakni memberikan keterangan secara lengkap pada kejelasan sebuah citra secara efisien



**Gambar 7.** Gambar pemrograman MTF berbasis MATLAB

(Estribeau & Magnan, 2004).

Penghitungan nilai resolusi spasial sebagai analisis kualitas resolusi spasial citra digital sangat efisien dan efisien, terutama jika digunakan untuk kegiatan *Quality Control* (QC) pada perangkat sinar-X. Dari variasi tegangan dan arus yang digunakan, diperoleh nilai resolusi spasial yang cukup tinggi yaitu rentang 6,81 *lp/mm* sampai dengan 7,49 *lp/mm*. Nilai resolusi spasial optimal untuk mengetahui tingkat kualitas citra radiodiagnostik adalah 4 *lp/mm* sampai dengan 8 *lp/mm* (Caroll, 2011). Satuan resolusi spasial yang digunakan adalah *lp/mm* (*line pair per milimeter*), hal ini menunjukkan jumlah pasangan garis per 1 mm pada tiap ukuran *pixel* citra digital.

Berdasarkan Tabel 1, pada tegangan 50 kV, citra yang paling baik terdapat pada arus tabung 32 mAs. Dikarenakan pada arus tersebut kontras citra terlihat baik ditandai dengan nilai resolusi spasial yang mendekati batas nilai optimal tertinggi dibandingkan dengan arus 1,6 mAs sampai dengan 16 mAs. Arus 8 mAs pada tegangan 60 kV sudah menunjukkan kualitas citra yang baik, sementara pada tegangan 70 kV arus 4 mAs sampai dengan 32 mAs menghasilkan citra dengan kualitas baik. Namun pada tegangan 81 kV, seluruh variasi arus yang digunakan dalam penelitian menunjukkan hasil citra dengan kualitas baik. Dengan demikian, untuk eksposi *phantom* tembaga yang digunakan dapat menghasilkan citra dengan kualitas baik yaitu pada tegangan tabung 70 kV hingga 81 kV dan arus 4 mAs hingga 32 mAs.

Setelah dilakukan analisis resolusi spasial citra, selanjutnya dibuat grafik hubungan antara tegangan dengan hasil nilai resolusi spasial yang telah dihitung menggunakan *software* MATLAB, bisa dilihat pada Gambar 8. Semakin tinggi tegangan yang digunakan pada sumber sinar-X, maka nilai resolusi spasial akan semakin tinggi pula. Dengan demikian tingkat kualitas citra digital yang diperoleh akan semakin baik. Pada masing-masing variasi tegangan dilakukan pula variasi arus tabung, yaitu 1,6 mAs; 2 mAs; 4 mAs; 8 mAs; 16 mAs dan 32 mAs.

Pada arus 2 mAs, terjadi penurunan kualitas resolusi spasial citra (nilai resolusi spasial) pada tegangan 60 kV namun kembali naik secara linier. Hal ini dikarenakan pada arus tersebut citra yang dihasilkan memiliki gradasi yang tinggi. Terjadi penurunan nilai resolusi spasial juga pada arus 32 mAs, yaitu pada tegangan 70 kV. Namun kembali naik pada tegangan 81 kV. Nilai resolusi spasial paling tinggi dihasilkan oleh tagangan 81 kV, yang kemudian disebut dengan tegangan optimum untuk eksposi *phantom* tembaga yang digunakan dalam penelitian. Hal ini sesuai dengan aturan yang diberikan Kemenkes RI dalam kegiatan QC, yaitu tegangan optimum antara 70 kV hingga 85 kV.

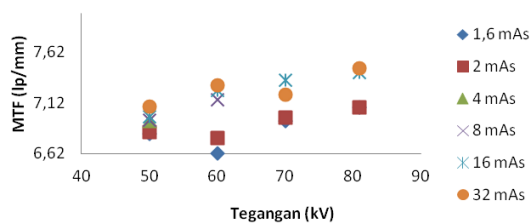
Secara keseluruhan, hasil analisis nilai resolusi spasial pada variasi tegangan dan arus dalam penelitian ini menghasilkan kualitas citra digital yang baik. Hal ini dapat dilihat dari nilai resolusi spasial yang dihasilkan. Dengan demikian, dapat dikatakan bahwa *mobile*

X-Ray yang digunakan telah lolos uji kualitas karena seluruh variasi tegangan maupun arus yang diamati memenuhi standar QC (Kemenkes, 2009). Begitu pula dengan perangkat CR yang digunakan pada penelitian ini, juga memiliki kualitas yang baik dan layak untuk tetap digunakan.

**Tabel 1.** Hasil analisis nilai resolusi spasial untuk variasi tegangan dan arus sinar-X

Tegangan (kV)	Arus (mA)	Nilai Resolusi Spasial
50	1,6	6,81
	2	6,83
	4	6,94
	8	6,95
	16	6,98
	32	7,08
60	1,6	6,62
	2	6,77
	4	6,84
	8	7,15
	16	7,24
	32	7,29
70	1,6	6,94
	2	6,97
	4	7,38
	8	7,44
	16	7,34
	32	7,2
81	1,6	7,07
	2	7,17
	4	7,65
	8	7,49
	16	7,42
	32	7,46

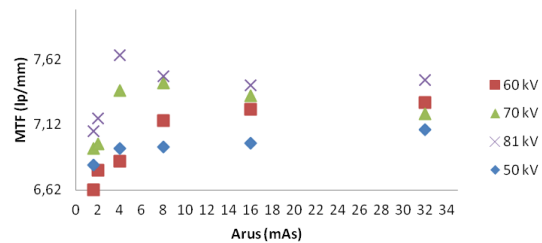
**Pengaruh Tegangan pada MTF**



**Gambar 8.** Grafik hubungan tegangan tabung sinar-X dengan nilai resolusi spasial

Selain mendapatkan hubungan tegangan tabung sinar-X dengan nilai resolusi spasial, juga dilakukan pembuatan grafik hubungan antara arus tabung dengan nilai resolusi spasial. Hal ini dibuat untuk mendapatkan arus tabung paling optimal, sehingga dapat digunakan untuk mengurangi paparan radiasi yang diterima baik oleh pasien maupun petugas radiasi. Semakin tinggi arus yang digunakan, maka akan semakin banyak pula paparan radiasi yang diterima. Maka dari itu, analisis resolusi spasial citra pada perangkat diagnostik sangat diperlukan. Sehingga didapatkan hasil citra digital dengan kualitas paling baik dengan tegangan dan arus yang optimal. Grafik hubungan arus tabung dengan nilai resolusi spasial yang dihasilkan dapat dilihat melalui Gambar 9.

**Pengaruh Arus pada MTF**



**Gambar 9.** Grafik hubungan arus tabung sinar-X dengan nilai resolusi spasial

Dari grafik pada Gambar 9, dapat diketahui arus optimum yang dapat digunakan untuk ekposi adalah antara 4 mAs sampai dengan 8 mAs. Hal ini dapat dilihat dalam grafik hubungan antara arus tabung dengan nilai resolusi spasial. Semakin tinggi arus yang digunakan, nilai resolusi spasial menunjukkan semakin naik dan terletak pada titik optimum kemudian turun secara konstan dan tetap hingga pada arus 32 mAs. Maka dari itu, dapat dikatakan bahwa pada arus 4 mAs hingga 8 mAs dilakukan ekposi untuk pasien yang memiliki ketebalan tulang  $\pm 1$  mm. Karena pada arus ini paparan radiasi yang diterima tidak terlampaui tinggi sehingga masih dalam taraf aman. Pengolahan citra digital dengan perangkat lunak MATLAB menggunakan metode MTF ini tidak hanya dapat digunakan untuk mengetahui kualitas resolusi spasial pada citra radiograf saja, melainkan juga dapat digunakan pada citra digital lainnya. Misalnya saja pada citra hasil sensor CMOS dan alat yang mendukung gambar CMOS lainnya (Estribeau & Magnan, 2004).

## SIMPULAN

Berdasarkan hasil pengukuran resolusi spasial menggunakan MTF pada citra CR, semakin tinggi tegangan tabung sinar-X yang digunakan maka nilai resolusi spasial yang diperoleh juga semakin tinggi. Dengan begitu kualitas citra yang dihasilkan semakin baik. Resolusi spasial terletak pada arus waktu optimal ketika menunjuk nilai 4 mAs dan 8 mAs dengan rata-rata nilai resolusi spasial 7,26 lp/mm dan kemudian akan kembali turun secara konstan. Tegangan 70 kV sampai dengan 85 kV merupakan tegangan yang dianjurkan untuk melakukan kegiatan QC pada perangkat diagnostik, karena sesuai hasil analisis pada rentang tegangan tersebut memiliki nilai resolusi spasial yang baik.

Pengolahan data digital dapat digunakan untuk melakukan data fisis dengan menggunakan bahasa pemrograman. Dengan menggunakan metode tersebut, maka jarak dan resolusi spasial pada citra digital dapat dimunculkan. Selain itu, metode ini juga sangat efisien dalam melakukan penghitungan kualitas citra digital secara kuantitatif sehingga dapat digunakan untuk analisis keakuratan diagnosa pada bidang radiologi.

## DAFTAR PUSTAKA

- Artz, D. S. (1997). Computed Radiography for the Radiological Technologist. *Seminars in Roentgenology*, 32(1), 12-24.
- Busch, H. P., & Faulkner, K. (2005). Image Quality and Dose Management in Digital Radiography: A New Paradigm for Optimisation. *Quality Assurance Reference Centre*, 90(1-2), 31-33.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging* (2<sup>nd</sup> ed). Philadelphia, USA : Lippincott Williams & Wilkins.
- Caroll, Q. B. (2011). *Radiography in The Digital Age: Physics, Exposure, Radiation Biology*. China: Charles C Thomas Publisher.
- Cunningham, I. A., & Fenster, A. (1987). A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Medical physics*, 14(4), 533-537.
- Estribeau, M., & Magnan, P. (2004) Fast MTF Measurement of CMOS Imagers Using ISO 12233 Slanted-Edge Methodology. *Proceedings of SPIE*, 5251.
- Fan, W., Cao, F., & Bai, T. (2013). Modulation transfer function of spatially variant sampling retina-like sensor. *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, 124(12), 1342-1345.
- Kemenkes. (2009). *Pedoman Kendali Mutu Quality Control (QC) Peralatan Radiodiagnostik*, Menteri Kesehatan RI, 1250.
- Korner, M., Weber, C. H., Wirth, S., Pfeifer, K. J., Reiser, M. F., & Treitl, M. (2007). Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview 1. *Radiographics*, 27(3), 675-686.
- Mah, E., Samei, E., & Peck, D. J. (2001). Evaluation of A Quality Control Phantom for Digital Chest Radiography. *Journal of Applied Clinical of Medical Physics*, 2(2), 1526-9914.
- Muhogora, W. E., Msaki, P., & Padovani, R. (2014). Application of off-line Image Processing for Optimization in Chest Computed Radiography Using A Low Cost Systems. *Journal of Applied Clinical of Medical Physics*, 16(2), 322-333
- Paech, A., Schulz, A. P., Hahlbrauck, B., Kiene, J., Wenzl, M. E., & Jürgens, C. (2007). Physical evaluation of a new technique for X-ray dose reduction: Measurement of signal-to-noise ratio and modulation transfer function in an animal model. *Physica Medica*, 23(1), 33-40.
- Petković, D., Shamsirband, S., Saboohi, H., Ang, T. F., Anuar, N. B., Rahman, Z. A., & Pavlović, N. T. (2014). Evaluation of modulation transfer function of optical lens system by support vector regression methodologies—A comparative study. *Infrared Physics & Technology*, 65, 94-102.
- Richard, S., Husarik, D. B., Yadava, G., Murphy, S. N., & Samei, E. (2012). Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Medical physics*, 39(7), 4115-4122.
- Samei, E., Seibert, J. A., Willis, C. E., Flynn, M. J., Mah, E., & Junck, K. L. (2001). Performance evaluation of computed radiography systems. *Medical Physics*, 28(3), 361-371.
- Samei, E., & Flynn, M. J. (2003). An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Medical physics*, 30(4), 608-622.
- Samei, E., Ranger, N. T., Dobbins III, J. T., & Chen, Y. (2006). Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer functiona). *Medical physics*, 33(5), 1454-1465.
- Suryono, S. (2011). Rancang Bangun Sistem Komputer Tomografi Ultrasonik untuk Pengujian Material Padat, *Disertasi*. Yogyakarta: Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Gajah Mada.
- Suryono, S., Kusminarto, Suparta, G. B., & Sugiharto, A. (2015). Ultrasound Computer Tomography Digital Image Processing for Concrete Hole Inspection. *International Journal of Applied Engineering Research*, 10(15), 35499-35503.
- Yaffe, M. J., & Rowlands, J. A. (1997). X-ray detectors for digital radiography. *Physics in Medicine and Biology*, 42(1), 1.
- Susilo, Sunarno, I Ketut Swakarma, Rudi Setiawan, Edy Wibowo. (2013). Kajian sistem radiografi digital sebagai pengganti sistem computed radiography yang mahal. *Jurnal Fisika Indonesia*, 17(50), 1410-2994