

## Pengukuran Kualitas Sistem Pencitraan Radiografi Digital Sinar-X

### *Quality Measurement of Imaging System of X-ray Digital Radiography*

Andreas Christian Louk<sup>1</sup>, Gede Bayu Suparta<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Gadjah Mada - Sekip Utara Yogyakarta 55281, Indonesia [gbsuparta@ugm.ac.id](mailto:gbsuparta@ugm.ac.id)

#### Abstrak

Suatu sistem radiografi sinar-X digital beserta software "DRImager" untuk pengolahan citranya telah dikembangkan di Universitas Gadjah Mada. Software "DRImager" dapat mengolah dan memperbaiki citra radiografi sinar-X yang langsung dihasilkan dari suatu sistem pencitraan radiografi digital. Dalam penelitian ini, beberapa parameter kualitas citra diukur sebelum dan sesudah proses pengolahan dan perbaikan citra, kemudian saling dibandingkan satu sama lain untuk mengetahui perubahan informasi fisis yang mungkin terjadi pada citra.

Tiga jenis parameter kualitas citra diukur. Pertama, resolusi spasial yang dijabarkan dalam tiga besaran fisis yaitu *Full Width at Half Maximum* (FWHM), *Contrast Transfer Function* (CTF), dan *Modulation Transfer Function* (MTF). Kedua, derau yang dijabarkan dalam *Noise Power Spectrum* (NPS), *Signal to Noise Ratio* (SNR) dan *Contrast to Noise Ratio* (CNR). Ketiga, atenuasi yang digambarkan sebagai perubahan koefisien atenuasi. Dari penelitian ini, pengolahan citra yang dilakukan oleh "DRImager" mempertahankan resolusi spasial, sedangkan tingkat derau dapat dikurangi sangat signifikan. NPS yang menunjukkan tingkat derau dapat diturunkan sangat signifikan sehingga SNR dan CNR meningkat. Nilai SNR meningkat menjadi 157,52% dan nilai CNR meningkat menjadi 179,58%. Ketiga, koefisien atenuasi sinar-X untuk bahan aluminium, sebelum dan sesudah proses pengolahan dan perbaikan citra relatif dalam kisaran nilai yang sama yaitu 0,11 mm<sup>-1</sup>. Jadi, penggunaan "DRImager" yang telah dikembangkan mempertahankan informasi fisis yaitu resolusi spasial dan nilai koefisien atenuasi linear, namun menekan derau.

**Kata kunci :** Sinar-x, Citra Digital, Radiografi Digital, Kualitas Citra.

#### Abstract

A radiography system X-ray digital and software "DRImager" for image processing have been developed at the University of Gadjah Mada. Software "DRImager" can process and improve the image of the X-ray radiography directly generated from digital radiographic imaging systems. In this study, some of the image quality parameters were measured before and after processing and image enhancement, then compared with each other to find out information about the physical changes that may occur in the image.

Three types of image quality parameters are measured. First, the spatial resolution set out in the three physical quantities, namely the *Full Width at Half Maximum* (FWHM), *Contrast Transfer Function* (CTF), and the *Modulation Transfer Function* (MTF). Secondly, noise laid down in the *Noise Power Spectrum* (NPS), *Signal to Noise Ratio* (SNR) and *Contrast to Noise Ratio* (CNR). Third, the attenuation is described as a change of attenuation coefficient. From this research, the image processing performed by "DRImager" maintains spatial resolution, while the level of noise can be reduced very significantly. NPS, which indicates the level of noise can be reduced significantly so that the SNR and CNR increase. SNR value increased to 157.52%, and the CNR value increased to 179.58%. Third, the X-ray attenuation coefficient for aluminum, before and after processing and image enhancement relative in the same value range is 0.11 mm<sup>-1</sup>. Thus,

the use of "DRImager" which has been developed capable of maintaining the physical information that the spatial resolution and the linear attenuation coefficient values but it suppress noise.

**Keywords:** X-ray, Digital Image, Digital Radiography, Image Quality.

## 1. Pendahuluan

Radiografi sinar-X telah mengalami pengembangan ke arah radiografi sinar-X digital dimana teknik pencitraannya memanfaatkan sensor digital untuk menangkap citra (Ko *et. al.*, 2007). Salah satu kelemahan radiografi digital sinar-X adalah munculnya derau atau *noise* pada citra *output* (Sprawls, 1995). Derau akan muncul dan merusak citra yang dihasilkan. Derau pada citra bergantung pada banyak hal, mulai dari sumber cahaya sampai kepada sensor penerima bayangan. Derau pada citra hasil radiografi digital sinar-X yang terutama adalah derau kuantum (*Quantum Noise*). Derau kuantum muncul sebagai akibat kurangnya foton yang dihasilkan oleh sumber sinar-X. Derau kuantum ini dapat dikurangi dengan memperbanyak jumlah foton, dengan kata lain memperbesar tingkat radiasi sinar-X. Derau kuantum berbanding terbalik dengan kuadrat tingkat kecerahan (*exposure*) pada layar penerima citra (Sprawls, 1995). Peningkatan radiasi sinar-X untuk mengurangi derau harus dilakukan dengan penuh pertimbangan terutama di bidang medis.

Pada aplikasinya di dunia medis, radiografi sinar-X harus memperhatikan dosis radiasi sinarX pada pasien. Semakin rendah dosis radiasi sinar-X yang diberikan kepada pasien akan semakin baik. Namun kondisi ini akan menyebabkan citra hasil radiografi memiliki tingkat derau yang tinggi (Sprawls, 1995). Tingkat derau dan dosis radiasi memberikan efek yang harus dipertimbangkan dengan bijak sesuai dengan tujuan pencitraan radiografi sinarX.

Telah dibuat suatu sistem konverter radiografi sinar-X digital untuk Rumah Sakit (Suparta *et. al.*, 2005). Sistem konverter ini mampu melakukan: (1) Sinkronisasi antara pembangkitan sinar-X dan konversi digital sehingga dosis radiasi direduksi; dan (2) menghasilkan 3-20 citra berkualitas per paparan sehingga memberikan dokter banyak pilihan citra untuk diagnosis yang lebih baik. Inovasi ini mampu merubah radiografi konvensional yang telah ada di rumah sakit untuk mengurangi dosis radiasi pada pasien, dan juga menghasilkan 3-20 citra digital untuk sekali paparan. Grup Riset Fisika Citra Universitas

Gadjah Mada (GRFC-UGM) juga telah mengembangkan perangkat lunak yang berfungsi untuk memperbaiki citra digital yang diberi nama "DRImager". Fungsi perangkat lunak ini adalah mengolah dan memperbaiki semua citra hasil perangkat konverter radiografi digital untuk rumah sakit yang telah dibuat. Untuk mengetahui bahwa citra hasil pemrosesan oleh "DRImager" layak dianalisis atau didiagnosa, maka diperlukan suatu pengkajian kualitas citra.

Kualitas citra dapat diukur melalui parameter-parameter kualitas citra yang dapat dijabarkan dalam tiga aspek dasar kualitas citra:

1. Resolusi spasial, aspek ini berbicara mengenai kemampuan sistem pencitraan dalam merepresentasikan detail dari obyek pencitraan pada citra.

2. Noise (derau), aspek ini menjelaskan mengenai derau atau gangguan pada citra output.
3. Signal to Noise Ratio (SNR), aspek ketiga ini adalah suatu ukuran perbandingan antara sinyal dengan derau. Semakin tinggi nilai SNR ini maka kualitas citra akan semakin baik.

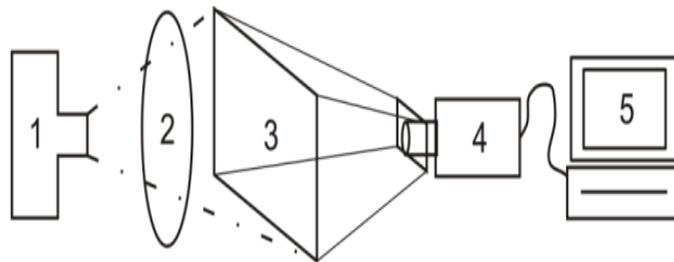
Metode kontrol kualitas pada citra digital hasil radiografi pada umumnya memperhatikan ketiga aspek tersebut. Dalam penelitian ini dirumuskan tujuh parameter kualitas citra yaitu *Full Width at Half Maximum* (FWHM), *Contrast Transfer Function* (CTF), *Modulation Transfer Function* (MTF) dengan menggunakan metode uji tepian, *Noise Power Spectrum* (NPS), *Signal to Noise Ratio* (SNR), *Contrast to Noise Ratio* (CNR), dan koefisien atenuasi linear. Penelitian ini dimaksudkan untuk mengetahui perubahan parameter-parameter kualitas citra yang terjadi sebelum dan sesudah dilakukan proses pengolahan dan perbaikan citra oleh “DRImager”. Secara khusus, perubahan yang terjadi setelah citra awal yang dihasilkan oleh perangkat pencitraan radiografi digital sinar-X diolah oleh “DRImager” yang dibandingkan terhadap citra awalnya. Dari penelitian ini diharapkan untuk dapat memperoleh suatu sarana kontrol kualitas atas sistem pencitraan digital hasil sistem radiografi digital sinar-X berdasarkan parameter-parameter kualitas citra yaitu FWHM, CTF, MTF, NPS, SNR, CNR, dan koefisien atenuasi.

## 2. Landasan Teori

### 2.1 Fluoroskopi Digital

Fluoroskopi merupakan salah satu teknik pencitraan yang memanfaatkan sinar-X sebagai sumber cahaya dan sebuah bidang yang terbuat dari fluor sebagai layar atau sering disebut sebagai *fluorescent screen*. Layar fluor akan berpendar saat ditumbuk oleh foton sinar-X. Tingkat kecerahan perpendaran bergantung pada banyaknya foton yang menumbuk bidang layar fluor. Pada awalnya teknik ini dimanfaatkan untuk memonitor organ dalam tubuh secara *realtime*. Hasil perpendaran fluor akan ditangkap oleh kamera video dan akan ditampilkan pada layar monitor.

Sistem fluoroskopi konvensional atau yang biasa disebut fluoroskopi televisi memanfaatkan layar tabung televisi untuk menampilkan hasil fluoroskopi secara *real-time*. Dengan sistem seperti ini dosis radiasi akan sangat tinggi untuk mempertahankan pendaran fluor dan terjadi secara terus menerus. Selain itu juga hasil dari fluoroskopi tidak bisa dengan mudah diproses untuk meningkatkan kualitas citra. Sedikit berbeda dengan fluoroskopi konvensional, fluoroskopi digital memanfaatkan teknik yang sama, tetapi dengan mengganti kamera video analog menjadi kamera video digital, atau mendigitasi sinyal video analog. Sistem fluoroskopi digital menambahkan perangkat peubah sinyal video analog menjadi sinyal video digital. Hasil yang didapat menggunakan fluoroskopi digital adalah beberapa citra digital (*frame*) yang diakuisisi dalam rentang waktu tertentu. Bagan sistem fluoroskopi ditunjukkan oleh Gambar 1.



**Gambar 1.** Bagan sistem fluoroskopi. (1) Sumber Sinar-X, (2) Pasien/Obyek, (3) *Fluorescent Screen*, (4) Kamera video, (5) Komputer.

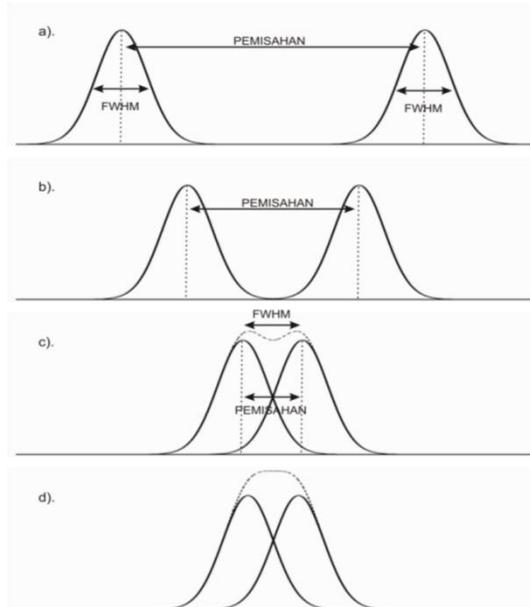
Jika setiap *frame* diobservasi secara individual, maka akan ditemukan gangguan pada citra sebagai akibat munculnya derau kuantum. Pengurangan derau kuantum sangat dibutuhkan untuk mencapai kualitas citra yang baik. Hal ini dapat dicapai dengan menggunakan teknik rata-rata dari *frame* yang diakuisisi. Pada kurun waktu kurang dari 1 detik obyek pada citra tidak berubah secara signifikan tetapi fluktuasi derau kuantum sudah terjadi. Dengan menggunakan teknik rata-rata, derau kuantum sudah dapat dikurangi dengan tidak mengubah obyek pada citra secara signifikan.

Dengan menggunakan fluoroskopi digital banyak kelebihan-kelebihan yang dapat dicapai. Salah satunya adalah, dengan metode ini dapat dihasilkan citra digital diam yang memungkinkan pasien untuk mendapatkan dosis radiasi yang lebih rendah. Selain itu juga dengan didapatnya citra dalam bentuk digital, maka dapat dilakukan pemrosesan citra digital untuk meningkatkan kualitas citra dengan menggunakan metode-metode yang tidak dapat dilakukan pada citra analog. Sebagai contoh yaitu melakukan rata-rata *frame* pada kurun waktu tertentu, hal ini akan lebih mudah dilakukan pada citra digital (Hendee dan Ritenour, 2002).

## 2.2 Full Width at Half Maximum (FWHM).

Pengukuran resolusi spasial dapat dilakukan dengan mengobservasi respon impuls titik atau respon impuls garis pada citra. Respon impuls ini dijabarkan dalam bentuk *Point Spread Function* (PSF) untuk titik dan *Line Spread Function* (LSF) untuk garis. Resolusi dapat dihitung dengan mengambil nilai FWHM (*Full Width at Half Maximum*) dari PSF atau LSF. Nilai ini merupakan lebar penuh yang dihitung pada posisi setengah tinggi puncak maksimum. FWHM biasanya diekspresikan dalam satuan milimeter. FWHM merupakan ukuran jarak minimum di mana dua buah titik atau garis diletakkan secara terpisah agar masih terlihat terpisah pada citra yang direkam. Semakin kecil nilai FWHM berarti semakin kecil juga jarak antara dua titik atau garis yang masih dapat terlihat terpisah pada citra atau dengan kata lain semakin kecil nilai FWHM maka semakin tinggi resolusi citra (Prince and Links, 2006).

Gambar 2 menjelaskan mengenai respon pencitraan yang terjadi terhadap dua buah obyek titik. Gambar 2 a-d adalah proses dua buah titik yang semakin berdekatan. Dua buah titik akan dapat terpisahkan jika jarak pemisahan minimum sama dengan FWHM dari sistem pencitraan (Gambar 2 c). sedangkan untuk jarak pemisahan yang lebih kecil dari FWHM maka dua buah titik tersebut sudah tidak dapat lagi dibedakan (Gambar 2 d). FWHM adalah jarak minimum antara dua titik sehingga dua titik tersebut masih bisa terpisahkan.



**Gambar 2.** Efek resolusi spasial (Sumber: Prince and Links, 2006)

### 2.3 Modulation Transfer Function (MTF).

Modulation Transfer Function (MTF) merupakan ukuran yang sering dipakai dalam menentukan resolusi spasial dari sistem pencitraan. MTF merupakan fungsi dari frekuensi spasial. Pendekatan dalam pengukuran MTF dapat dilakukan dengan menggunakan metode uji tepian (*Slanted Edge*). Pada metode ini akan didapatkan ESF yang dapat dideferensialkan menjadi LSF yang kemudian akan dilakukan transformasi Fourier untuk mendapatkan MTF seperti ditunjukkan dalam persamaan (1) dan (2).

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \quad (1)$$

$$MTF(x) = |\mathcal{F}_{1D}[LSF(x)]| \quad (2)$$

Pendekatan lain yang dapat dilakukan adalah dengan mengukur *Contrast Transfer Function* (CTF) yang menjabarkan tentang penurunan kontras seiring dengan bertambahnya frekuensi spasial. CTF dapat diukur dengan menggunakan obyek yang memberi stimulus berupa sinyak kotak dengan frekuensi yang semakin lama semakin tinggi (Bushberg *et al*, 2002).

### 2.4 Noise Power Spectrum (NPS).

Nilai SNR dan CNR mengukur kualitas citra berdasarkan nilai standar deviasi  $\sigma$ . Hal ini hanya merupakan pendekatan dalam menjelaskan derau pada citra. Spektrum daya derau (NPS) merupakan ukuran kualitas citra yang dipakai untuk mengukur pola dan karakteristik derau pada setiap frekuensi, dan memberikan deskripsi yang lebih lengkap tentang derau pada citra. Dalam pengukuran NPS, yang menjadi perhatian adalah derau. NPS dapat diukur pada citra yang tidak memiliki obyek, sehingga hanya didapatkan latar

beserta fluktuasinya yaitu derau. NPS dapat dihitung dengan melakukan transformasi Fourier pada citra tersebut (Park and Kim, 2008).

$$NPS_{2D} = |\mathcal{F}_{2D}[B(x,y) - \mu]|^2 \quad (3)$$

Karena citra merupakan fungsi 2 dimensi, maka NPS merupakan hasil transformasi Fourier 2D. Pada persamaan (3),  $B(x,y)$  merupakan citra latar tanpa obyek, dan  $\mu$  merupakan rata-rata dari  $B(x,y)$ .

## 2.5 Signal to Noise Ratio (SNR).

Salah satu parameter kualitas dalam sebuah pengukuran adalah signal to noise ratio (SNR). Parameter ini menggambarkan tingkat perbedaan antara sinyal yang diukur dengan derau yang juga masuk dalam hasil pengukuran. Semakin besar nilai SNR, maka sinyal dan derau semakin mudah dibedakan. Persamaan (4) menghitung SNR dengan  $I_s$  merupakan tinggi sinyal dan  $\sigma$  adalah nilai simpangan baku dari daerah di sekitar sinyal.

$$SNR = \frac{I_s}{\sigma} \quad (4)$$

## 2.6 Contrast to Noise Ratio (CNR).

Kontras merupakan ukuran seberapa jauh sinyal dapat dibedakan dengan latar. Semakin besar nilai kontras maka sinyal akan semakin mudah dibedakan dengan latar. Berbeda dengan SNR nilai rasio kontras terhadap derau merupakan nilai perbandingan antara jarak sinyal dari latar di sekitar sinyal dengan derau yang berada di daerah latar. Persamaan (5) menghitung CNR dengan  $I_s$  adalah tinggi sinyal,  $I_b$  merupakan tinggi latar (*background*) dan  $\sigma$  adalah nilai simpangan baku dari daerah latar (Desai *et.al.*, 2010).

$$CNR = \frac{I_s - I_b}{\sigma} \quad (5)$$

## 2.7 Koefisien Atenuasi Linear.

Dalam sistem pencitraan radiografi, kontras dihasilkan oleh perbedaan intensitas sinar-X yang jatuh pada detektor. Perbedaan intensitas ini salah satunya dikarenakan adanya efek pelemahan sinar-X oleh karena perbedaan karakteristik dan perbedaan ketebalan material yang dikenal dengan proses atenuasi. Intensitas sinar-X yang diloloskan ( $I_t$ ) oleh material dengan koefisien atenuasi  $\mu$  dan ketebalan  $x$  dapat dijabarkan dalam persamaan (6) (Krane, 1992).

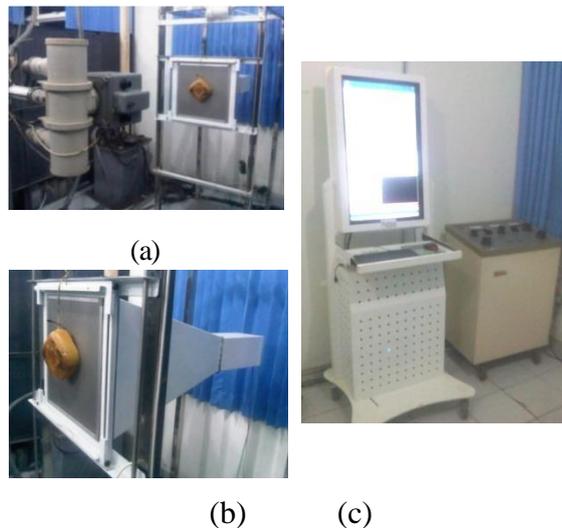
$$I_t = I_0 e^{-\mu x} \quad (6)$$

# 3. Metode Penelitian

## 3.1 Alat Penelitian

Sistem radiografi digital sinar-X yang ada di laboratorium Fisika Inti sub minat Fisika Citra, Fakultas MIPA – Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta. Gambar 3 (a) merupakan sumber sinar-X yang diarahkan pada obyek yang digantung di depan layar fluoresen. Di bawahnya, Gambar 3 (b) merupakan bagian belakang layar fluoresens yang terdapat sebuah kamera video analog. Kamera tertutup di dalam kotak putih. Gambar 3

(c) merupakan komputer dan panel kontrol yang digunakan untuk mengontrol eksposi sinar-X dan juga merubah sinyal video analog menjadi sinyal video digital pada komputer. Perangkat lunak pada komputer yang digunakan untuk melakukan tugas ini adalah “DRGrabber”. Perangkat lunak ini bertugas untuk mengatur moda kamera, kontrol on-off generator sinar-X sekaligus kontrol eksposi, dan juga mengkonversi sinyal video analog menjadi citra digital sekuensial. Hasil alat ini adalah 20 citra radiografi sinar-X secara sekuensial selama selang waktu eksposi sinar-X.



**Gambar 3.** Sistem radiografi digital sinar-X.

Kemudian citra hasil dari radiografi ini akan diproses oleh “DRImager”, sebuah perangkat lunak yang dikembangkan oleh Group Riset Fisika Citra – Universitas Gadjah Mada. Perangkat lunak ini berfungsi untuk mengolah dan memperbaiki 20 citra radiografi sinar-X hasil dari “DRGrabber”. Selain itu perangkat lunak ini menyediakan tools sederhana untuk melakukan analisis citra radiografi sinar-X.

### **3.2 Obyek Penelitian**

#### **Pengukuran FWHM.**

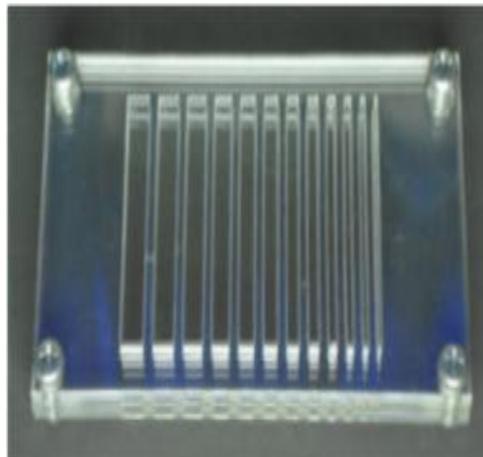
Pengukuran FWHM dilakukan dengan menggunakan indikator kualitas citra tipe kawat (Image Quality Indicator (IQI) Wire Type). Indikator kualitas citra yang digunakan terdiri dari batang-batang logam dengan variasi diameter. Pada penelitian ini digunakan IQI Standar 1B-ASTM-11 dan 1-FE-EN. Pada Gambar 4 ditunjukkan IQI yang digunakan. Untuk IQI Standar 1-FE-EN mempunyai 7 batang logam dengan diameter masing-masing 6.4, 5.0, 4.0, 3.2, 2.5, 2.0, 1.6 semua dalam satuan milimeter. Untuk IQI Standar 1B-ASTM11 memiliki 6 batang logam dengan diameter masing-masing 0.81, 0.64, 0.51, 0.40, 0.33, 0.25 semua dalam satuan milimeter.



Gambar 4. IQI tipe kawat.

### Pengukuran CTF.

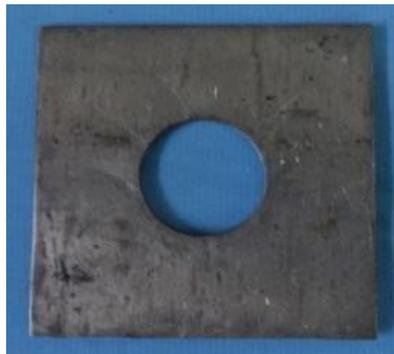
Untuk keperluan ini maka dibuatlah sebuah obyek uji dari bahan plastik acrylic ( $C_5O_2H_8$ ). Obyek uji ini terdiri dari 12 garis dengan lebar 6 mm – 0.5 mm dengan perubahan lebar garis sebesar 0.5 mm. Sehingga dalam pengujian ini didapatkan frekuensi spasial dari  $\frac{1}{12}, \frac{1}{11}, \frac{1}{10}, \dots, \frac{1}{2}, 1$  cycles/mm. Pada Gambar 5 ditunjukkan obyek uji *bar pattern* yang telah dibuat.



Gambar 5. Obyek Uji *Bar Pattern*.

### Pengukuran MTF – Uji Tepi.

Untuk pengukuran MTF – Uji Tepi digunakan lempeng timbal yang dipotong dengan harapan akan memberikan respon tepian yang tajam. Batas perubahan dari daerah yang tidak tertutup oleh lempeng timbal dan daerah yang tertutup timbal menjadi fokus dari pengukuran MTF dengan metode uji tepi. Gambar 6 menunjukkan lempeng timbal yang digunakan dalam penelitian ini. Lempeng timbal yang digunakan memiliki ketebalan 2 mm dan dipotong berbentuk persegi dengan ukuran 80 mm x 80 mm dengan lubang di tengah berdiameter 30 mm. Lubang ini dimaksudkan untuk menguji apakah perhitungan MTF untuk metode ini dapat dilakukan dengan tepian yang bukan merupakan garis lurus.



**Gambar 6.** Obyek Uji MTF-Uji Tepi.

### **Pengukuran SNR dan CNR.**

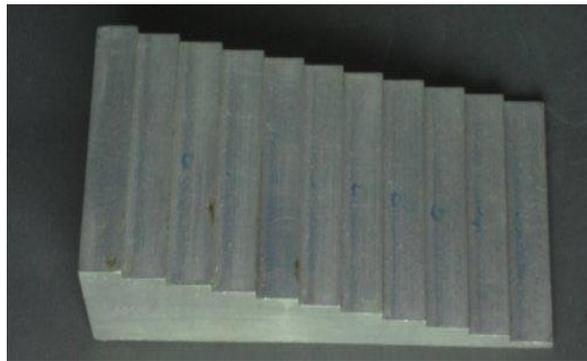
Untuk mengukur nilai SNR dan CNR digunakan obyek uji tulang ayam dalam parafin. Dalam hal ini tulang ayam menjadi obyek dalam perhitungan SNR dan CNR sedangkan parafin sebagai medium di mana obyek berada. Gambar 7 menunjukkan tampak visual obyek uji ini. Tulang ayam tidak terlihat secara visual karena berada di dalam parafin.



**Gambar 7.** Obyek uji tulang ayam dalam parafin.

### **Pengukuran Kofisien Atenuasi.**

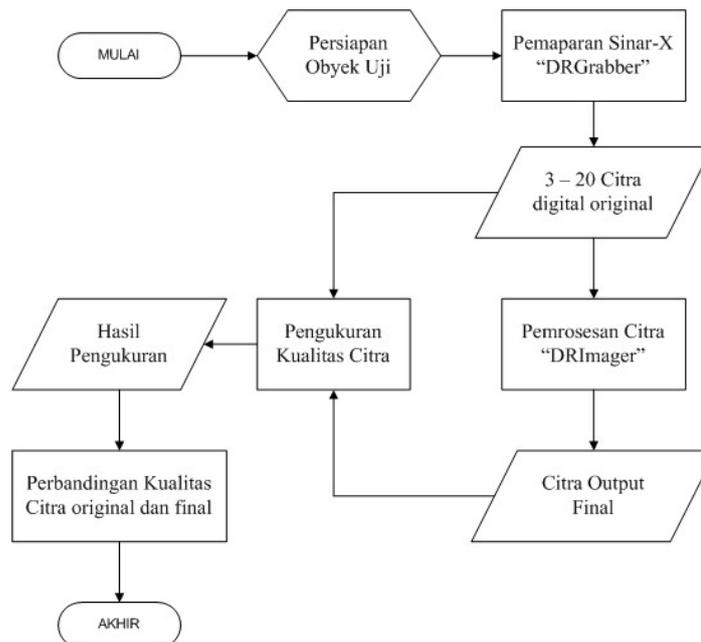
Untuk mengukur koefisien atenuasi digunakan obyek uji yang berbentuk anak tangga dengan maksud mendapatkan ketebalan bahan yang berbeda-beda. Obyek uji seperti ini disebut dengan *stepwedge*, terbuat dari bahan Aluminium (13Al). Ukuran fisik *Stepwedge* yang digunakan adalah 11 step dengan ketebalan 3 mm dan lebar 15 mm untuk setiap *step*-nya. Gambar 8 menunjukkan tampilan fisik dari Obyek uji *stepwedge* yang digunakan.



Gambar 8 Obyek uji *stepwedge*.

### 3.3 Prosedur Penelitian

Citra hasil radiografi dalam penelitian ini dibedakan menjadi dua jenis yaitu hasil radiografi sebelum mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra, dan citra hasil radiografi yang telah mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra. Untuk lebih jelasnya prosedur penelitian dapat digambarkan seperti pada diagram alir yang tertera pada Gambar 9 berikut ini.



Gambar 9. Diagram alir prosedur penelitian.

Adapun langkah-langkah dalam melakukan penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Melakukan Persiapan obyek uji pada bidang paparan radiografi.
2. Menentukan parameter paparan pada alat radiografi sinar-X dengan mengatur tegangan anoda – katoda pada sumber sinar-X, arus filamen, dan lama waktu paparan. Dalam penelitian ini digunakan nilai 70 kV, 100 mA, dan lama paparan 0.5 detik.

3. Melakukan paparan radiasi sinar-X pada obyek uji untuk mendapatkan citra radiografi. Langkah ini dilakukan dengan menggunakan Software “DRGrabber”. Hasil dari langkah ini adalah 20 citra sekuensial yang menjadi citra hasil radiografi asli sebelum mendapatkan perlakuan pengolahan dan perbaikan citra.
4. Melakukan proses pengolahan dan perbaikan citra hasil radiografi dengan menggunakan Software “DRImager”. Hasil dari langkah ini adalah satu citra terbaik hasil pengolahan dan perbaikan citra hasil radiografi.
5. Melakukan pengukuran parameter kualitas citra pada citra sebelum dan sesudah mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra oleh “DRImager”.
6. Menganalisis kinerja sistem radiografi digital sinar-X yang telah dibangun berdasarkan parameter-parameter yang terukur.

#### 4. Hasil dan Pembahasan

##### Hasil Pengukuran FWHM.

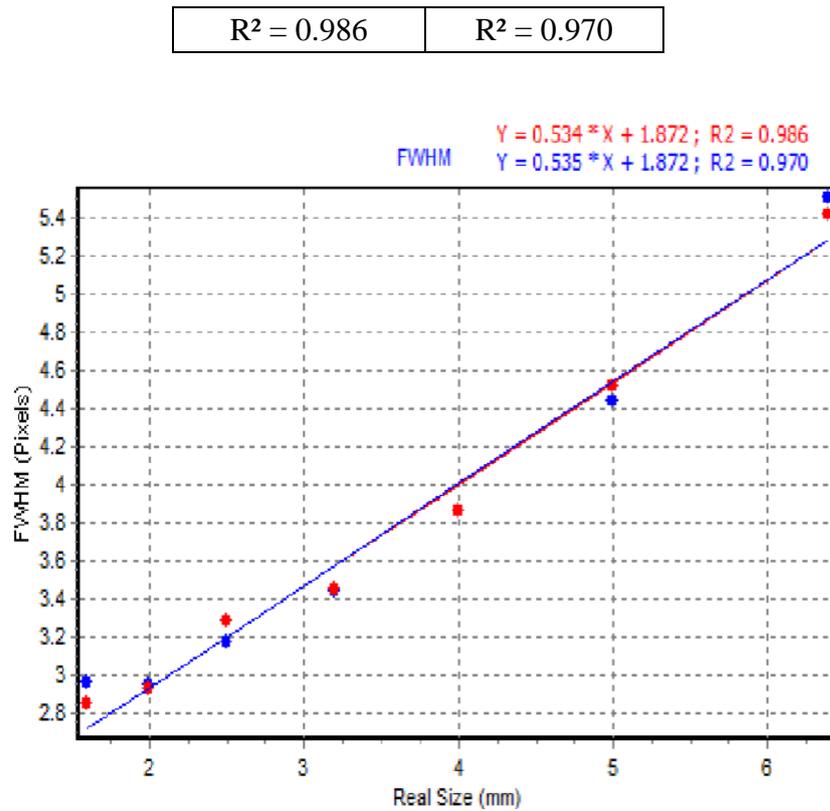
Dari pengukuran FWHM terhadap diameter kawat IQI didapatkan hasil seperti pada Tabel 1. Dari Tabel 1 didapatkan hubungan linear antara FWHM terukur dengan dimensi diameter sesungguhnya hanya pada IQI 1FEEN (Gambar 10) sedangkan untuk IQI 1B ASTM 11 tidak didapatkan lagi hubungan yang linear. Persamaan resolusi spasial berdasarkan hubungan linear antara FWHM terukur dengan dimensi fisiknya dapat dilihat pada Tabel 2.

**Tabel 1.** FWHM 1 FE EN.

| No | 1FE-EN     | FWHM (pixels) |         |
|----|------------|---------------|---------|
|    | Ø (mm)     | Sebelum       | Sesudah |
| 1  | 6.4        | 5.412         | 5.505   |
| 2  | 5          | 4.516         | 4.434   |
| 3  | 4          | 3.860         | 3.862   |
| 4  | 3.2        | 3.452         | 3.437   |
| 5  | 2.5        | 3.281         | 3.172   |
| 6  | 2          | 2.929         | 2.950   |
| 7  | 1.6        | 2.844         | 2.956   |
|    |            |               |         |
| No | 1B ASTM 11 | FWHM (pixels) |         |
|    | Ø (mm)     | Sebelum       | Sesudah |
| 1  | 0.81       | 2.8752        | 2.596   |
| 2  | 0.64       | 2.7871        | 2.031   |
| 3  | 0.51       | 2.8395        | 1.742   |
| 4  | 0.4        | 3.0976        | 3.404   |
| 5  | 0.33       | 3.7649        | 3.013   |
| 6  | 0.25       | 2.2554        | 3.063   |

**Tabel 2.** Persamaan resolusi spasial 1 FE EN.

| Sebelum Proses          | Setelah Proses       |
|-------------------------|----------------------|
| $y = 0.534 * x - 1.872$ | $y = 0.535x - 1.872$ |

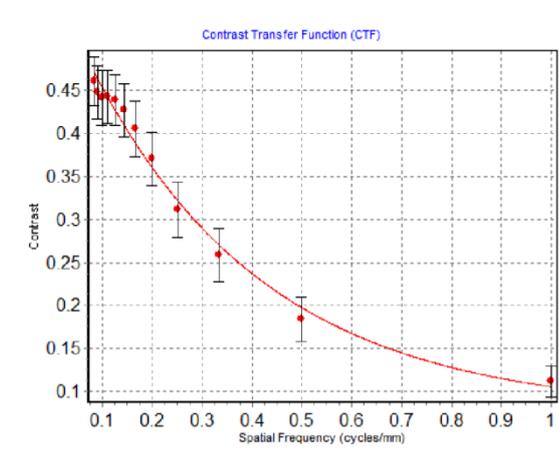


Gambar 10. Grafik resolusi spasial 1 FE EN.

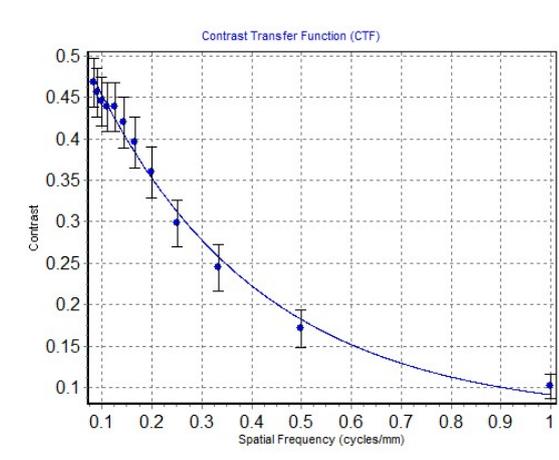
### Hasil Pengukuran CTF.

Hasil pengukuran CTF pada obyek uji *bar pattern acrylic* digambarkan pada Gambar 11 (a) dan (b). Grafik berwarna merah merupakan grafik CTF untuk citra sebelum mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra, sedangkan grafik berwarna biru merupakan grafik CTF untuk citra yang sama yang telah mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra. Titik-titik menunjukkan hasil pengukuran kontras terhadap frekuensi spasial dari masing-masing bar pattern. Setelah dilakukan regresi non-linear, didapatkan bahwa penurunan respon kontras terhadap bertambahnya frekuensi spasial mengikuti bentuk eksponensial. Grafik pada Gambar 11, menunjukkan hasil *curve fitting* regresi nonlinear menggunakan fungsi eksponensial  $Y = Ae^{Bx} + C$ . Hasil *curve fitting* ini ditunjukkan pada Tabel 3. Hasil ini hanya dapat digunakan dalam rentang frekuensi spasial dari 1/12, 1/11, 1/10, ..., 1/2, 1 (mm cycle)

Dari grafik pada Gambar 11 terlihat bahwa setelah mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra, CTF mengalami penurunan seiring bertambah besarnya frekuensi spasial. Perbedaan CTF dari kedua citra ini sangat kecil, hal ini dapat dilihat dengan menghitung nilai statistik  $R^2$  antara kedua grafik sebelum dan sesudah mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra yaitu sebesar 0.994. Dalam hal ini proses pengolahan dan perbaikan citra boleh dikatakan tidak banyak merubah respon kontras terhadap frekuensi spasial.



(a) Sebelum pemrosesan citra.

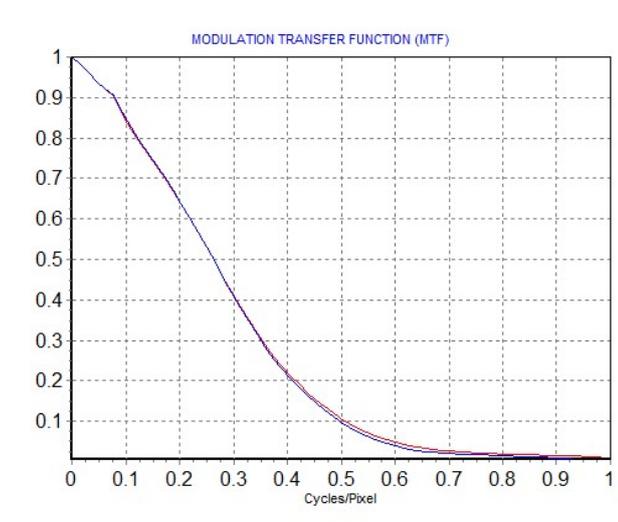


(b) Setelah pemrosesan citra.

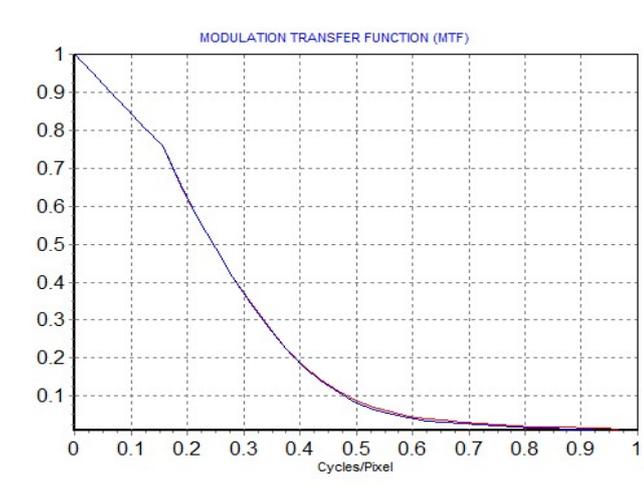
Gambar 11. Grafik pengukuran CTF.

### Hasil Pengukuran MTF.

Pada Gambar 12 dapat dilihat bentuk kurva MTF pada dua jenis tepian ini hampir sama. Nilai modulasi 50% atau modulasi setengah sedikit berbeda mengalami penurunan pada tepian lengkung. Untuk tepian garis lurus nilai modulasi setengah berada pada frekuensi spasial 0.260 (cycles/pixels) sedangkan untuk tepian lengkung modulasi setengah berada pada frekuensi spasial 0.245 (cycles/pixels). Dapat dilihat bahwa kurva MTF untuk citra radiografi sebelum (kurva berwarna merah) dan sesudah (kurva berwarna biru) mengalami proses pengolahan dan perbaikan boleh dikatakan tidak berbeda. Uji statistik R2 dilakukan untuk mengetahui tingkat kemiripan. Untuk masing-masing jenis tepian, antara kurva MTF sebelum dan sesudah mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra nilai R2 yang didapatkan adalah 99.97% untuk tepian garis lurus, dan 99.99% untuk tepian yang berupa lengkungan. Dalam hal ini MTF boleh dikatakan tidak berubah setelah citra mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra.



(a) Tepian lurus



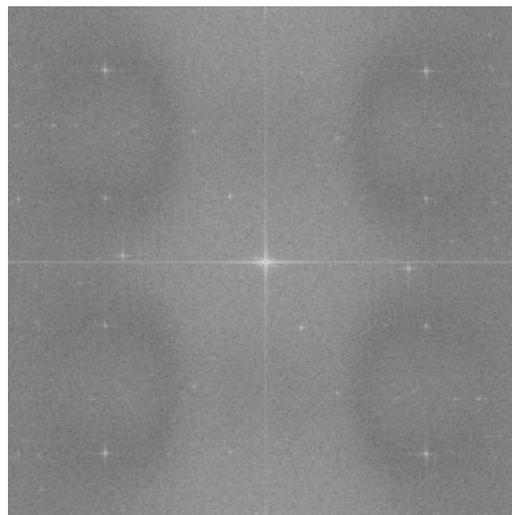
(b) Tepian Lengkung

**Gambar 12.** Grafik pengukuran MTF.

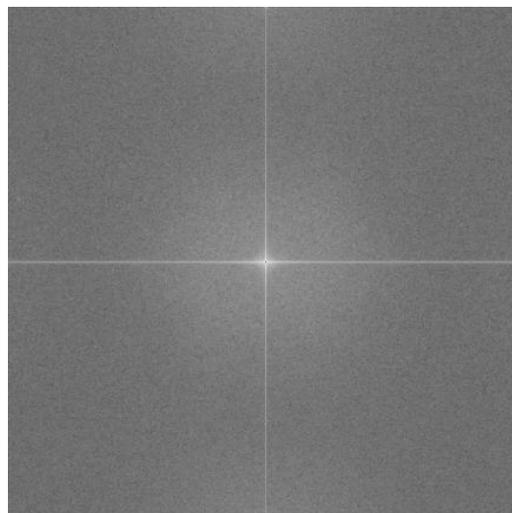
### Hasil Pengukuran NPS.

Dapat dilihat pada Gambar 13 bahwa pada hasil NPS 2D dari masing-masing citra, menunjukkan perbedaan yang sangat signifikan. Perbedaan ini terletak pada eksistensi dari komponen-komponen spektrum acak yang divisualisasikan dalam bentuk titik-titik putih yang muncul. Spektrum acak yang muncul ini merupakan derau yang terkandung dalam citra.

Setelah dilakukan proses pengolahan dan perbaikan citra, dapat dilihat bahwa titik-titik putih sudah tidak ada lagi yang menandakan bahwa sebagian besar derau sudah tereduksi.



(a) NPS 2D sebelum pemrosesan



(b) NPS 2D setelah pemrosesan

**Gambar 13.** Grafik pengukuran CTF.

### Hasil Pengukuran SNR dan CNR.

Untuk menghitung nilai SNR dan CNR terlebih dahulu dilakukan penentuan daerah latar, media, dan obyek pada bidang citra. Daerah latar ditentukan pada daerah diluar area parafin, daerah media ditentukan pada daerah didalam parafin yang tidak terdapat tulang, sedangkan daerah obyek ditentukan pada daerah tulang. Nilai SNR dan CNR dijabarkan dalam Tabel 3.

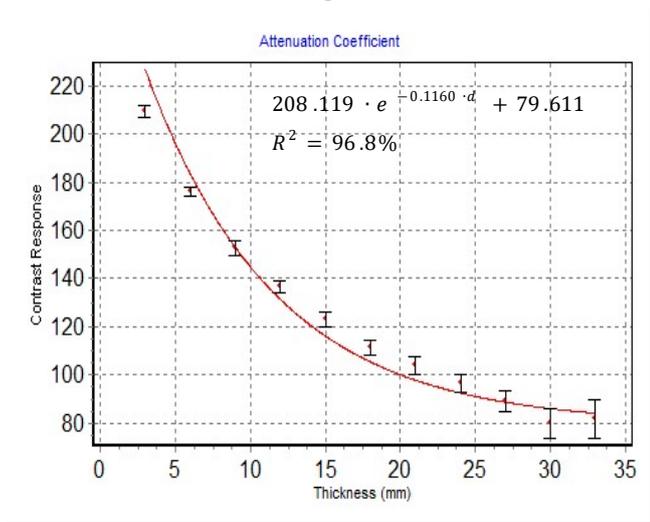
**Tabel 3. Nilai SNR dan CNR.**

|                | SNR    | CNR    |
|----------------|--------|--------|
| Sebelum Proses | 147.25 | 14.4   |
| Setelah Proses | 231.95 | 25.86  |
| Peningkatan(%) | 157.52 | 179.58 |

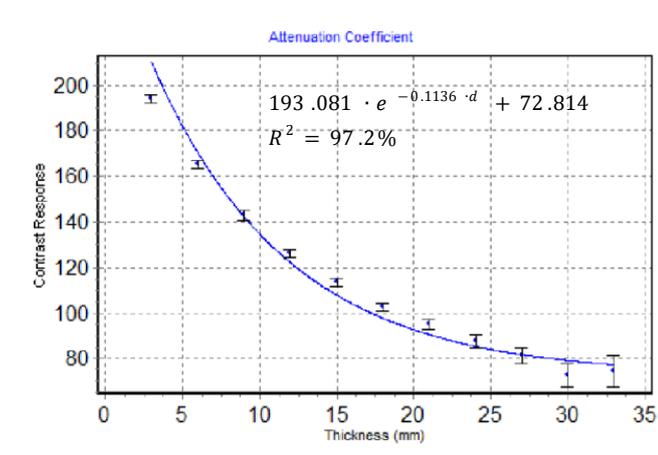
Dari Tabel 3 dapat dilihat bahwa nilai SNR mengalami peningkatan yang signifikan. Hal ini mengindikasikan bahwa proses pengolahan dan perbaikan citra cukup baik dalam mengatasi noise atau derau yang muncul pada citra hasil radiografi. Begitu juga dengan nilai CNR yang juga mengalami peningkatan, karena derau dapat diredam, secara otomatis nilai CNR akan lebih baik. Hal ini mengakibatkan kemudahan dalam membedakan obyek dengan media di sekitarnya.

**Hasil Pengukuran Koefisien Atenuasi.**

Pada Gambar 13 (a) dan (b) ditunjukkan grafik hasil pengukuran atenuasi. Titik-titik pada grafik menunjukkan rata-rata nilai piksel pada masing-masing ketebalan. Dari titik-titik inilah dilakukan proses *curve fitting* dengan menggunakan fungsi eksponensial. Hasil *curve fitting* ditunjukkan pada kurva eksponensial dan persamaan eksponensial sekaligus. Dari persamaan yang tertera pada grafik diketahui bahwa walaupun kedua kurva eksponensial tidak berada pada level yang sama, tetapi nilai koefisien eksponensial yaitu yang disebut dengan koefisien atenuasi dalam hal ini, menunjukkan perbedaan yang sangat kecil, yaitu sebesar 0.1160 mm<sup>-1</sup> untuk koefisien atenuasi sebelum proses dan 0.1136 mm<sup>-1</sup> untuk koefisien setelah proses. Perbedaan ini hanya sebesar 0.0024 mm<sup>-1</sup>. Dapat dikatakan bahwa proses pengolahan dan perbaikan citra yang dilakukan oleh software “DRImager” tidak memberikan perubahan yang signifikan terhadap respon atenuasi yang terekam oleh citra hasil radiografi.



(a) Sebelum pemrosesan citra.



(b) Sesudah pemrosesan citra.

**Gambar 13** Grafik eksponensial atenuasi.

## 5. Kesimpulan

Dari penelitian ini dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Informasi fisis pada citra seperti FWHM, CTF, MTF, NPS, SNR, CNR, dan koefisien atenuasi dapat diukur dengan menggunakan obyek uji yang dirancang khusus untuk keperluan pengukuran.
2. Hasil Pengukuran parameter-parameter tersebut didapatkan sebagai berikut:
  - a. Pengukuran resolusi spasial citra dengan menggunakan metode FWHM ter-Regresi Non Linear didapatkan resolusi spasial sebesar 0.534 pixels/mm untuk citra sebelum mengalami pemrosesan dan sebesar 0.535 pixels/mm untuk citra sesudah mengalami pemrosesan.
  - b. Parameter resolusi spasial tidak berubah setelah mengalami proses pengolahan dan perbaikan citra.
  - c. Pengukuran CTF menggunakan obyek uji bar-pattern didapatkan fungsi eksponensial yang tidak berbeda secara signifikan antara sebelum pemrosesan citra dan sesudah pemrosesan.
  - d. Pengukuran MTF dengan menggunakan metode slanted edge dilakukan untuk jenis tepian garis lurus dan tepian lengkung. Untuk masing-masing jenis tepian grafik MTF pada citra sebelum dan sesudah proses tidak berbeda.
  - e. Hasil pengukuran NPS menunjukkan bahwa proses pengolahan dan perbaikan citra yang dilakukan oleh software “DRImager” dapat meredam derau dengan cukup baik.
  - f. Pengukuran SNR dan CNR setelah pemrosesan citra menggunakan “DRImager” memberikan peningkatan yang cukup signifikan. Peningkatan SNR dapat mencapai hingga 157,52%, sedangkan peningkatan CNR dapat mencapai hingga 179,58%.
  - g. Koefisien atenuasi yang didapat untuk citra sebelum di proses adalah sebesar 0,1160 mm<sup>-1</sup> sedangkan untuk citra setelah diproses adalah sebesar 0,1136 mm<sup>-1</sup>.

1. Selisih nilai koefisien atenuasi 0,0024 mm<sup>-1</sup> karena pemrosesan citra relatif tidak signifikan.
3. Software “DRImager” yang telah dikembangkan sebagai bagian yang terintegrasi dengan sistem radiografi digital sinar-X dapat mempertahankan resolusi spasial dan koefisien atenuasi, namun menurunkan tingkat derau pada citra dengan sangat baik. Dengan kemampuan software “DRImager” yang ada, “DRImager” sudah cukup memenuhi syarat untuk mendukung suatu sistem radiografi digital sinar-X dan dapat memberikan sarana kontrol kualitas terhadap sistem radiografi digital sinar-X tersebut.

## Daftar Pustaka

- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M. J., and Boone, J. M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging 2nd Ed.* Lippincot Williams and Wilkins.
- Desai, N., Singh, A., and Valentino, D. J. (2010). Practical Evaluation of Image Quality in Computed Radiographic(CR) Imaging System. (E. Samei and N. J. Pelc, Eds.)*Proc. SPIE7622, Medical Imaging: Physics of Medical Imaging, 1(c)*, 76224Q–76224Q–10. doi:10.1117/12.844640
- Hendee, W. R., and Ritenour, E. R. (2002). *Medical Imaging Physics*. New York: Wiley-Liss, Inc.
- Ko, M., Weber, C., Wirth, S., Pfeifer, K., Reiser, M., and Treitl, M. (2007). Advances in Digital Radiography : Physical Principles and System Overview. *RadioGraphics*, 27, 675–686.
- Krane, K. S. (1992). *Modern Physics*. Diterjemahkan Hans J., 1992, Fisika Modern, UI Press, Jakarta: John Wiley and Sons, Inc.
- Park, H.-S., and Kim, H.-J. (2008). Measurements and evaluation of the image noise power spectrum for computed radiography. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 4378–4383. doi:10.1109/NSSMIC.2008.4774252
- Prince, J. L., and Links, J. M. (2006). *Medical Imaging Signals and Systems*. Pearson Prentice Education, Inc.
- Sprawls, P. (1995). *The Physical Principles of Medical Imaging 2nd Ed.* (p. 656). Aspen Publishers.
- Suparta, G. B., Moenir, A. A., Swakarma, I. K., Nugroho, W., and Supardiyono, B. (2005). Sistem Radiografi Digital Untuk Medis. *Proc. Kentingan Physics Forum*.