



## Dekonvolusi Citra Hasil Pemindaian CT Simulator Berbasis Analisis Fungsi Respon Dua Dimensi (2D)

Wendelina Anggriani<sup>\*)</sup>, Giner Maslebu, Suryasatriya Trihandaru

Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Matematika

Universitas Kristen Satya Wacana

Jalan Diponegoro 52 – 60 Salatiga 50711, Jawa Tengah - Indonesia

<sup>\*)</sup> Email korespondensi: 642013015@student.uksw.edu

DOI: <https://doi.org/10.20527/flux.v15i2.4356>

Submitted: 07 Januari 2018; Accepted: 15 April 2019

**ABSTRACT**– Every health technology is the responsibility for health care institutions. To guarantee the quality of images or images produced from CT Simulator, health services institutions that run equipment supporting insurance programs must carry out Quality Control (QC). In this study using a 16 slides CT Simulator and 5 test phantom samples with payment of 4 comparable phantoms and 1 test phantom. Scanning using the CT Simulator plane is carried out at the time of phantom with slices of 5 mm and 10 mm thickness variations. Determination of two-dimensional (2D) response function values is carried out using convolution techniques. Deconvolution technique is used to reverse the convolution effect. The results showed that using the convolution and deconvolution techniques produced the same 2D graph function. With the deconvolution technique, the comparative phantom image looks clearer than the test phantom, while the test phantom has some noise in the graph. The value of the 2D response function of the comparable phantom for slice thicknesses of 5 mm and 10 mm is  $0.5xx$  and  $0.7xx - 0.8xx$ . In addition, graphs of 2D response functions are obtained using deconvolution techniques for comparative phantom and phantom test. The simulation image shows a good image of sigma 0.5 and 2. From the comparison of scan image data and simulation image results produce a good image calculating the scan response value is still in the sigma ( $\sigma$ ) 0.5 and 2, CT Simulator simulation aircraft are still feasible used.

**KEYWORDS:** *CT Simulator, Convolution, Deconvolution, Slice Thicknes*

### PENDAHULUAN

Setiap teknologi kesehatan merupakan tanggung jawab instansi pelayanan kesehatan. Menurut Undang-Undang Republik Indonesia Nomor 36 Tahun 2009 tentang Kesehatan Pasal 1 nomor (10), teknologi kesehatan adalah segala bentuk alat atau metode yang ditujukan untuk membantu menegakkan diagnosa, pencegahan, dan penanganan permasalahan kesehatan manusia (Undang-Undang Republik Indonesia Nomor 36 Tahun 2009 Kesehatan. 2009). Salah satu teknologi kesehatan yang sering digunakan di Rumah Sakit adalah pesawat *Computed Tomography (CT) Simulator*. Pesawat *CT Simulator* merupakan salah satu peralatan di ruang

lingkup pelayanan radiologi diagnostik yang menggunakan radiasi pengion yaitu sinar-X untuk mengetahui dan mendapatkan gambaran atau citra organ dalam tubuh manusia (Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia. 2008). Untuk menjamin kualitas gambar atau citra yang dihasilkan dari *CT Simulator*, maka instansi pelayanan kesehatan yang mengoperasikan peralatan penunjang medis harus melaksanakan program *Quality Control (QC)* (Makmur, Setaibudi, & Anam, 2013). *Quality Control (QC)* citra pada *CT Simulator* diatur dalam *Netherlands Commission on Radiation Dosimetry report 11, September 1997, AAPM report 39, IAEA No. 19 tahun 2012 dan West Austr Compliance Testing*

*Protocol* 2006 (Yusanti, Budi, & Adi, 2014).

Untuk mengetahui secara optimal kualitas citra yang dihasilkan oleh *CT Simulator* dapat menggunakan teknik pengolahan citra. Teknik pengolahan citra adalah pemrosesan citra yang telah ada, guna mendapatkan citra yang optimal (Nurhayati, 2008). Hal ini disebabkan karena kualitas citra yang optimal dapat membantu dokter radiologi untuk menegakkan diagnosis yang akurat. Namun pada umumnya citra hasil *scanning*, yang berupa citra digital aras keabuan mengalami degradasi (penurunan) mutu yang disebabkan oleh faktor-faktor luar (derau) dan peralatan medis yang digunakan (Leggett, 2004). Dengan demikian untuk mendapatkan kualitas citra yang optimal maka perlu menggunakan teknik atau metode pengolahan citra aras keabuan (Nurhayati, 2008).

Menurut beberapa literatur *Quality Control (QC)*, kualitas citra dari *CT Simulator* biasanya dilihat dari *CT number*, *image noise*, *contrast to noise ratio (CNR)*, *uniformity of image and CT number*, *partial volume effect*, resolusi spasial, dan artefak (IAEA 2012; Yusanti, Budu, & Adi, 2014; Krisnadi, 2017). Pada penelitian ini, resolusi spasial menjadi ketentuan yang mendasar dalam mengontrol kualitas citra *CT Simulator*. Secara umum, mengontrol kualitas citra dengan resolusi spasial dapat dilakukan melalui parameter *image plane*, *slice thickness*, dan *sensitivity* (Krisnadi, 2017). Dari ke tiga (3) parameter tersebut yang menjadi patokan pengontrolan kualitas citra dalam penelitian ini adalah parameter *slice thickness* (tebal potongan irisan). Parameter ini dapat menghasilkan gambaran *detail* tinggi jika tebal potongan irisan kecil dan akan menghasilkan gambaran *detail* rendah jika potongan irisannya besar.

Penentuan nilai resolusi spasial suatu citra dapat dilakukan dengan menggunakan metode yang sering dipakai dalam pengolahan citra yaitu konvolusi (*convolution*), dan dari proses konvolusi maka akan didapatkan fungsi respon ( $\sigma/6$ ) (Gazali, Soeparno, & Ohliati, 2012; Ribeiro, 2004). Untuk membalikkan efek konvolusi maka

digunakan teknik dekonvolusi. Menurut English Oxford Living Dictionary (2018), dekonvolusi merupakan perbaikan resolusi gambar atau data lainnya dengan algoritma matematika yang dirancang untuk memisahkan informasi dari artefak yang dihasilkan dari metode pengumpulannya.

Penelitian ini merupakan lanjutan atau pengembangan dari penelitian yang telah dilakukan oleh Kirsnadi (2017) tentang analisis fungsi respon satu dimensi pada citra phantom berbasis akrilik hasil pemindaian pesawat CT-scan, dimana penentuan resolusi spasial diperoleh dari nilai Full Width At Half Maximum (FWHM) hasil nilai fungsi respon ( $\sigma$ ) dengan metode *convolution*. (Krisnadi, 2017).

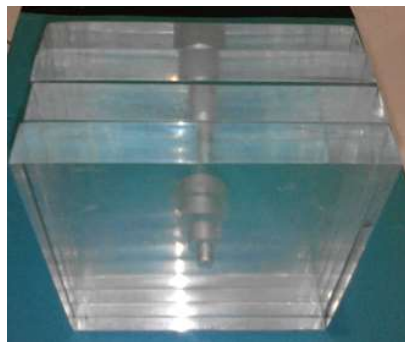
Pengembangan dari penelitian ini bertujuan untuk menentukan nilai fungsi respon dua dimensi (2D) dan dekonvolusi citra hasil pemindaian *CT Simulator* berbasis fungsi respon dua dimensi (2D), serta membandingkan data nilai fungsi respon dari hasil citra *scan* dan data hasil citra simulasi.

## METODE PENELITIAN

Penelitian ini menggunakan pesawat CT Simulator 16 *slice* di rumah sakit Ken Saras Ungaran. Sampel penelitian ini yaitu *phantom* berbahan akrilik berjumlah 5 buah dengan rincian 4 buah *phantom* pembanding dan 1 buah *phantom* uji.

Empat (4) *phantom* pembanding memiliki ukuran panjang 10 cm, lebar 10 cm, dan tebal 2 cm. Masing-masing *phantom* memiliki lubang bulat pada bagian tengah dengan diameter yang berbeda-beda, yaitu 5 mm, 10 mm, 15 mm, dan 20 mm (Gambar 1(a)). Sedangkan satu (1) *phantom* uji memiliki ukuran panjang 20 cm, lebar 20 cm, dan tebal 1 cm. *Phantom* uji memiliki lubang pada bagian tengah yang berbentuk segi enam (6) panjang kali sisi sama dengan 5 cm (Gambar 1(b)). Pemindaian menggunakan pesawat CT Simulator dilakukan pada kelima *phantom* dengan variasi *slice thickness* 5 mm dan 10 mm. Hal ini dilakukan supaya mendapatkan hasil berupa gambar atau citra *phantom*. Selanjutnya hasil citra *phantom* dilakukan proses pengolahan

citra dengan menggunakan aplikasi Matlab versi R2013a.



(a)



(b)

**Gambar 1 Phantom (a) Pemandang dan (b) Phantom Uji**

**Phantom Pemandang**

Citra hasil pemindaian *phantom* pemandang tersebut dianalisis menggunakan teknik konvolusi (*convolution*) untuk menentukan nilai fungsi respon dua dimensi (2D). Untuk pengolahan citra, operasi yang dilakukan adalah diskrit karena nilai koordinat piksel merupakan nilai yang diskrit. Secara matematis, konvolusi memiliki dua buah fungsi  $f(x,y)$  dan  $g(x,y)$  seperti yang ditunjukkan pada Persamaan (1).

$$h(x,y) = g(x,y) * f(x,y) \tag{1}$$

$$h(x,y) = \sum_{a=-\infty}^{\infty} \sum_{b=-\infty}^{\infty} f(a,b)g(x-a,y-b) \tag{2}$$

dimana

$$g(x,y) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(x^2 + y^2)}{2\sigma^2}\right) \tag{3}$$

$h(x,y)$  merupakan hasil konvolusi dari citra digital,  $g(x,y)$  merupakan fungsi penapis atau biasa disebut gaussian kernel,  $f(x,y)$

merupakan citra digital atau citra asli yang dapat didefinisikan sebagai fungsi dua variable dimana  $x$  dan  $y$  adalah koordinat spasial dan nilai  $f(x,y)$  adalah intensitas citra pada koordinat. Tanda (\*) menyatakan operator konvolusi dan peubah (*variable*)  $a$  dan  $b$  adalah peubah bantu. Sedangkan  $\sigma$  (sigma) merupakan fungsi respon yang didapatkan dari hasil konvolusi (*convolution*) (Gazali, Soeparno, & Ohliati, 2012; Jacobs, 2005).

**Phantom Uji**

Citra hasil pemindaian *phantom* uji dianalisis menggunakan teknik dekonvolusi. Untuk mendapatkan hasil dekonvolusi *phantom* uji maka digunakan fungsi *deconvreg* pada program Matlab versi R2013a. Cara dekonvolusi sebagai berikut:

- 1) Melakukan konvolusi pada *phantom* pemandang *slice thickness* 5 mm menggunakan Persamaan (1).
- 2) Setelah mendapatkan hasil konvolusi *phantom* pemandang, dilakukan teknik dekonvolusi (*deconvreg*) *phantom* uji *slice thickness* 5 mm untuk membalikkan efek konvolusi (*convolution*).

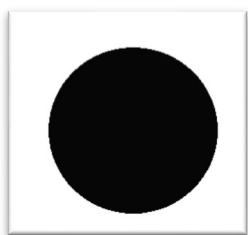
Secara matematik, fungsi dekonvolusi ditunjukkan pada Persamaan (4).

$$f * g = h \tag{4}$$

dengan  $f$  sebagai sinyal data yang ingin dipulihkan. Dari hasil tersebut terlihat jelas citra hasil pemindaian berbasis fungsi respon 2D.

**Citra Simulasi**

Setelah mendapatkan data pemindaian *phantom* pemandang dan *phantom* uji, selanjutnya membuat citra simulasi berbentuk bulat menggunakan aplikasi *Paint* dan diberi format *tiff*. Setelah itu, dibuat simulasi program teknik konvolusi dan dekonvolusi untuk menentukan *improfile* dari citra simulasi. Nilai sigma yang digunakan dalam penentuan *improfile* adalah sigma 0,5, 2,0, 2,5, dan 5,0. Dengan adanya pemberian nilai sigma ini maka dapat dilihat kualitas citra dari citra asli dan *improfile* citra. Hasil dari citra simulasi dapat digunakan untuk membandingkan data yang diperoleh dari citra hasil pemindaian (*scan*).

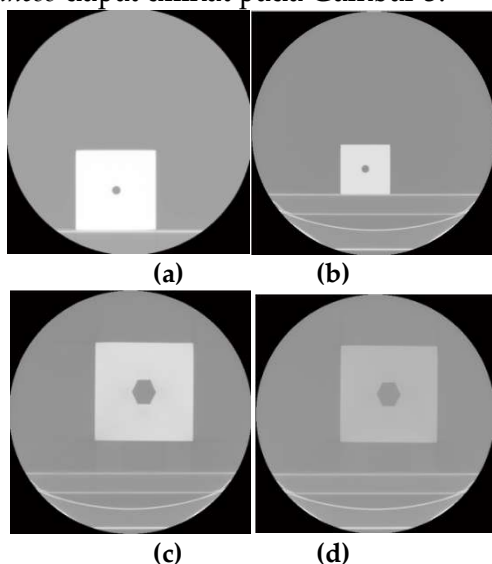


Gambar 2 Citra Simulasi

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### Hasil Pemindaian Citra *Phantom* Pemandangan dan *Phantom* Uji

Pemindaian citra *phantom* dilakukan pada *phantom* pemandangan dan *phantom* uji. Citra hasil pemindaian dengan variasi *slice thickness* dapat dilihat pada Gambar 3.



Gambar 3 Hasil pemindaian *phantom* pemandangan diameter lubang 10 mm dengan variasi *slice thickness* (a) 5 mm dan (b) 10 mm, dan pemindaian *phantom* uji dengan diameter lubang tengah berbentuk segi enam panjang kali sisi sama dengan 5 cm dengan variasi *slice thickness* (c) 5 mm dan (d) 10 mm.

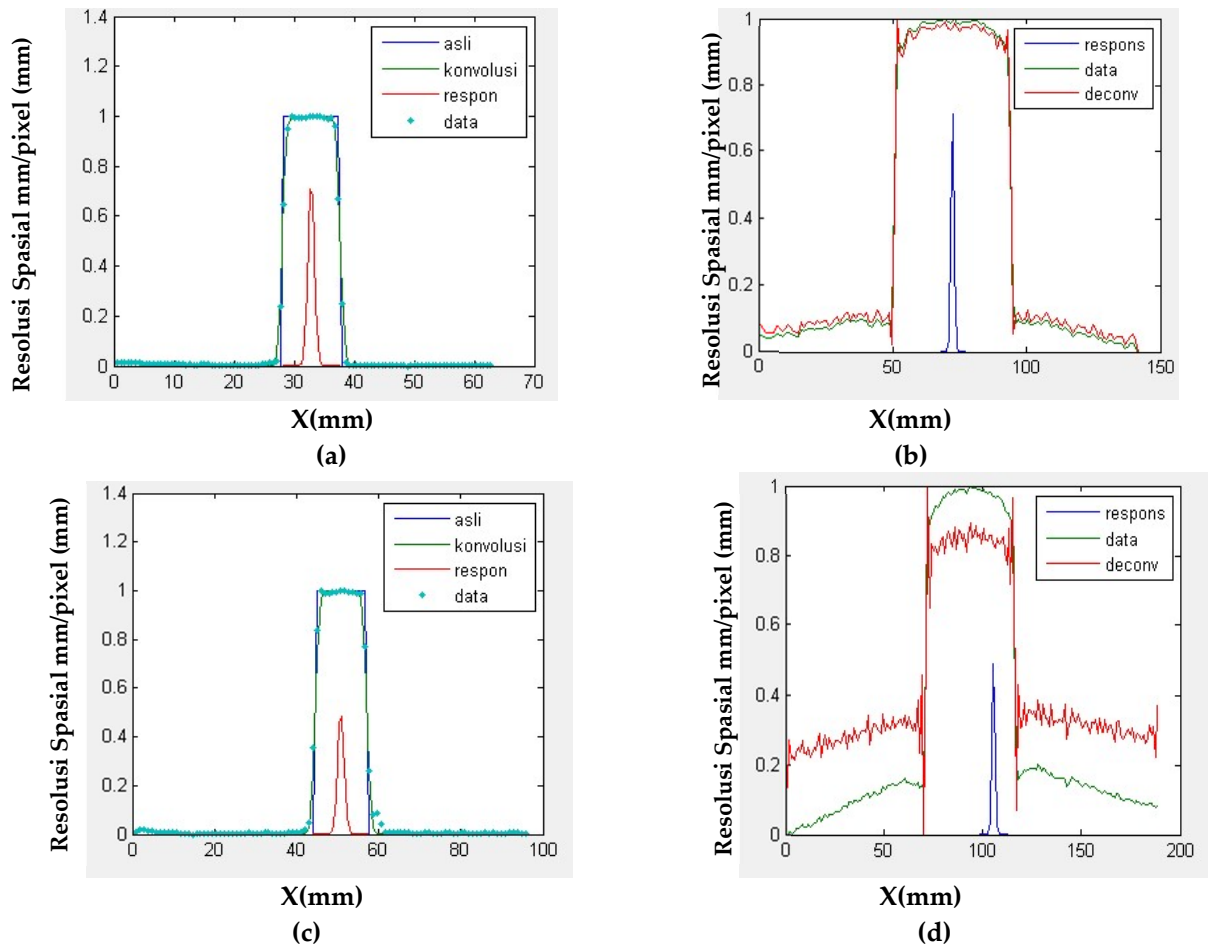
### Fungsi Respon *Phantom* Pemandangan dan *Phantom* Uji

Setelah mendapatkan hasil pemindaian citra *phantom* pemandangan dan *phantom* uji, selanjutnya menentukan fungsi respon 2D dari kedua *phantom*. Hasil fungsi respon 2D *slice thickness* 5 mm dan 10 mm dapat dilihat pada Gambar 4. Pada Gambar 4(a) dan 4(c) menunjukkan grafik fungsi respon *phantom* pemandangan menggunakan

teknik konvolusi. Sedangkan Gambar 4(b) dan 4(d) menunjukkan grafik fungsi respon *phantom* uji menggunakan teknik dekonvolusi. Sumbu X adalah diameter lubang *phantom* dan sumbu Y adalah resolusi spasial terhadap diameter lubang *phantom*. Dari keempat gambar diatas, menunjukkan bahwa fungsi respon 2D menggunakan teknik konvolusi dan dekonvolusi menghasilkan grafik fungsi respon 2D yang sama. Saat menggunakan teknik dekonvolusi terlihat lebih jelas citra *phantom* pemandangan dan *phantom* uji, dimana terdapat beberapa *noise* di dalam grafik.

Nilai fungsi respon citra *phantom* pemandangan maupun citra *phantom* uji dari setiap grafik fungsi respon dapat dilihat pada Tabel 1. Tabel 1 menunjukkan adanya pengaruh perbedaan *slice thickness* terhadap sigma *phantom* pemandangan ( $\sigma$ ). Untuk jari-jari *slice thickness* 5 mm nilainya cenderung tetap di 0.5xx. Hal ini disebabkan karena semakin tipis potongan ketebalan suatu citra, nilai keseragaman objeknya semakin tinggi sehingga respon yang dihasilkan akan cenderung sama. Untuk jari-jari *slice thickness* 10 mm nilainya cenderung tetap di daerah 0.7xx – 0.8xx.

Terjadinya perubahan nilai resolusi spasial, jika potongan ketebalan irisan mengenai dua lubang *phantom* dengan diameter yang berbeda seperti perbedaan yang nampak secara jelas pada citra dengan potongan *slice thickness* 5 mm dan 10 mm (Gambar 3a dan Gambar 3b). Keduanya memiliki nilai resolusi spasial berbeda yaitu 0.6xxx dan 0.9xxx. Sedangkan resolusi spasial *phantom* uji bernilai tetap pada *slice thickness* 5 mm dan 10 mm. Hal ini disebabkan karena pada semua *phantom* uji memiliki pola potongan irisan citra yang sama. Kecenderungan perbedaan nilai resolusi spasial ini tidak terjadi dalam kasus citra dengan *setting-an* pemindaian *slice thickness* 5 mm. Artinya bahwa untuk potongan irisan citra yang sama (citra pemandangan dan uji) nilai resolusi spasialnya akan cenderung tetap.



Gambar 4 Grafik fungsi respon masing-masing phantom pembanding dan phantom uji dengan slice thickness 5 mm (a & b) dan dengan slice thickness 10 mm (c & d)

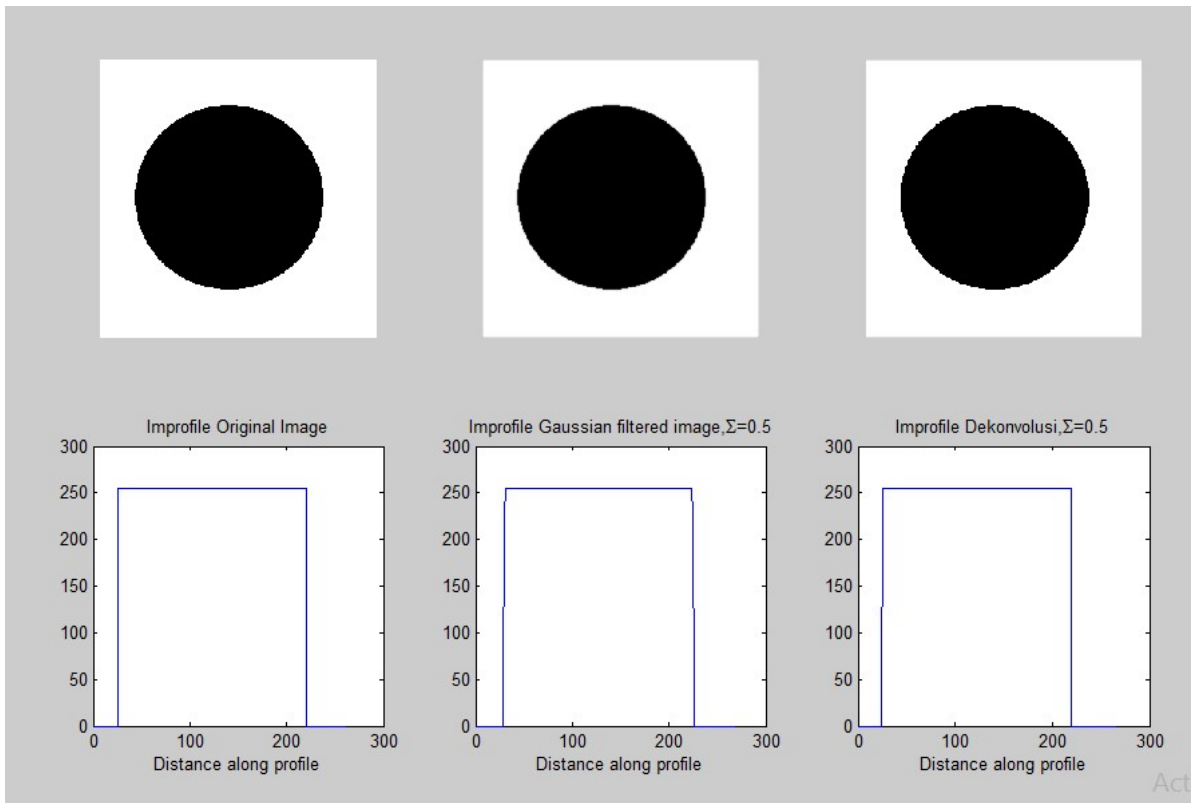
**Tabel 1 Hasil Pengolahan Data Fungsi Respon 2D Citra Phantom Pembanding dan Phantom Uji Slice Thickness Jari-jari objek Resolusi Spasial Sigma Phantom Resolusi Spasial Sigma Phantom**

	(mm)	(mm)	mm/pixel	Sigma Phantom pembanding ( $\sigma$ )	Resolusi Spasial (mm)	Sigma Phantom Uji ( $\sigma$ )
5 mm	2,5	0,60352	0,55969	0,97656	0,55969	
	5,0	0,60352	0,55154	0,97656	0,55154	
	7,5	0,60352	0,51962	0,97656	0,51962	
	10,0	0,60352	0,5411	0,97656	0,5411	
10 mm	2,3	0,97656	0,76998	0,97656	0,76998	
	6,4	0,97656	0,80871	0,97656	0,80871	
	11,3	0,97656	0,77024	0,97656	0,77024	
	18,0	0,97656	0,80788	0,97656	0,80788	

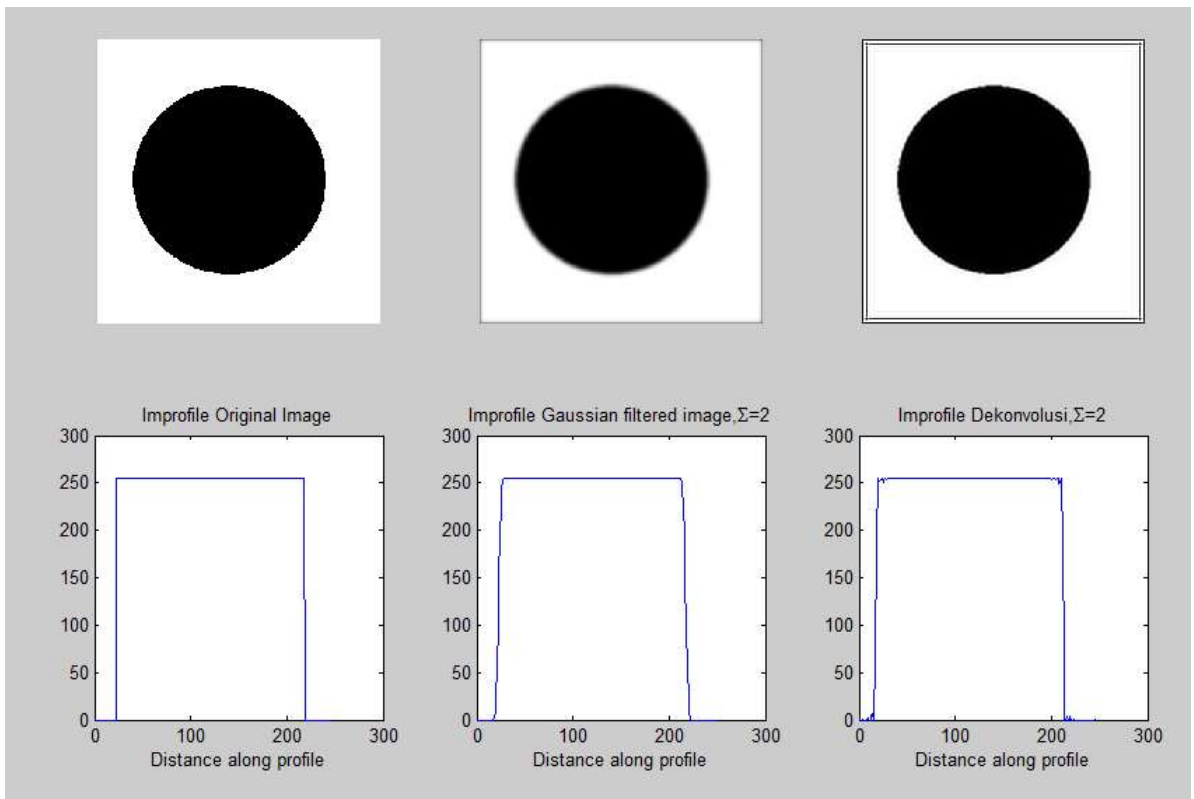
**Hasil Citra Simulasi**

Citra simulasi pada Gambar 3 merupakan citra asli yang kemudian akan dilakukan simulasi program dengan variasi sigma 0.5, 2, 2.5, dan 5. Hasil variasi sigma dapat dilihat pada Gambar 5, 6, 7, dan 8. Dari Gambar 5, 6, 7, dan 8 menunjukkan citra yang sama pada sigma yang berbeda. citra yang diberi sigma

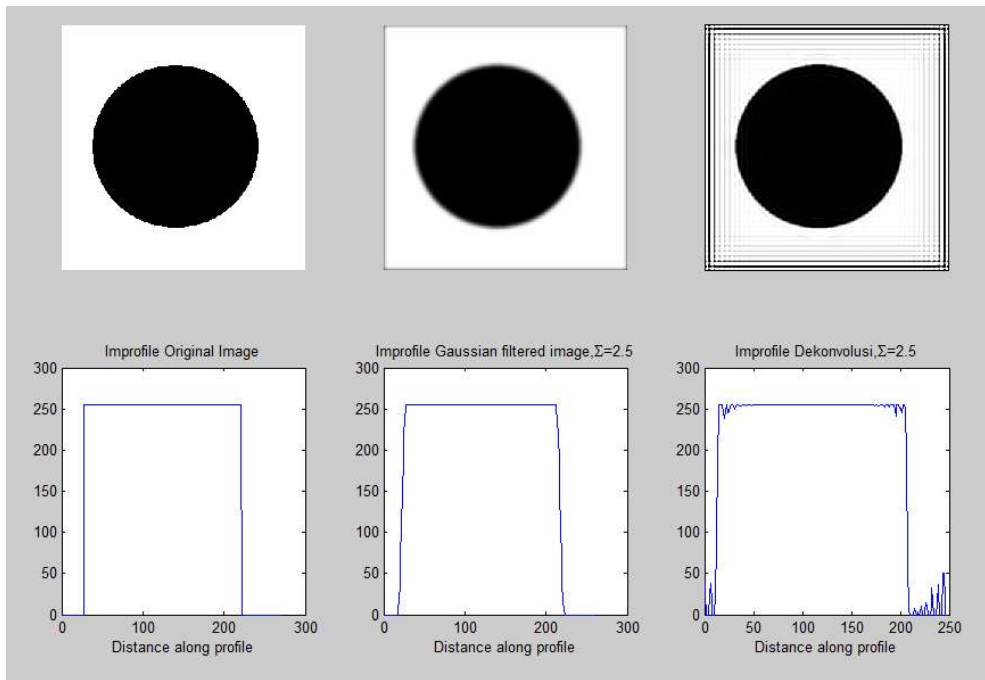
0.5 dan sigma 2 terdapat improfile yang masih bagus yaitu tidak nampak noise. Hal Ini berarti citra yang dihasilkan memiliki kualitas improfile yang baik. Namun, citra yang diberi sigma 2.5 dan sigma 5 memiliki improfile yang kurang bagus atau terdapat noise. Ini berarti kualitas citra yang dihasilkan saat diberi sigma 2.5 dan sigma 5 tidak optimal.



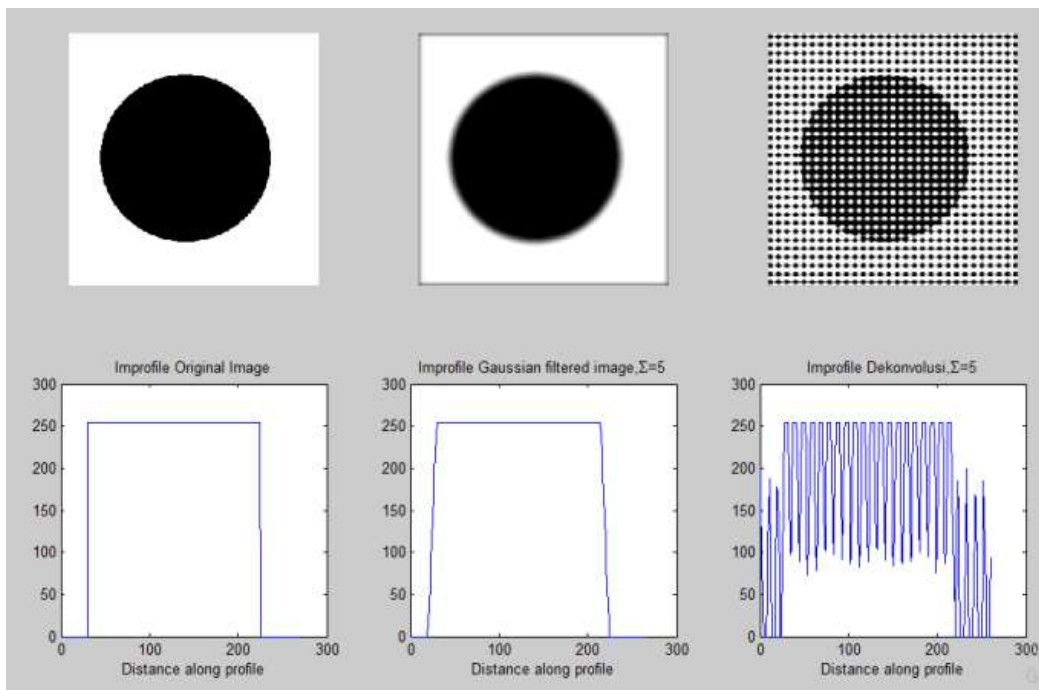
Gambar 5 *Improfile* citra simulasi Sigma 2



Gambar 6 *Improfile* citra simulasi Sigma 2



Gambar 7 *Improfile* citra simulasi Sigma 2.5



Gambar 8 *Improfile* citra simulasi Sigma 5

**KESIMPULAN**

Telah didapatkan hasil fungsi respon 2D yang menunjukkan bahwa fungsi respon 2D menggunakan teknik konvolusi dan dekonvolusi menghasilkan grafik fungsi respon 2D yang sama. Saat menggunakan teknik dekonvolusi terlihat lebih jelas citra phantom perbandingan dan phantom uji, dimana terdapat beberapa noise di dalam grafik. Nilai fungsi respon 2D dari phantom

pembandingan untuk slice thickness 5 mm dan 10 mm adalah 0.5xx dan 0.7xx – 0.8xx. Selain itu, didapatkan grafik fungsi respon 2D menggunakan teknik dekonvolusi untuk phantom perbandingan dan phantom uji dan juga hasil citra simulasi yang menunjukkan *improfile* yang baik pada sigma 0.5 dan 2. Untuk itu, perbandingan data hasil citra scan dan hasil citra simulasi menghasilkan citra yang baik dikarenakan nilai fungsi respon

hasil scan masih dalam rentang sigma 0.5 dan 2. Sehingga pesawat CT Simulator masih layak digunakan.

#### UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih ditujukan kepada, Rumah Sakit KEN SARAS Ungaran Instalasi Radioterapi yang mengizinkan menggunakan alat untuk pengambilan data, dan seluruh pihak yang turut serta dalam penelitian ini.

#### DAFTAR PUSTAKA

- English Oxford Living Dictionary. (2018). *Deconvolution*. <https://en.oxforddictionaries.com/definition/deconvolution>. 4 Januari 2018.
- Gazali, W., Soeparno, H., & Ohliati, J. (2012). Penerapan Metode Konvolusi dalam Pengolahan Citra Digital. *Jurnal Mat Stat*, 12(2), 103 – 113.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). (2012). *Human Health Series No 19 Quality Assurance Programme For Computed Tomography: Diagnostic And Therapy Application*. IAEA Vienna. Austria.
- Jacobs, D. (2005). Correlation and Convolution. <http://www.cs.umd.edu/~djacobs/CMSC426/Convolution.pdf>. 30 Oktober 2017 (11.10)
- Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1014/MENKES/SK/XII/2008 *Standar Pelayanan Radiologi Diagnostik di Sarana Pelayanan Kesehatan*. 3 November 2008. Jakarta.
- Krisnadi, K. (2017). *Analisis Fungsi Respon Satu Dimensi pada Citra Phantom Berbasis Akrilik Hasil Pemindaian Pesawat CT-Scan*. Skripsi. Program Studi Fisika Universitas Kristen Satya Wacana (UKSW).
- Leggett, R. (2004). *Automatic Segmentation Of Medical Image*. Thesis. School of Computing Sciences. East Anglia University.
- Makmur, I. W. A., Setiabudi, W., & Anam, C. H. (2013). Evaluasi Ketebalan Irisan (Slice thickness) pada CT-Scan Single Slice. *Jurnal Sains dan Matematika*, 21(2), 42 – 47.
- Nurhayati, O. D. (2008). *Penerapan Metode Segmentasi Pada Analisis Citra Digital Head CT-Scan*. Tesis. Program Studi S2 Teknik Elektro Universitas Gadjah Mada (UGM). Yogyakarta.
- Ribeiro, M. I. (2004). Gaussian Probability Density Function: Properties and Error Characterization. *Paper*. Institute for Systems and Robotics (ISR/IST). Portugal.
- Undang-Undang Republik Indonesia Nomor 36 Tahun 2009 *Kesehatan*. 13 Oktober 2009. Lembaran Negara Republik Indonesia Tahun 2009 Nomor 5063. Jakarta
- Yusanti, W., Budi, W. S., & Adi, K. (2014). Penentuan Quality Control (QC) Resolusi Spasial Pada Citra CT Simulator dengan Metode Line Spread Function (LSF) dan Point Spread Function (PSF) Menggunakan Phantom AAPM CT Performance. *Jurnal Berkala Fisika*, 17(2), 39 – 44.