

PENGARUH JARAK PADA KUALITAS CITRA HASIL REKONSTRUKSI MODE *FAN BEAM* DENGAN GEOMETRI DETEKTOR BERUPA GARIS

Choirul Anam dan Catur Edi Widodo

Jurusan Fisika, Universitas Diponegoro, Semarang

Korespondensi penulis: anamfisika@gmail.com

Abstract

Image recontruction for fan beam mode with line geometry of detectors have been done. The object being imaged is the Shepp-Logan phantom with matrix size 50x50. Projections were made for angle 0° to 360° with angle interval 1° . The distance between the rays in the middle of the object (s) is equivalent to 1 pixel. The distance of source to central of object (D) were varied 40,50, 60, 70, 80, 90, 100, 110 pixels. Reconstruction of image was carried out by the method of filtered back projection (FBP) with Lek-Ram filter. It is obtained that if the distance of X-ray source and center of the object, smaller than 3/4 diagonal object, the image will be distorted, and if the distance is greater than 6/7 diagonal object, the image will be clipped.

Keywords: Image reconstruction, fan beam, line geometry of detector

Abstrak

Telah dilakukan rekonstruksi citra pada mode berkas kipas dengan geometri detektor berbentuk garis. Obyek yang dicitrakan adalah fantom Shepp-Logan dengan ukuran matriks citra 50x50. Proyeksi dilakukan dari sudut 0° hingga 360° dengan interval sudut 1° . Jarak antar ray pada tengah obyek (s) setara 1 piksel. Jarak sumber dan tengah obyek (D) divariasasi dengan 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 dan 110 piksel. Rekonstruksi diselesaikan dengan metode proyeksi balik terfilter (BFP) dengan filter Ram-Lek. Dari hasil rekonstruksi diperoleh bahwa jika jarak sumber sinar-X dan tengah obyek, lebih kecil dari 3/4 diagonal obyek, citra akan terdistorsi dan jika jaraknya lebih besar dari 6/7 diagonal obyek, citra akan terpotong.

Kata Kunci: Rekonstruksi citra, berkas berbentuk kipas, detektor berbentuk garis

Pendahuluan

CT scan merupakan modalitas pencitraan yang dapat memproduksi citra tampang lintang yang menggambarkan karakteristik serapan sinar-X dalam tubuh pasien [1,2]. Pada awal pengembangan CT scan digunakan mode berkas paralel, namun mulai generasi ketiga sudah digunakan mode berkas berbentuk kipas (*fan beam*) [3,4]. Dalam menggunakan mode berkas paralel secara teknis membutuhkan waktu yang sangat lama, sebab harus menggeser sumber dan detektor satu demi satu, setelah itu memutar pada sudut tertentu, kemudian mengeser lagi satu persatu [5].

Rekonstruksi citra dengan mode paralel beam telah banyak dilakukan di Indonesia [6,7]. Sutapa N.G. dan Anam C. (2011) telah melakukan rekonstruksi citra dengan merekonstruksi dengan metode proyeksi balik (BP) dan proyeksi balik terfilter (BFP) dalam domain spasial, serta diuji juga kecepatannya untuk interval sudut 5° , 10° , 15° , dan 20° [6] Kemudian Anam C. dan Firdausi K. S. (2012) telah melakukan rekonstruksi citra dengan berkas paralel menggunakan teknik rekonsruksi aljabar (ART) untuk model aditif dan multiplikatif (MART) [7].

Sementara untuk berkas kipas, pada awalnya hanya berbentuk kipas kecil,

namun pada generasi berikutnya sudah menggunakan berkas berbentuk kipas yang mampu mengcover seluruh obyek yang dicitrakan [8]. Dengan berkas kipas memungkinkan akuisisi lebih banyak sehingga membutuhkan waktu akuisisi lebih cepat. Namun, rekonstruksi citra menjadi lebih kompleks [1]. Pesawat sinar-X saat ini menggunakan mode berkas kipas yang lebar ini [4]. Telah banyak penelitian tentang mode berkas kipas [9].

Dalam berkas kipas susunan detektor dapat berupa busur lingkaran (*arc*) atau berupa garis lurus (*line*) [1]. Pada CT scan, detektor berupa busur lingkaran. Namun dalam perkembangan radioterapi, terutama dengan dikenalkannya IMRT (*intensity modulated radiotherapy*), untuk verifikasi dosis telah dikenalkan *ionization chamber* berbentuk matriks. Matriks *ionization chamber* berbentuk datar yang terdiri dari *detector array* [10]. Hasil deteksi oleh banyak *ionization chamber* ini kemudian direkonstruksi untuk mendapatkan citra

yang menggambarkan distribusi dosis dalam pasien.

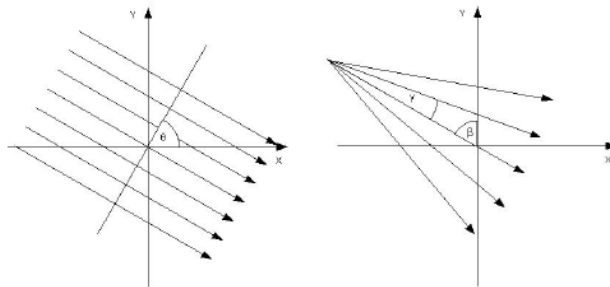
Riset ini berupaya melakukan rekonstruksi citra dengan mode berkas kipas dan menilai kualitas citra untuk variasi source dan obyek.

Dasar Teori

Obyek dua dimensi dapat direkonstruksi dari data proyeksi yang diperoleh dari berkas paralel. Algoritma yang banyak dipakai adalah proyeksi balik terfilter (FBP). Dalam algoritma ini terdapat dua tahap, yaitu melakukan filter terhadap data proyeksi, dan melakukan proyeksi balik untuk mendapatkan citra obyek [1]. Integral FBP untuk berkas paralel dapat ditulis

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-t_m}^{t_m} p_{\theta} h(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dt d\theta \dots\dots\dots (1)$$

Dengan p_{θ} adalah proyeksi pada sudut θ , h adalah kernel filter, dan t adalah jarak ray tertentu dari pusat putaran.



Gambar 1. Perbandingan geometri berkas paralel dan berkas kipas.

Gambar 1. menunjukkan diagram set data untuk berkas paralel (θ, t) dan set data untuk berkas kipas (β, γ). β menggambarkan sudut putar dari sumber terhadap sumbu-y dari koordinat sistem, γ sudut antara ray tertentu dengan central ray. Transformasi diantara dua data, ditulis:

$$\theta = \beta + \gamma \dots\dots\dots (2)$$

$$t = D \sin \gamma$$

dengan D adalah jarak sumber dan pusat putaran dan t adalah jarak dari pusat ke ray tertentu.

Pada mode berkas kipas, terdapat dua geometri detektor, yaitu detektor berupa busur lingkaran (*arc*) dan detektor berupa garis lurus (*line*). Dalam mode berkas kipas dengan geometri detektor berupa garis

(lihat gambar 2), maka harus dilakukan tranformasi dari (θ, t) menjadi (β, s)

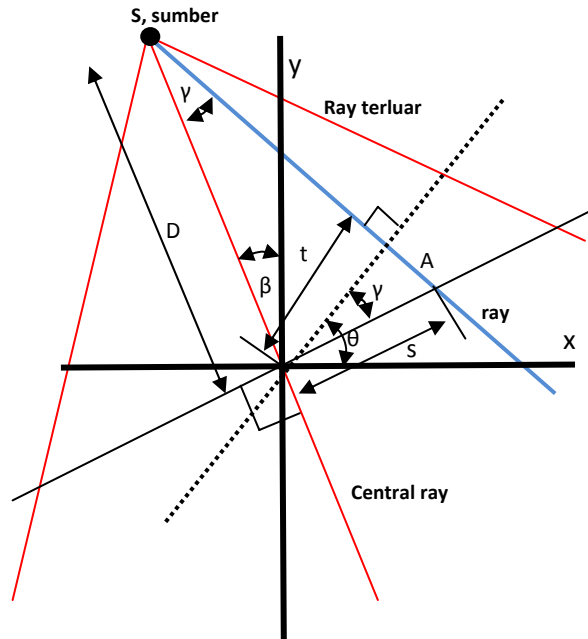
$$\theta = \beta + \gamma = \beta + \tan^{-1} \frac{s}{D}$$

$$t = s \sin \gamma = \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad \dots (3)$$

dengan s adalah jarak dari pusat ke ray tertentu dan tegak lurus dengan central ray,

sementara t adalah jarak dari pusat ke ray tertentu dan tegak lurus dengan ray tersebut. Maka persamaan rekonstruksi citra metode FBP untuk berkas kipas dengan geometri detektor berbentuk garis dapat ditulis:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \frac{1}{U^2} \int_{-t_m}^{t_m} R_\beta(s) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} g(s'-s) ds d\beta \quad \dots (4)$$



Gambar 2. Proyeksi dalam fan beam

dengan g adalah kernel filter, $R_\beta(s)$ adalah proyeksi pada mode berkas kipas dan U adalah pembobot untuk berkas kipas, yang nilainya:

$$U(x, y, \beta) = \frac{D + x \sin \beta - y \cos \beta}{D} \quad \dots (5)$$

Metode Penelitian

Dalam riset ini, rekonstruksi citra menggunakan software Matlab. Rekonstruksi citra dilakukan dengan mode berkas kipas dan geometri berbentuk garis. Pertama

dilakukan pemanggilan fantom, kemudian dilakukan proyeksi untuk tiap interval sudut tertentu. Selanjutnya dilakukan rekonstruksi citra dengan metode proyeksi balik terfilter (BFP), dengan filter Ram-Lak Filter.

Obyek yang dicitrakan adalah fantom Shepp-Logan dengan ukuran matriks citra 50x50. Pemanggilan fantom Shepp-Logan dilakukan dengan perintah $P = phantom(50)$.

Rekonstruksi citra dengan mode berkas kipas dan geometri berbentuk garis, yaitu dengan perintah *fanbeam* dan pada

parameter '*FanSensorGeometry*' diisi '*line*'. Proyeksi dilakukan dari sudut 0° hingga 360° dengan interval sudut 1° . Penentuan interval sudut dilakukan dengan perintah '*FanRotationIncrement*' pada parameter *fanbeam* dan diisi dengan 1° . Jarak antar ray pada tengah obyek (s) setara 1 piksel. Penentuan jarak ray ini dilakukan dengan perintah '*FanSensorSpacing*' pada parameter *fanbeam* dan diisi dengan 1. Jarak sumber dan tengah obyek (D) divariasi setara dengan 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 dan 110 piksel.

Hasil dan Pembahasan

Setelah dilakukan proyeksi oleh berkas Sinar-X dengan mode berkas kipas dengan interval sudut 1° dan jarak sumber dengan tengah obyek (D) divariasi, maka didapatkan data proyeksi dalam bentuk sinogram. Data ini kemudian direkonstruksi dengan metode FBP. Hasil rekonstruksi citra ditunjukkan oleh Gambar 3.

Gambar 3.a. menunjukkan citra asli fantom Shepp-Logan dengan ukuran piksel 50x50. b. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 40$ piksel, c. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 50$ piksel, d. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 60$ piksel, e. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 70$ piksel, f. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 80$ piksel, g. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 90$ piksel, h. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 100$ piksel, dan i. Citra hasil rekonstruksi dengan jarak $D = 110$ piksel.

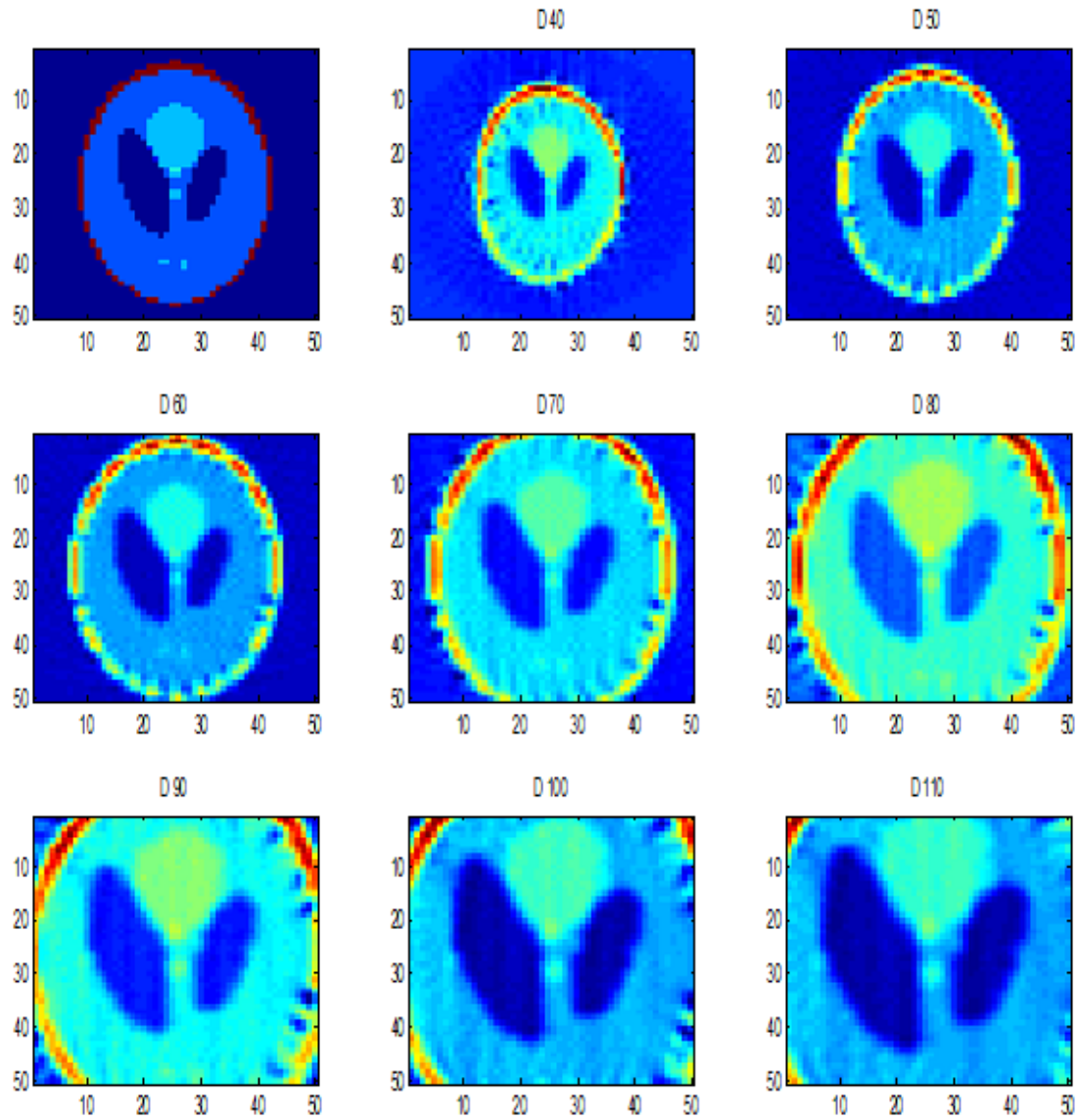
Dari Gambar 3. untuk jarak $D = 40$ piksel, tampak bahwa citra mengalami

distorsi, bagian kiri citra terdorong lebih kanan, sehingga citra tidak simetri lagi. Hal ini karena jarak sumber dan obyek yang terlalu dekat. Untuk jarak D lebih kecil dari 40 piksel, tepatnya pada jarak 30 piksel, rekonstruksi sudah tidak dapat dilakukan, dan program memberikan pesan *error*.

Sementara pada jarak $D = 50$ piksel, menghasilkan citra relatif hampir mirip dengan obyek fantom yang asli, namun tetap muncul distorsi meskipun hanya sedikit. Sementara pada jarak $D = 60$ piksel, distorsi citra sudah tidak tampak. Hanya saja citra mengalami sedikit pembesaran.

Pada jarak $D = 70$ piksel ke atas citra mengalami pembesaran lagi. Dikarenakan jumlah piksel citra tetap, akibatnya citra mulai terpotong bagian atas dan bawah. Pada jarak $D = 80$, citra mulai terpotong bagian kanan dan kiri, meski pemotong bagian atas-bawah lebih besar.

Dari hasil tersebut, rentang jarak D terbaik adalah antara 50 hingga 60 piksel. Menurut *rule of thumb* bahwa jarak D sebaiknya lebih besar dari setengah dari diagonal obyek. Untuk obyek dengan ukuran 50x50, nilai setengah diagonal adalah 35,36. Namun, tampak dari Gambar 3 bahwa pada jarak D di bawah 50 piksel menghasilkan citra yang terdistorsi. Nilai terbaik yang digunakan untuk rekonstruksi harus lebih dari $3/4$ dari diagonal citra dan tidak lebih dari $6/7$ diagonal citra. Lebih kecil dari $3/4$ diagonal, citra akan terdistorsi dan lebih besar dari $6/7$ diagonal, citra akan terpotong.



Gambar 3.a. citra asli fantom Shepp-Logan. b. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 40$ piksel, c. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 50$ piksel, d. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 60$ piksel, e. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 70$ piksel, f. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 80$ piksel, g. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 90$ piksel, h. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 100$ piksel, dan i. Citra hasil rekosntruksi dengan jarak $D = 110$ piksel.

Kesimpulan

Telah berhasil dilakukan rekonstruksi citra pada mode berkas kipas dengan geometri detektor berbentuk garis. Dari hasil rekonstruksi diperoleh bahwa

jika jarak sumber sinar-X dan tengah obyek, lebih kecil dari $3/4$ diagonal obyek, citra akan terdistorsi dan jika jaraknya lebih besar dari $6/7$ diagonal obyek, citra akan terpotong.

Daftar Pustaka

- [1] Wolbarst AB, "Physics of Radiology", Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 2005
- [2] Bushberg, JT, Seibert, JA, dan Boone, JM, Boone, "The Essential Physics of Medical Imaging", Lippicott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2002
- [3] Dowsett D.J. and Johnston R.E., "The Physics of Diagnostic Imaging", Hodder Arnold, London, 2006
- [4] Seutuens P., "Fundamentals of Medical Imaging", Cambridge University Press, Cambridge, UK, 2009
- [5] Dendy, PP dan Heaton B, "Physics for Diagnostic Radiology", Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, 1999
- [6] Sutapa, G.N., dan Anam C., "Uji Kecepatan Rekonstruksi Citra pada CT-Scan Metode Back Projection (BP) dan Metode Filtered Back Projection (FBP) dengan Pemfilteran pada Domain Spasial", Jurnal Berkala Fisika Vol. 14, No.2, pp. 33-40, 2011
- [7] Anam, C. dan Firdausi, K. S., "Komparasi Citra Hasil Rekonstruksi Metode Algebraic Reconstruction Technique (ART) Aditif dan Multiplikatif (MART) pada CT Scan", Jurnal Berkala Fisika Vol 15, No. 4, 2011
- [9] Handee, WR dan Ritenour ER, "Medical Imaging Physics", Wiley-Liss, Inc, New York, 2002
- [10] Mazin SR & Pelc NJ, "Fourier Properties of the Fan Beam Sinogram", Med. Phys. 37 (4), 2010
- [11] Metcalfe, P., Kron, T., Hoban, P., "The Physics of Radiotherapy X-Rays and Electrons", Madison, Wisconsin: Medical Physics, Publishing, 2007