

TOMOGRAFI KOMPUTER TRANSLASI ROTASI DENGAN MENGGUNAKAN METODE SAMPLING POLA SQUARE

Nur Kholis

Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik UNMUH Ponorogo

Jl. Budi Utomo no.10 Ponorogo

e-mail : kholis2as@yahoo.com

Abstrak

Tomografi Komputer Translasi Rotasi merupakan peralatan medis yang digunakan untuk mengidentifikasi internal organ tubuh. Pengambilan sampel dilakukan secara translasi rotasi. Metode sampling pola square adalah metode yang digunakan dalam proses scanning pada obyek uji sehingga didapatkan data sampel dalam π radian. Besarnya gerakan translasi ΔX_r sama dengan gerakan rotasi $\Delta \phi_r$ ($\Delta X_r = \Delta \phi_r$). Proses scanning menggunakan image size 31 piksel x 31 piksel. Hasil scanning diproyeksi menghasilkan sinogram dan direkonstruksi dihasilkan citra. Hasil dapat dilihat secara numeris dan visual dan hasilnya sama seperti obyek uji semula. dengan rata-rata e_{max} 0.9729 %.

Kata kunci : scanning, rekonstruksi, piksel.

A. PENDAHULUAN

Sistem Tomografi komputer mengalami perkembangan yang sangat pesat, baik pada sistem maupun penggunaannya baik dalam bidang medis dan industri. Dalam penerapannya pada bidang material, system Tomografi komputer tersebut digunakan untuk mengamati struktur internal pada suatu bahan atau obyek yang akan diamati. Dalam bidang medis, system tersebut juga digunakan untuk mengamati organ internal yang ada dalam tubuh manusia.

Pada dasarnya sistem Tomografi komputer menyangkut distribusi serapan radiasi oleh suatu bahan. Dengan adanya distribusi serapan radiasi oleh bahan, proses dalam sistem Tomografi komputer dapat menghasilkan citra internal dari suatu obyek tanpa harus merusak bahan obyek itu sendiri. Dalam Penelitian ini diharapkan mempunyai hasil yang berupa citra, sehingga dengan citra tersebut dapat dilihat dengan jelas bahwa obyek akan sama seperti bentuk semula. Dalam pengambilan data pada system Tomografi komputer ini dilakukan secara translasi dan rotasi, agar hasil dapat dilihat dengan jelas.

B. TUJUAN PENELITIAN

Dalam penelitian ini mempunyai tujuan yaitu menerapkan dan mengembangkan sistem tomografi komputer secara translasi-rotasi dengan menggunakan metode pola square yang hasil akhirnya diharapkan menghasilkan citra.

C. TINJAUAN PUSTAKA

Sistem Tomografi Komputer

Aplikasi tomografi pertama kali diwujudkan oleh Base Well (1956) ketika dia merekomendasi peta emisi gelombang pendek yang dipancarkan matahari serangkaian dari serangkaian data radioastronomi. Sedangkan untuk aplikasi dalam bidang biologi, telah digunakan pada mikroskop elektron untuk merekonstruksi biomolekul kompleks dari serangkaian data transmisi mikrogram pada berbagai sudut. Metode tersebut dikembangkan oleh De Roisier (1968), Gordon, Bonder dan Herman (1970), Gilbert (1972), Smith, Peter dan Bates (1973).

Cormack dan Hounsfield adalah dua orang yang dianggap mampu mewujudkan teknik tomografi komputer dalam dunia kedokteran. Berkat perannya dalam mengembangkan tomografi komputer, keduanya memperoleh Hadiah Nobel pada tahun 1979. (Morgan, CL.;1980)

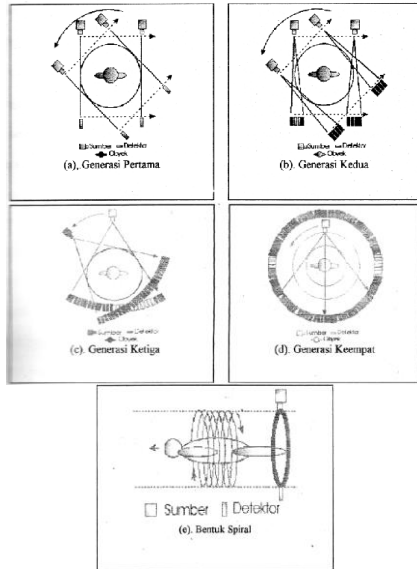
Setelah tomografi komputer sinar-x terbukti dapat diwujudkan, teknik ini berkembang pesat. Berbagai sumber radiasi selain sinar-x, misalnya sinar-gamma, neutron, positron, bahkan gejala resonan magnetik inti (NMR) dan impedansi listrik yang digunakan. Berbagai istilah baru dalam tomografi komputer berkembang diantaranya CT Scan (*Computerized Tomography*), SPECT (*Single Photon Emission Computerized Tomography*), Tomografi Neutron, PET (*Photon Emission Tomography*), NMI (*Nuclear Magnetic Imaging*) dan EIT (*Electrical Impedance Tomography*).

Pada gambar 2 dilukiskan skema dasar sistem tomografi komputer generasi pertama, generasi kedua, generasi ketiga, generasi keempat dan generasi bentuk spiral. Perbedaan pada tingkat generasi didasarkan pada jumlah dan desain detector yang terlibat dan mekanisme translasi-rotasi ketiga proses akuisisi datanya.

Sistem tomografi komputer generasi pertama menggunakan sebuah detector dan sebuah sumber sinar-x dengan berkas pensil yang terkolimasi sangat tajam. Sistem tomografi ini sering disebut dengan sistem tomografi komputer translasi-rotasi, karena untuk memperoleh data proyeksi yang lengkap, sumber dan detector harus bergerak secara translasi-rotasi.

Pada generasi kedua, detector yang digunakan tidak lagi tunggal, melainkan beberapa detector yang disusun berderet. Juga berkas sinar-x tidak lagi paralel seperti pada generasi pertama melainkan berupa berkas kipas dengan sudut kipas yang kecil walaupun gerakannya dilakukan sama dengan generasi pertama, namun proses dapat lebih singkat.

Sistem tomografi komputer generasi ketiga menggunakan sumber sinar-X dengan berkas kipas bersudut lebar dengan banyak detector yang tersusun berderet linear segaris atau melengkung membentuk kurva. Berkas sinar-x yang lebar melingkupi objek secara keseluruhan. Karena itu pada sistem ini, sumber dan detector praktis hanya bergerak secara rotasi tanpa perlu gerakan translasi.



Gambar 1. Sistem Tomografi Pertama

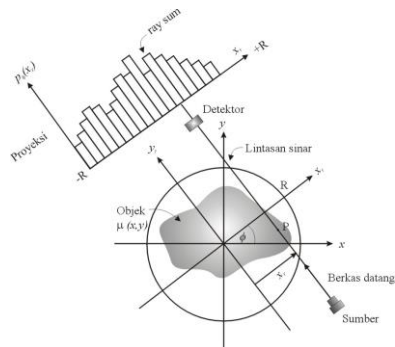
(a) Generasi pertama, (b) Generasi kedua, (c) Generasi ketiga, (d) Generasi keempat dan (e) Generasi bentuk spiral.(Ain Kh., 2003)

Pada sistem tomografi komputer generasi keempat digunakan sumber sinar-x dengan berkas kipas yang lebar dengan detektor yang tersusun secara penuh dalam bentuk lingkaran. Sumber sinar-x bergerak melingkar secara kontinu sedangkan detektor diam.

Sistem ini selanjutnya dikembangkan menjadi sistem tomografi komputer generasi lanjut dengan menggunakan generator berkas elektron dan target cincin anoda serta aplikasi grakan spiral. Dengan prinsip ini, tidak ada gerakan, selain perubahan arah tembakan elektron kepada target anode penghasil sinar-x.

Prinsip Kerja Sistem

Sistem tomografi secara komputer generasi pertama merupakan suatu sistem secara komputer yang paling sederhana. Sistem ini menggunakan satu sumber radiasi dan satu detektor. Sumber radiasi dan detektor diletakkan segaris kemudian digerakkan secara translasi dan rotasi sehingga dihasilkan informasi data serapan radiasi pada obyek secara lengkap. Proses penyinaran pada sistem tomografi secara komputer generasi pertama dapat dilukiskan seperti pada gambar 2.(Avinash C.Kak, 1999)



Gambar 2. Susunan sistem tomografi secara komputer. (Avinash C.Kak; 1999)

Pada posisi yang sejajar sumbu y , sumber radiasi dan detektor secara bersama-sama bergerak translasi sepanjang daerah sumbu x , yaitu dari kedudukan $-R$ sampai dengan R , dimana R menyatakan radius lingkaran obyek. Sepanjang gerak translasi pengambilan data dilakukan dengan lebar langkah Δx . Intensitas yang ditangkap detektor pada setiap kedudukan sumber-detektor disebut *raysum*. Kumpulan *raysum* sepanjang gerak translasinya disebut sebagai data proyeksi, yang diperoleh sepanjang pada daerah peninaran dari suatu arah sudut pandang tertentu.

Setiap selesai satu gerak translasi, posisi sumber-detektor diputar terhadap sumbu koordinat x - y , dengan langkah rotasi $\Delta\varphi$ dari kedudukan mulai sudut 0 sampai dengan π radian. Pada kedudukan sudut dari π sampai dengan 2π radian akan dihasilkan data yang sama dengan data pada sudut 0 sampai dengan π radian. Jadi, pengambilan data pada arah rotasi cukup mulai sudut 0 sampai dengan π radian.

Setelah diperoleh data proyeksi suatu obyek dari seluruh proses pemayaran, data proyeksi tersebut direkonstruksi untuk menghasilkan citra. Proses rekonstruksi menggunakan bantuan perangkat komputer yang berisi program rekontruksi *CT Imager*.

D. METODOLOGI PENELITIAN

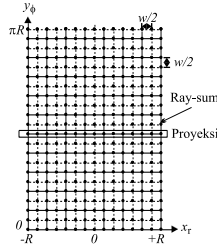
Penyinaran tunggal dari suatu obyek pada langkah translasi x_r , untuk kedudukan rotasi φ menghasilkan *ray-sum* yang diberi notasi $P_\varphi(x_r)$. Apabila intensitas radiasi yang dikenakan pada obyek adalah I_0 , maka dalam bahan radiasi, intensitas tersebut mengalami pelemahan secara eksponensial setelah melewati lintasan $L_\varphi(x_r)$. Intensitas radiasi yang ditangkap detektor adalah I_L , maka intensitas setelah melewati obyek dituliskan dalam bentuk persamaan (1.1):

$$I_L = I_0 \exp\left(- \int_{L_\varphi(x_r)} \mu(x, y) ds\right) \quad (1.1)$$

dengan $\mu(x, y)$ menyatakan nilai koefisien pelemahan linier bahan pada koordinat x - y sepanjang garis lintasan berkas radiasi $L_\varphi(x_r)$. *Ray-sum* pada sudut pandang φ untuk kedudukan x_r didefinisikan sebagai

$$P_\varphi(x_r) = \ln\left(\frac{I_0}{I_L}\right) = \int_{L_\varphi(x_r)} \mu(x, y) ds \quad (1.2)$$

Jika seluruh *ray-sum* direpresentasikan dalam ruang koordinat (x_r, φ) atau ruang Radon (Suparta, GB., 2000). Jadi sinogram merupakan hasil transformasi obyek dari ruang kartesian ke ruang radon.



Gambar 3. Representasi proyeksi obyek dalam ruang radon (Avinash C. Kak., 1999)

Jumlah *ray-sum* yang terdapat dalam satu proyeksi pada suatu sudut pandang, ditentukan oleh radius daerah pemayaran R , dan panjang langkah pencuplikan Δx , dengan hubungan

$$N = \frac{2R}{\Delta x} \quad (1.3)$$

dengan N adalah jumlah *ray-sum* pada setiap *data-proyeksi*

Jumlah *data-proyeksi* dari seluruh proses penyinaran sepanjang sudut rotasi π radian, terkait dengan besarnya langkah rotasi $\Delta\phi$ dengan persamaan seperti berikut

$$M = \frac{\pi}{\Delta\phi} \quad (1.4)$$

dengan M menyatakan jumlah *data-proyeksi* yang diperoleh selama penyinaran.

Untuk memperoleh sinogram yang paling mendekati obyek yang ditransformasikan, nilai N dan M pada persamaan (1.3) dan (1.4) tidak dapat dipilih sembarang, karena resolusi dari citra yang dihasilkan antara lain bergantung pada langkah translasi-rotasi, dan lebar berkas radiasi yang terkolimasi.

Hubungan antara lebar langkah translasi dengan lebar berkas radiasi terkolimasi dinyatakan dalam persamaan seperti berikut.

$$\Delta x = \frac{w}{2} \quad (1.5)$$

dengan w menyatakan lebar berkas radiasi terkolimasi. Apabila besaran resolusi sudut didefinisikan sebagai $\Delta y_\phi = R\Delta\phi$, dengan menggunakan cuplikan model grid, berlaku hubungan langkah translasi dan rotasi seperti berikut

$$\Delta y_\phi = \Delta x_r \quad (1.6)$$

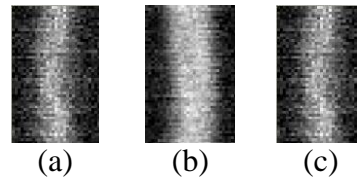
Dari persamaan (1.3), (1.4), dan (1.5) diperoleh

$$M = \frac{\pi N}{2} \quad (1.7)$$

Metode pengambilan data yang demikian itu disebut metode *sampling pola square*.

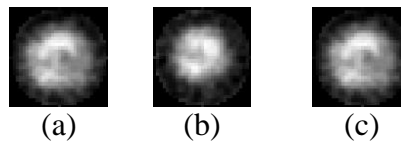
E. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil pengujian *scanning* pada obyek uji adalah berbentuk sinogram dengan menggunakan resolusi dengan image size 31 piksel x 31 piksel. Dalam hasil pengujian *scanning* ini menggunakan kolimator 5 mm, karena hasil pengujian lebih baik dibandingkan dengan kolimator 1 mm dan 3 mm. Hal tersebut diakibatkan karena energi radiasi yang ditangkap detektor NaI(Tl) habis. Hasil *scanning* obyek uji referensi dapat dilihat dalam gambar 4.



Gambar 4. Sinogram data *scanning* dari Obyek Uji, Obyek uji-1 (a), Obyek uji-2 (b) dan Obyek uji-3 (c).

Dari sinogram direkonstruksi akan menghasilkan citra. Hasil rekonstruksi dapat dilihat dalam gambar 5:



Gambar 5. Citra Rekonstruksi dari Sinogram Obyek Uji referensi, Obyek uji-1 (a), Obyek uji-2 (b) dan Obyek uji-3 (c).

F. ANALISIS HASIL PENELITIAN

Dalam hasil pengujian *scanning* dan rekonstruksi mempunyai hasil yang berkualitas tinggi pada imadge size 31 piksel x 31 piksel. Hasil pengujian *scanning* dilakukan lima kali pengujian dengan obyek uji berbeda dan rekonstruksi menghasilkan citra. Hasil rekonstruksi dari lima obyek uji diperlihatkan dalam tabel berikut.

Tabel 1. Hasil Rekonstruksi Pada Obyek Uji-1

| File ke | Rmsd (%) | e_max (%) |
|-----------|----------|-----------|
| 1 | 0.0636 | 0.304 |
| 2 | 0.0777 | 0.951 |
| 3 | 0.0495 | 0.304 |
| 4 | 0.0428 | 0.304 |
| 5 | 0.0495 | 0.304 |
| Rata-rata | 0.05562 | 0.9729 |

Tabel 2. Hasil Rekonstruksi Pada Obyek Uji-2

| File ke | Rmsd (%) | e_max (%) |
|-----------|----------|-----------|
| 1 | 0.0353 | 0.144 |
| 2 | 0.0333 | 0.145 |
| 3 | 0.0337 | 0.141 |
| 4 | 0.0372 | 0.143 |
| 5 | 0.0345 | 0.145 |
| Rata-rata | 0.09477 | 0.1436 |

Tabel 3. Hasil Rekonstruksi Pada Obyek Uji-3

| File ke | Rmsd (%) | e_max (%) |
|-----------|----------|-----------|
| 1 | 0.038 | 0.293 |
| 2 | 0.0434 | 0.293 |
| 3 | 0.0386 | 0.147 |
| 4 | 0.0328 | 0.22 |
| 5 | 0 | 0 |
| Rata-rata | 0.03056 | 0.1906 |

G. KESIMPULAN

Dalam penelitian ini didapatkan suatu kesimpulan sebagai berikut:

1. Pada proses scanning pada tomografi komputer dilakukan secara translasi dan rotasi atau konsep tersebut merupakan metode sampling pola square dengan metode tersebut besarnya gerakan translasi ΔXr sama dengan gerakan rotasi $\Delta \phi r$ ($\Delta Xr = \Delta \phi r$), sehingga metode tersebut dapat digunakan sebagai metode penelitian ini.
2. Hasil rekonstruksi pada obyek uji dilakukan 5 kali pengujian dan didapatkan rata-rata e-max 0.9729 %, sehingga pada penelitian ini dapat dikatakan berhasil karena hasilnya mendekati 0 %.

H. DAFTAR PUSTAKA

- Avinash C. Kak. (1999). *Principle Of Computerized Tomographic imaging*. IEEE Press.
- Agfianto Eko Putra. (2002). *Penapis Aktif Elektronika*. Yogyakarta : C.V. Gava Media.
- Ain, Kh. (2003). *Fast Algebraic Reconstruction Method For Raysum Data Raysum Data Set Of Pixel Based Sampling*, UGM Yogyakarta.
- Bobbi Bennett. (2003). *The Low-Down on Osteoporosis What We Know and What We Don't*.
- Brooks, R.A., and Chiro, D. (1976). *Principle of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiographyc and Radioisotopic Imagin.*, Phis.Med.Biol.,21(5).

- D. Protopopescu and J.C. Mc. George. (2004). *Experiment Single Analyzer*. Department Of Physics and Astronomi.
- Glenn F. Knoll. (1989). *Radiation Detection And Measurement*. second edition. Jhon Wiley & Sons.
- Gordon, R., (1974). *A Tutorial on ART (Algebraic Reconstruction Techniques)*. IEEE Transactions on Nuclear Science, NS(21).
- Herman, G.T. (1980). *Imaging Reconstruction from Projecion: The Fundamentals of Computed Tomography*. New York : Academic Press.
- I. Fogelman, GM. Blake. (December 2000). *Different Approach to Bone densitometry*. The Journal of Nuclear Medicine, vol.41, No.12.
- Kusminarto. (1998). *Tinjauan Fisika dan Matematika Tomografi dan Perkembangannya*. Jurnal Fisika Indonesia, 8(11).
- Morgan, CL., and Phil, M. (1983). *Basic Principle Of Computerized Tomograph*. Baltimore : University Park Press.
- Rinaldi Munir. (2004). *Pengolahan Citra Digital dengan Pendekatan Algoritmik*. Bandung : Penerbit Informatika Bandung.
- SL. Follin, LMB. HANSEN. (2002). *Prevention of Osteoporosis and Osteoporotic Fractur*. Kentucky : Creative educational Concept Inc.

*) Penulis adalah Dosen Teknik Elektro FT. UNMUH Ponorogo, alumni Program Pascasarjana Teknik Elektro Bidang Keahlian Elektronika ITS Surabaya.