

OPTIMASI KUALITAS CITRA PADA PROSES SAMPLING POLA SQUARE DENGAN MEMPERLEBAR KOLIMATOR

SKRIPSI

MAR 2006

KIP

LEILY NOVITANINGRUM



**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2006**



**OPTIMASI KUALITAS CITRA PADA METODE SAMPLING
POLA SQUARE DENGAN MEMPERLEBAR KOLIMATOR**

SKRIPSI

**Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains
Bidang Fisika Pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Airlangga**

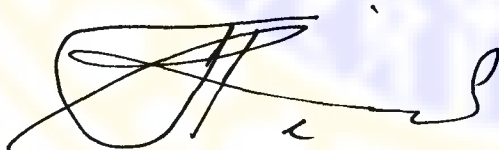
Oleh :

LEILY NOVITANINGRUM
080012129

**Tanggal Lulus :
16 Februari 2006**

Disetujui Oleh :

Pembimbing I



Nuril Ukhrowiyah, S.Si., M.Si.
NIP. 132 230 839

Pembimbing II



Khusnul Ain, S.T., M.Si.
NIP. 132 166 487

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI

Judul : OPTIMASI KUALITAS CITRA PADA METODE
SAMPLING POLA SQUARE DENGAN MEMPERLEBAR
KOLIMATOR

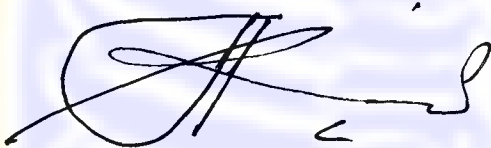
Penyusun : Leily Novitaningrum

NIM : 080012129

Tanggal Ujian : 16 Februari 2006

Disetujui Oleh :

Pembimbing I



Nuril Ukhrowiyah, S.Si., M.Si.
NIP. 132 230 839

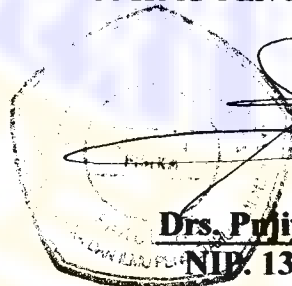
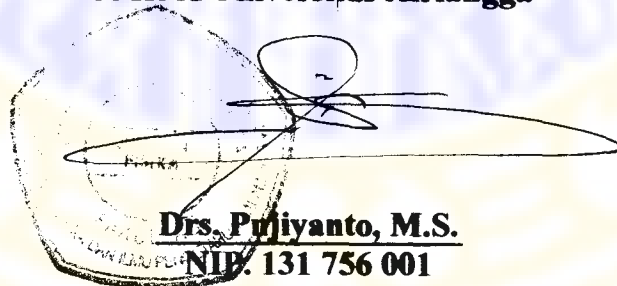
Pembimbing II



Khusnul Ain, S.T., M.Si.
NIP. 132 166 487

Mengetahui,

**Ketua Jurusan Fisika
FMIPA Universitas Airlangga**



Drs. Pujiyanto, M.S.
NIP. 131 756 001

UCAPAN TERIMAKASIH

Penyelesaian skripsi dengan judul “Optimasi Kualitas Citra Pada Metode Sampling Pola Square Dengan Memperlebar Kolimator”, tidak lepas dari bimbingan, arahan dan bantuan berbagai pihak baik secara langsung maupun tidak langsung.

Maka pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Ayah dan bunda Soewanto yang telah membesarkanku, menyekolahkanku, memberikan izin menggapai gelar sarjana, yang menyayangiku, dan selalu memberikan nasehat mutiara emas sehingga itu selalu aku jadikan manfaat untuk berbakti kepadanya sebagai seorang anak.
2. Bapak Drs. Pujiyanto, M.S selaku ketua jurusan fisika dan segenap dosen-dosen fisika, yang telah mengalirkan segala ilmu yang dimilikinya untuk kemajuan dan masa depan penulis.
3. Ibu Nuril Ukhrowiyah, S.Si., M.S.i. selaku pembimbing I dan Bapak Khusnul Ain, S.T., M.Si. selaku pembimbing II yang telah meluangkan waktunya untuk membimbing dan tenaganya untuk memberikan pengarahan .
4. Bapak Drs. Muzakki, selaku pembimbing akademik yang telah memberikan dorongan semangat kepada penulis.
5. Bapak Drs. R Arif Wibowo dan Ibu Ir. Trisnarningsih, M.Eng.Sc selaku dosen penguji
6. Kakak-kakakku : mbak Titik dan mas Hadi, mbak Ririn dan mas Toni, mas Ary dan mbak Tita dan para koponakanku (Ksatria, Devy, Bintang, Shofy,

Shyahrul, Citra, Fani) yang selalu memberikan dorongan semangat sehingga penulis menyelesaikan studi S1 ini.

7. My Spirit Boy, kak Ivan Harseto. Thank's for your attention.
8. Mas Dedi. Thank's for your smile to me ☺
9. Teman-temanku fisika angkatan '00, Pu'ah, Lucy, Nia, Nur, Sapta, Indah, M. Muhtadi, Sugeng, A'an, Herlik, Eko, Adi dan lain-lain yang tidak dapat ditulis satu persatu, yang telah memberikan dorongan moral dan guyonan serta gojlokannya yang membangun sehingga penulis terhibur.
10. Mbak Erna'99, yang telah memberikan semua yang terbaik untukku dan yang selalu mampu membuatku tersenyum.
11. Dian '01, kamu yang selalu ada di sisiku saat kumerasa sendiri.
12. Trio Wek-wek, Choi, Antok 'n Yudha. Semua hari-hari indah yang telah kita lalui bersama tak kan pernah penulis lupakan, sampai kapanpun.
13. Teman-teman seperjuanganku, Purnomo'00, yang selalu bersedia membantuku, Tauvik'01, Dian'01, Lita'01, ayoooooooooooo...kalian pasti bisa!!
14. Semua senior yang telah mendahuluiku. Cak Zuzud, cak Wafi, cak Acong, cak Ponki, cak Owos, cak Fajar, cak Buyung, cak Arya 'n mbak citra.
15. HIMAFIALE, cak Asmoro'99, cak Indro'99, Ahonk, Eksan, Ade, Deni, Dani, Nanik, Dina, funatik., kerjasama dan persahabatan yang telah kita jalin tak akan kulupakan, kalian yang telah memberiku makna sebuah persaudaraan.
16. Mr. Suwadi, thank's pinjaman lab-nya
17. Semua pihak yang tidak bisa penulis muat di sini.

PEDOMAN PENGGUNAAN SKRIPSI

Skripsi ini tidak dipublikasikan, namun tersedia dalam lingkungan Universitas Airlangga. Diperkenankan untuk dipakai sebagai referensi kepustakaan, tetapi pengutipan seijin penulis dan harus menyebut sumbernya sesuai dengan kebiasaan ilmiah.

Dokumen skripsi ini merupakan hak milik Universitas Airlangga

Leily Novitaningrum, 2006. *Optimasi Kualitas Citra Pada Proses sampling Pola Square Dengan Memperlebar Kolimator*. Skripsi ini dibuat dibawah pengawasan bimbingan Nuril Ukhrowiyah, S.Si., M.Si. dan Khusnul Ain, ST., M.Si., Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Airlangga.

ABSTRAK

Tujuan penelitian ini adalah membedakan kualitas antar citra hasil rekonstruksi data sampling dengan lebar kolimator yang berbeda pada resolusi tertentu, membedakan kualitas antara citra hasil rekonstruksi pada resolusi yang berbeda untuk lebar kolimator yang sama, menghasilkan kualitas citra hasil rekonstruksi yang optimal dengan memperlebar kolimator.

Penelitian diawali dengan menentukan nomor kanal energi puncak spektrum radiasi dan memastikan posisi *centroid* kemudian dilanjutkan proses *scanning* obyek dengan lebar kolimator w , $3w$ dan $5w$ dengan $w = 1$ mm sehingga dihasilkan sinogram. Sinogram tersebut direkonstruksi dengan metode SCFBP sehingga dihasilkan citra rekonstruksi. Analisis kualitas dilakukan dengan membedakan secara visual dan numerik antara citra hasil rekonstruksi terhadap citra referensi. Pembedaan secara visual dilakukan dengan melihat representasi profil garis horisontal masing-masing resolusi citra. Pembedaan secara numerik dilakukan dengan menghitung nilai *rmsd*.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa kualitas citra hasil rekonstruksi pada lebar kolimator 1 mm relatif lebih baik dibandingkan dengan kualitas citra hasil rekonstruksi pada lebar kolimator 3 mm dan 5 mm, kualitas antar citra hasil rekonstruksi data sampling pada resolusi medium dengan lebar kolimator sama cenderung lebih baik dibandingkan dengan kualitas citra hasil rekonstruksi data sampling pada resolusi rendah, dengan memperlebar kolimator belum dihasilkan kualitas citra yang optimal.

Kata kunci : Tomografi komputer, *Centroid*, Rekonstruksi, Resolusi Citra, Lebar Kolimator

Leily Novitaningrum, 2006. *Optimization Image Quality At Square Sampling Process By Widely Collimator*. Under guidance Nuril Ukhrowiyah, S.Si., M.Si. dan Khusnul Ain, ST., M.Si., Departement of physics Faculty of Mathematic and Natural Sciences, Airlangga University.

ABSTRACT

The aim of this research is to differentiate quality of image reconstruction sampling data by various width of collimator at some specific resolution, to differentiate quality of image reconstruction at various resolution by same width collimator, which can result reconstructed image quality by widening collimator.

Procedure of research started with decisive canal number spectrum maximum radiation energy, to ascertained centroid position, to scanned object by w , $3w$ and $5w$ with $w = 1$ mm to get sinogram. The sinograms reconstructed using SCFBP method Hamming filter to get reconstructed image. Analyse the difference doing with visual and numerical between reconstruction image to reference image. To differentiate by visual with look horizontal profile representation each image resolution. To differentiate by numerical with accounting *rmsd*.

This analyse show that image quality of reconstruction to width of collimator 1 mm relatif better than image quality of reconstruction to width of collimator 3 mm and 5 mm at low resolution and medium resolution, image quality of reconstruction at same width of collimator, medium resolution relatif better than low resolution, the quality of image reconstruction has not yet optimum by widening collimator.

Key word : Computed Tomography, Centroid, Reconstruction, Image Resolution, Widely Collimator.

KATA PENGANTAR

Segala puji bagi Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan bimbingan-Nya, sehingga penulis mampu menyelesaikan skripsi ini dengan baik. Sholawat dan salam senantiasa tercurah kepada pembimbing kehidupan, pendobrak dinding-dinding kejahiliyahan, Nabi Muhammad SAW, keluarganya, sahabatnya dan para pengikutnya hingga akhir jaman.

Penulis menyadari bahwa dalam penyusunan skripsi ini masih ada kekurangan dan kesalahan, untuk itu saran dan kritikan yang bersifat membangun sangat penulis harapkan dari semua pihak. Semoga skripsi ini bermanfaat bagi pecinta ilmu pengetahuan dan pengguna teknologi.

Surabaya, Februari 2006

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK	i
ABSTRACT	ii
KATA PENGANTAR	iii
DAFTAR ISI	iv
DAFTAR TABEL	vi
DAFTAR GAMBAR	vii
DAFTAR LAMPIRAN	ix
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Koefisien Pelemahan Linear	4
2.2 Prinsip Kerja Sistem Tomografi Komputer Transmisi	
Generasi Pertama	6
2.3 Metode Sampling	8
2.4 Metode Rekonstruksi	9
Metode Transformasi	9
BAB III METODE PENELITIAN	

3.1 Tempat dan Waktu	11
3.2 Alat dan Bahan	11
3.2.1 Alat Penelitian	11
3.2.2 Bahan Penelitian	12
3.3 Prosedur Penelitian	13
3.3.1 Proses Scanning	15
3.3.2 Proses Rekonstruksi	16
3.4 Analisis Data	17
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Pengukuran Spektrum Gamma	19
4.2 Hasil Proses Scanning	20
4.3 Citra Hasil Rekonstruksi	23
4.4 Analisis Kualitas Citra dan Pembahasan.....	24
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan	29
5.2 Saran	29
DAFTAR PUSTAKA.....	30

DAFTAR TABEL

<u>Nomor</u>	<u>Judul Tabel</u>	<u>Halaman</u>
4.1	Hasil pembedaan secara numerik antar citra hasil rekonstruksi pada resolusi yang bersesuaian dengan lebar kolimator yang berbeda	27

DAFTAR GAMBAR

<u>Nomor</u>	<u>Judul Gambar</u>	<u>Halaman</u>
2.1	Proses pelemahan intensitas berkas gamma	
	oleh bahan dengan ketebalan x	6
2.2	Proses pemayaran CT generasi pertama	7
2.3	Representasi proyeksi obyek dalam ruang radon.....	8
3.1	Skematis sistem tomografi komputer	
	translasi dan rotasi	11
3.2	Susunan alat yang digunakan dalam penelitian.....	12
3.3	Obyek segitiga samakaki dari bahan kuningan.....	13
3.4	Blok diagram proses penelitian	14
4.1	Spektrum radiasi gamma Cs-137	19
4.2(a)	Posisi centroid untuk resolusi rendah (31 x 31 piksel)	21
4.2(b)	Posisi centroid untuk resolusi medium (63 x 63 piksel)	21
4.3	Sinogram resolusi rendah dengan lebar kolimator	
	a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm	22
4.4	Sinogram resolusi medium dengan lebar kolimator	
	a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm	22
4.5	Citra hasil rekonstruksi resolusi rendah	
	dengan lebar kolimator	
	a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm	23

4.6 Citra hasil rekonstruksi resolusi medium

dengan lebar kolimator

a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm 23

4.7 Citra referensi resolusi rendah

dengan lebar kolimator

a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm 25

4.8 Citra referensi resolusi medium

dengan lebar kolimator

a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm 25

4.9(a) Profil garis horisontal pada resolusi rendah

dengan lebar kolimator yang berbeda 26

4.9(b) Profil garis horisontal pada resolusi medium

dengan lebar kolimator yang berbeda 26

4.10 Nilai *rmsd* pada resolusi rendah dan medium 28

DAFTAR LAMPIRAN

Nomor	Judul Lampiran	Halaman
I	Data Energi Puncak Spektrum Radiasi Gamma Cs-137	33
II	Data Numerik Intensitas Pada <i>Scanning</i> Resolusi Rendah 1 mm	34
III	Data Koefisien Pelemahan Linear Citra Hasil Rekonstruksi Pada Resolusi Rendah 1mm.....	36
	Data Koefisien Pelemahan Linear Citra Hasil Rekonstruksi Pada Resolusi Rendah 3mm....	37
	Data Koefisien Pelemahan Linear Citra Hasil Rekonstruksi Pada Resolusi Rendah 5mm....	38
	Data Koefisien Pelemahan Linear Citra Hasil Rekonstruksi Pada Resolusi Medium 1mm....	39
	Data Profil Garis Horizontal Pada Resolusi Rendah	43
IV	Data Profil Garis Horizontal Pada Resolusi Medium	44

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pengertian tomografi secara umum adalah teknik pencitraan tampak lintang untuk mengetahui struktur internal sebuah obyek tanpa merusak obyek tersebut (Suparta, at al 2000). Teknik tomografi telah diaplikasikan ke berbagai bidang diantaranya dalam bidang kedokteran sebagai perangkat diagnosa dan di bidang industri sebagai kajian terhadap struktur dan karakteristik bahan-bahan keramik, komposit dan polimer (Wells, at al 1993).

Pada tahun 1972, telah dibangun teknik tomografi di bidang medis berbasis komputer yang memberikan kontribusi besar dalam perkembangan tomografi sehingga komputer tidak dapat dipisahkan dari tomografi (Suparta, 1999). Penggunaan komputer dalam tomografi sebenarnya hanya sebagai alat bantu, tetapi peranannya amat besar yaitu sebagai pengendali pengambilan data, penyimpan data, pengolah data dan penyaji citra.

Berbagai penelitian dibidang tomografi komputer terus dikembangkan. Salah satu penelitian yang telah dilakukan adalah pembuatan simulator sistem tomografi generasi pertama dengan metode sampling pola *square* yang menggunakan bahasa pemrograman C++ Builder berbasis windows oleh Sutopo pada tahun 2004. Simulator tersebut dirancang dengan mengansumsikan sumber radiasi sebelum memasuki obyek memiliki intensitas yang fluktuatif. Tinggi dan rendahnya intensitas masukan berpengaruh pada kualitas citra hasil rekonstruksi.

Intensitas masukan yang tinggi menghasilkan kualitas citra yang relatif lebih baik jika dibandingkan dengan intensitas rendah. Penelitian tersebut dilakukan secara simulasi. Secara eksperimen untuk mendapatkan intensitas masukan yang tinggi dapat dilakukan dengan cara memperbesar lebar kolimator. Namun dengan jumlah data yang tetap sesuai dengan metode sampling square tetapi lebar kolimator yang lebih lebar, muncul permasalahan tumpang tindih data *ray-sum*. Pada penelitian ini akan dilakukan kajian tentang pengaruh lebar kolimator terhadap kualitas citra yang dihasilkan.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasar latar belakang masalah yang telah dikemukakan tersebut maka dapat diambil rumusan masalah pada penelitian ini sebagai berikut :

1. Adakah perbedaan kualitas antar citra hasil rekontruksi data sampling dengan lebar kolimator yang berbeda pada resolusi tertentu ?
2. Adakah perbedaan kualitas antara citra hasil rekonstruksi pada resolusi yang berbeda untuk lebar kolimator yang sama ?
3. Apakah dengan memperlebar kolimator dapat dihasilkan kualitas citra hasil rekonstruksi yang optimal ?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dari eksperimen ini adalah menggunakan lebar kolimator w , $3w$, $5w$ dengan $w = 1$ mm yang merupakan lebar kolimator yang umum digunakan. Metode sampling yang digunakan pada proses *scanning* adalah metode sampling pola *square*. Metode rekonstruksi yang digunakan adalah metode rekonstruksi SCFBP (*Summation Convolution Filtered Back Projection*).

1.4 Tujuan Penelitian

1. Membedakan kualitas antar citra hasil rekonstruksi data sampling dengan lebar kolimator yang berbeda pada resolusi tertentu.
2. Membedakan kualitas antara citra hasil rekonstruksi pada resolusi yang berbeda untuk lebar kolimator yang sama.
3. Menghasilkan kualitas citra hasil rekonstruksi yang optimal dengan memperlebar kolimator.

1.5 Manfaat Penelitian

Pada penelitian ini dihasilkan sistem pengambil data pada tomografi komputer generasi pertama dengan lebar kolimator yang optimal.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Fenomena pelemahan radiasi oleh obyek merupakan suatu hal yang sangat penting pada bidang tomografi karena dengan memanfaatkan fenomena ini, proses tomografi dapat dilakukan dan dihasilkan citra obyek internal yang sebelumnya tidak diketahui menjadi dapat diperkirakan. Citra yang dihasilkan dalam proses tomografi merupakan pendekatan (estimasi) dari struktur obyek internal sebenarnya.

2.1 Koefisien Pelemahan Linear

Sinar radiasi dalam tomografi komputer transmisi berfungsi sebagai perunut (*probe*). Radiasi yang digunakan adalah sinar X, sinar gamma, neutron dan proton. Pada eksperimen ini digunakan sinar gamma sebagai perunut (*probe*) dengan intensitas I_0 . Setelah radiasi berinteraksi dengan materi, intensitas radiasi menurun menjadi I_t dan dideteksi oleh detektor. Menurunnya intensitas memberikan informasi adanya pelemahan radiasi oleh materi dinyatakan oleh koefisien pelemahan linear μ atau koefisien pelemahan massa $\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$, dengan ρ adalah kerapatan massa.

Tingkat pelemahan radiasi oleh materi bergantung pada proses pelemahan dan penghamburan foton sinar gamma oleh atom bahan yaitu melalui peristiwa interaksi fotolistrik, interaksi Compton, dan produksi berpasangan. Bila ketiga

peristiwa tersebut diasumsikan saling bebas, maka koefisien pelemahan linear μ merupakan penjumlahan dari koefisien ketiga proses tersebut, yaitu :

$$\mu_{total} = \mu_{ph} + \mu_{Compton} + \mu_{pp} \quad (2.1)$$

dengan μ_{ph} adalah koefisien pelemahan linear fotolistrik, $\mu_{Compton}$ adalah koefisien pelemahan linear Compton, μ_{pp} adalah koefisien pelemahan linear produksi berpasangan.

Bila sinar gamma berintensitas I melewati suatu materi penyerap yang homogen dengan ketebalan dx , maka menurut Agarwall, intensitas I akan mengalami pelemahan radiasi sebesar dI , dapat dinyatakan dengan persamaan berikut :

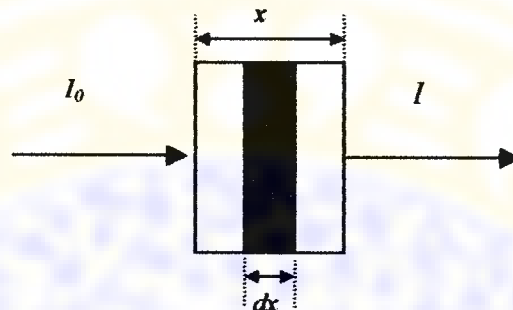
$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \quad (2.2)$$

dengan μ adalah koefisien pelemahan linier dan tanda negatif (-) menunjukkan bahwa intensitas menurun dengan meningkatnya ketebalan bahan (Sutopo,2004).

Bila tebal suatu materi total adalah x , intensitas sebelum menembus materi adalah I_0 dan bila dianggap bahwa materinya homogen maka intensitas setelah melewati materi adalah :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

Hal ini dapat diperlihatkan dengan gambar 2.1 di bawah ini :



Gambar 2.1 Proses pelemahan intensitas sinar gamma oleh bahan dengan ketebalan x

2.2 Prinsip Kerja Sistem Tomografi Komputer Transmisi Generasi Pertama

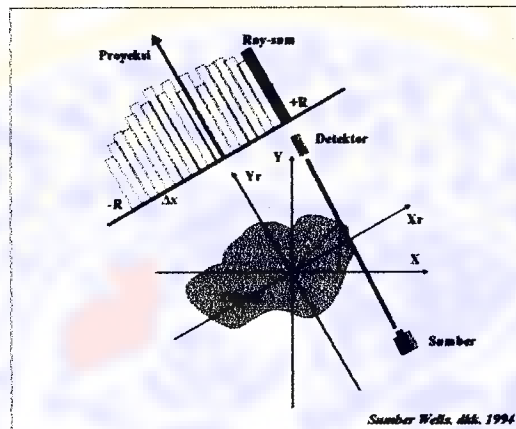
Perangkat CT-Scanner yang paling sederhana adalah CT generasi pertama karena memanfaatkan satu sumber dan satu detektor yang digerakkan sedemikian rupa sehingga akan didapatkan informasi yang lengkap. Radiasi yang terkolimasi dilewatkan pada obyek dan nilai pelemahannya diukur.

Setiap satu posisi sumber detektor diperoleh satu data intensitas yang tercacah oleh detektor, disebut *ray-sum*. Besaran *ray-sum* ini dapat dituliskan sebagai $P_{\phi}(x_r)$ (Wells, 1994) :

$$P_{\phi}(x_r) = \ln(I_0 / I_1) = \int_{I_{\phi}(x_r)} \mu(x, y) dx \quad (2.4)$$

dengan $\mu(x, y)$ adalah nilai koefisien pelemahan linear bahan pada koordinat (x, y) sepanjang garis lintasan sinar radiasi $L\phi(x_r)$. Kemudian sumber dan detektor digerakkan paralel (langkah translasi) sampai dengan akhir daerah pemayaran. Gambar 2.2 memperlihatkan prinsip pengambilan data (pemayaran, *scanning*) pada tomografi komputer generasi pertama. Jarak paralel setiap pengambilan data

translasi adalah Δx sepanjang $-R$ sampai R , dengan R adalah jejari daerah pemaparan.



Gambar 2.2 Proses pemaparan CT generasi pertama
(sumber : Wells, dkk, 1994)

Sekumpulan *ray-sum* yang dihasilkan dari gerak paralel dalam satu arah sudut pandang sumber-detektor didefinisikan sebagai satu proyeksi.

Setelah didapatkan dengan lengkap sekumpulan *ray-sum* untuk satu proyeksi, posisi sumber-detektor diubah sejauh $\Delta\phi$ (atau posisi obyek diputar sejauh $\Delta\phi$ tegak lurus terhadap posisi sumber-detektor). Hal ini dilakukan pada $\Delta\phi$ yang berjalan dari 0° sampai dengan 180° . Citra obyek didapatkan dengan melakukan rekonstruksi sekumpulan data *ray-sum* untuk keseluruhan posisi baik translasi maupun rotasi. Secara prinsip proses rekonstruksi merupakan proses *inversi* dari data proyeksi dilakukan dengan bantuan perangkat komputer. Untuk mendapatkan citra yang baik diperlukan suatu perangkat dengan tingkat sensitivitas yang bagus.

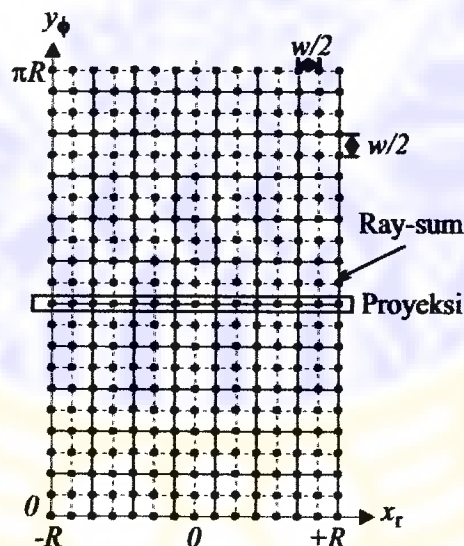
2.3 Metode Sampling

Proses *scanning* merupakan proses pengambilan (sampling) data. Dari proses *scanning* akan dihasilkan sejumlah *ray-sum* (N) dengan interval Δx_r sepanjang arah x_r , atau sebuah proyeksi, serta didapatkan sejumlah proyeksi (M) pada arah y_ϕ dengan interval rotasi $\Delta\phi$. Jumlah N *ray-sum* dan jumlah M proyeksi diberikan oleh persamaan :

$$N = \frac{2R}{\Delta x_r} \quad (2.5)$$

$$M = \frac{\pi}{\Delta\phi} \quad (2.6)$$

Untuk memperoleh pola sinogram yang paling mendekati obyek yang ditransformasikan, $\Delta\phi$ dan Δx tidak dapat dipilih sembarang (Suparta dkk, 2000). Pemilihan langkah translasi dan rotasi bergantung pada metode sampling yang digunakan. Pada penelitian ini digunakan metode sampling pola *square*.



Gambar 2.3 Representasi proyeksi obyek dalam ruang radon

Pada metode pola *square*, seperti gambar 2.2, disyaratkan :

$$\Delta y_r = \Delta x_r \quad (2.7)$$

dengan $\Delta x_r \leq \frac{w}{2}$ (2.8)

dari persamaan (2.5) dan persamaan (2.6) didapatkan hubungan M dan N:

$$M = \frac{\pi N}{2} \quad (2.9)$$

2.4 Metode Rekonstruksi

Proses rekonstruksi adalah proses *inversi* dari ruang sinogram (ruang radon) ke ruang citra (ruang cartesian).

Metode Transformasi

Metode rekonstruksi transformasi misalnya metode proyeksi balik penjumlahan proyeksi tersaring secara konvolusi. Proses rekonstruksi SCFBP pada dasarnya terdiri atas dua bagian, yaitu proyeksi balik (*inversi*) dari ruang sinogram (radon) ke ruang citra (cartesian) dan proses konvolusi oleh filter terhadap proyeksi, yang dilangsungkan sebelumnya. Secara analisis dapat dituliskan sebagai :

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} p'(x_r, \phi) d\phi \quad (2.10)$$

dengan :

$$p'(x_r, \phi) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(x'_r, \phi) h(x_r - x'_r) dx'_r = p(x'_r, \phi) * h(x_r - x'_r) \quad (2.11)$$

dengan $h(x_r)$ adalah filter pengkonvolusi. Bentuk diskret komputasional persamaan tersebut dapat dituliskan sebagai

$$\mu[i, j] = \Delta\phi \sum_{m=0}^{m=M-1} p'[i \cos(m\Delta\phi) + j \sin(m\Delta\phi), m] \quad (2.12)$$

$$p'[n, m] = \Delta x_r \sum_{n'=-N}^{n'+N} p[n', m] h[n - n'] \quad (2.13)$$

indeks piksel (i, j) menunjukkan posisi piksel pada daerah citra rekonstruksi dengan variasi $-1/2N < i, j < +1/2N$. Indeks *ray-sum* (n, m) menunjukkan indeks *ray-sum* ke- n dan proyeksi ke- m , dimana n bervariasi $-1/2N < n < +1/2N$ dan m bervariasi $0 < m < M-1$. Dalam kajian ini filter yang dipilih adalah filter konvolusi Hamming.

Secara diskriptif, proses rekonstruksi dapat diungkapkan sebagai berikut. Pertama setiap data proyeksi disaring (dikonvolusi) dengan filter Hamming. Selanjutnya proyeksi tersaring diproyeksi-balikkan ke ruang cartesan ke setiap piksel sebagai bentuk diskret citra.

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu

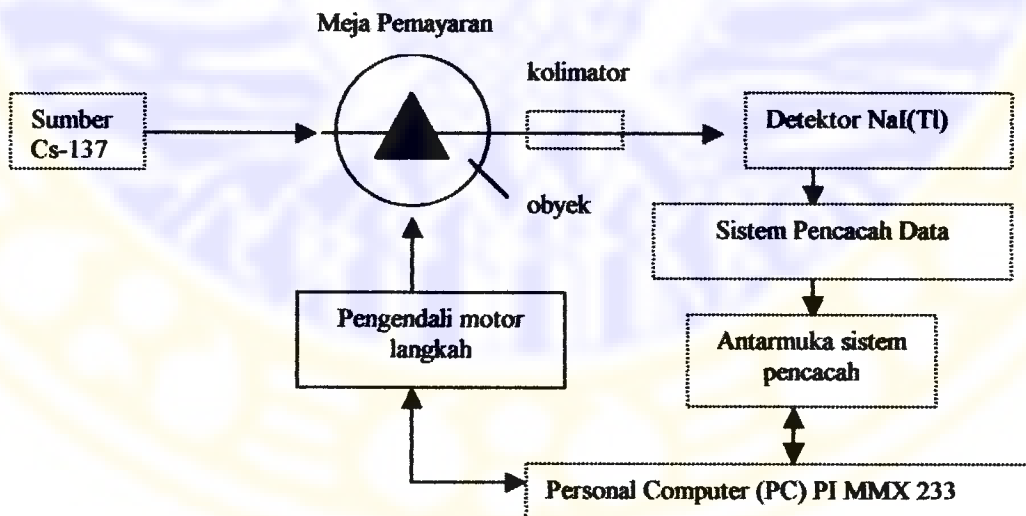
Penelitian ini dilakukan di laboratorium Radiasi jurusan Fisika FMIPA Universitas Airlangga. Penelitian ini dilaksanakan selama sebelas bulan, mulai bulan Februari 2005 sampai Januari 2006.

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 Alat Penelitian

Penelitian ini dilakukan secara eksperimen. Peralatan yang digunakan :

- a. Komputer Pribadi (PC) PI – MMX 233
- b. Sistem tomografi komputer translasi dan rotasi yang secara skematis sistem tersebut diperlihatkan pada gambar 3.1.



Gambar 3.1. Skematis sistem tomografi komputer translasi dan rotasi

Dan rangkaian set up alatnya ditampilkan pada gambar 3.2.



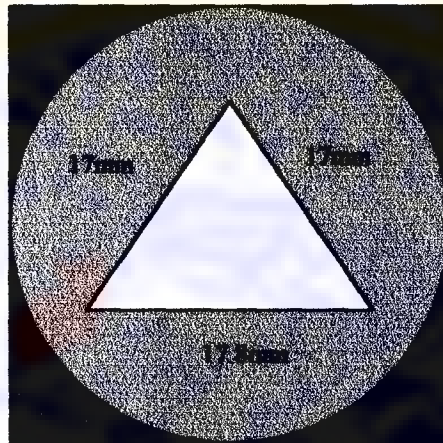
Gambar 3.2 Susunan alat yang digunakan dalam penelitian

3.2.2 Bahan Penelitian

Bahan yang digunakan pada penelitian ini adalah :

- a. Obyek berbentuk segitiga samakaki dari bahan kuningan
- b. Kolimator dengan lubang berdiameter 1 mm, 3 mm dan 5 mm dari bahan timbal

Obyek berbentuk segitiga samakaki diperlihatkan pada gambar 3.3, obyek berada pada lingkaran obyek dengan diameter 31 mm.

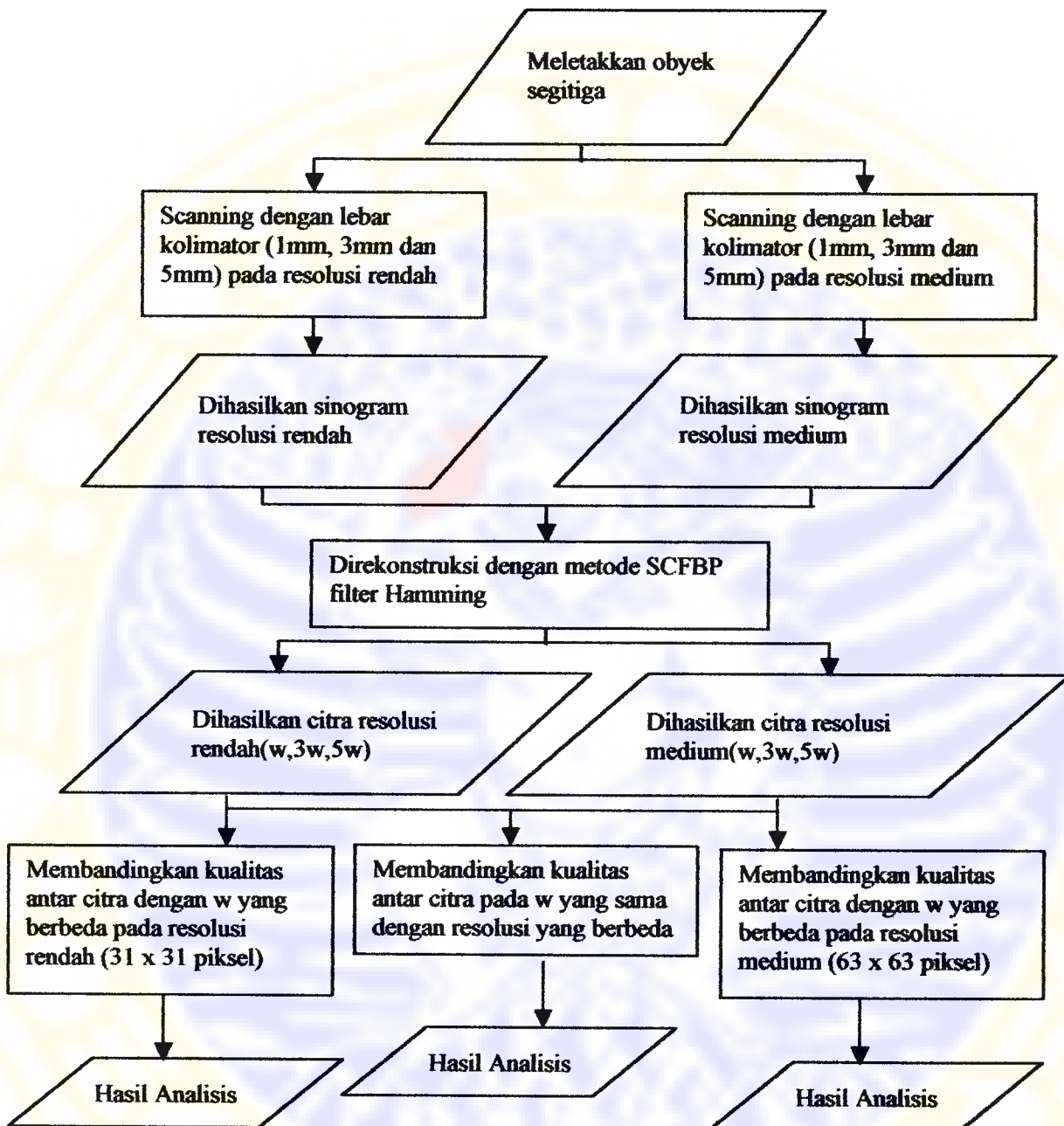


Gambar 3.3 Obyek segitiga samakaki dari bahan kuningan

3.3 Prosedur Penelitian

Penelitian ini dilakukan secara eksperimen. Proses eksperimen ini dapat digambarkan pada blok diagram gambar 3.4.

Proses eksperimen dimulai dari pengukuran spektrum radiasi gamma Cs-137 terlebih dahulu kemudian mencatat nomor kanal puncak energi gamma. Nomor kanal inilah yang menunjukkan energi sinar gamma yang selanjutnya akan digunakan pada proses *scanning*. Obyek yang digunakan pada eksperimen ini berupa segitiga samakaki dari bahan kuningan.



Gambar 3.4 Blok diagram proses penelitian

Sebelum dilakukan proses *scanning* ditentukan lebih dahulu posisi *centroid* untuk memastikan posisi sumber radiasi, obyek, kolimator dan detektor terletak pada satu garis lurus. Penentuan posisi *centroid* telah diimplementasikan dalam bentuk paket program yang telah dibuat. Penentuan posisi *centroid* dilakukan dengan dua kali pengambilan data proyeksi yang arah translasinya berlawanan. Pengambilan data yang pertama dilakukan pada arah translasi ke kanan dari $-R$ hingga R sejauh 31 piksel. Pengambilan data proyeksi kedua dilakukan pada arah translasi ke kiri dari R hingga $-R$ sejauh 31 piksel. Posisi dipastikan *centroid* bila kedua garis tersebut bertemu di satu titik dengan nilai cacahan yang paling rendah. Apabila posisi *centroid* telah diperoleh, maka posisi tersebut adalah titik tengah posisi obyek dalam lingkaran dan proses *scanning* dapat dilakukan. Hasil dari proses *scanning* berupa sinogram. Sinogram direkonstruksi menggunakan metode SCFBP dengan filter Hamming yang telah diimplementasikan dalam program CT Imager (Suparta, 1999) untuk menghasilkan citra rekonstruksi. Hasil proses rekonstruksi adalah citra hasil rekonstruksi. Citra hasil rekonstruksi ini merupakan representasi koefisien absorpsi obyek yang *discan* kemudian citra rekonstruksi tersebut dianalisis kualitasnya.

3.3.1 Proses Scanning

Langkah proses *scanning* adalah translasi rotasi yang menggunakan motor stepper yang telah dirancang dan dibangun oleh peneliti sebelumnya (Purnomo, 2006). Sebelum proses *scanning* dimulai, obyek berbentuk segitiga samakaki diletakkan pada meja pemayar. Setelah itu sinar gamma diarahkan ke

detektor. Selama proses *scanning* obyek digerakkan secara translasi dan rotasi sehingga dihasilkan data lengkap berupa sinogram. Langkah translasi dan rotasi mengikuti metode *sampling data*. Setelah melewati obyek, sinar gamma dilewatkan kolimator yang terletak di depan detektor. Kolimator ini berfungsi sebagai filter agar sinar yang masuk benar-benar lurus terhadap detektor. Lebar kolimator yang digunakan adalah 1 mm, 3 mm, dan 5 mm. Setelah radiasi sinar gamma melewati kolimator akan diterima oleh detektor NaI(Tl). Detektor ini berfungsi untuk mencatat intensitas radiasi yang memasukinya. Sumber, kolimator dan detektor dibuat tidak bergerak. Setelah melewati detektor NaI(Tl) ini, sinar gamma akan diteruskan ke SCA (*Single Channel Analyzer*). SCA berfungsi sebagai pemilah agar energi radiasi gamma tertentu saja yang akan diteruskan dan tercatat di *counter*.

Data proyeksi didapatkan setelah obyek mengalami proses *scanning* pada sudut tertentu. Posisi awal obyek menunjukkan bahwa obyek berada pada keadaan 0° . Obyek ditranslasikan dengan interval $\Delta x_r = 1$ mm pada resolusi rendah dan $\Delta x_r = 0,5$ mm pada resolusi medium dari $x_r = 0$ hingga $x_r = 31$ mm. Setelah didapatkan sekumpulan data intensitas pada satu proyeksi, kemudian obyek diputar dengan sudut $7,2^\circ$ untuk resolusi rendah dan $3,6^\circ$ untuk resolusi medium kemudian dilakukan *scanning* lagi sampai putaran obyek mencapai sudut 180° .

Semua data diambil pada :

- 1) Tegangan 600 volt
- 2) Waktu cacah = 5000 ms

- 3) Pergeseran translasi = 1 mm untuk resolusi rendah dan 0,5 untuk resolusi medium
- 4) Pergeseran rotasi = $7,2^\circ$ untuk resolusi rendah dan $3,6^\circ$ untuk resolusi medium

3.3.2 Proses Rekonstruksi

Setelah didapatkan sekumpulan data-data intensitas dalam berbagai posisi baik translasi maupun rotasi, maka data-data intensitas tersebut kemudian direkonstruksi dengan menggunakan program software metode rekonstruksi SCFBP CT Imager. Metode SCFBP adalah metode proyeksi balik penjumlahan proyeksi tersaring secara konvolusi. Proses rekonstruksi SCFBP pada dasarnya terdiri atas dua bagian, yaitu proyeksi balik (*inversi*) dari ruang sinogram ke ruang citra (*cartesian*) dan proses konvolusi oleh filter terhadap proyeksi, yang dilangsungkan sebelumnya. Citra rekonstruksi diperoleh setelah proses rekonstruksi data-data proyeksi selesai. Citra rekonstruksi yang secara relatif merupakan representasi koefisien pelemahan obyek yang digunakan.

3.4 Analisis Data

Data yang dihasilkan pada proses *scanning* berupa citra. Analisis citra hasil rekonstruksi dilakukan dengan cara membedakan kualitas antar citra hasil rekonstruksi dari data sampling dengan lebar kolimator yang bervariasi. Kualitas citra hasil rekonstruksi dibedakan terhadap citra referensi yang dibuat secara numerik dengan menggunakan program excel. Citra referensi dibuat dari rata-rata nilai numerik citra hasil rekonstruksi yang merupakan representasi nilai-nilai μ obyek. Nilai-nilai μ tersebut tidak dapat dipilih sembarang. Nilai-nilai μ citra

rekonstruksi dipilih berdasarkan letak dan ukuran obyek sesungguhnya. Penentuan letak diperoleh dengan memperhatikan nilai μ citra hasil rekonstruksi pada posisi piksel yang terdapat pada ruang *cartesian*. Penentuan ukuran diperoleh dengan cara mengukur obyek sesungguhnya yang digunakan sebagai acuan ukuran citra hasil rekonstruksi. Setelah nilai-nilai μ citra hasil rekonstruksi diperoleh kemudian merata-rata dan nilai μ rata-rata diltakkan kembali posisi piksel semula. Hasil nilai-nilai μ rata-rata merupakan citra referensi. Perbedaan secara visual dilakukan dengan melihat representasi profil garis horisontalnya. Perbedaan secara numerik dilakukan dengan menghitung *root mean square difference (rmsd)* yang mengukur kesamaan distribusi μ antar citra. Perumusan *rmsd* secara matematis dapat dinyatakan sebagai berikut :

$$rmsd = \frac{1}{\mu_{max}} \left[\sqrt{\frac{\sum_i \sum_j (\mu_{cit}[i, j] - \mu_{ref}[i, j])^2}{N'}} \right] \times 100\% \quad (3.1)$$

dengan :

$\mu_{cit}[i, j]$ = piksel citra pada koordinat $[i, j]$

$\mu_{ref}[i, j]$ = objek referensi pada koordinat $[i, j]$

Koordinat dibatasi sampai N' piksel yang terletak didalam obyek atau lingkaran citra (Herman, 1980; Suparta, 1999). Persamaan tersebut telah diimplementasikan dalam bentuk paket program (Nugroho dkk, 2002), dan dipakai dalam penelitian ini. Dengan program ini akan diperoleh profil garis horisontal dan nilai *rmsd* antar citra.

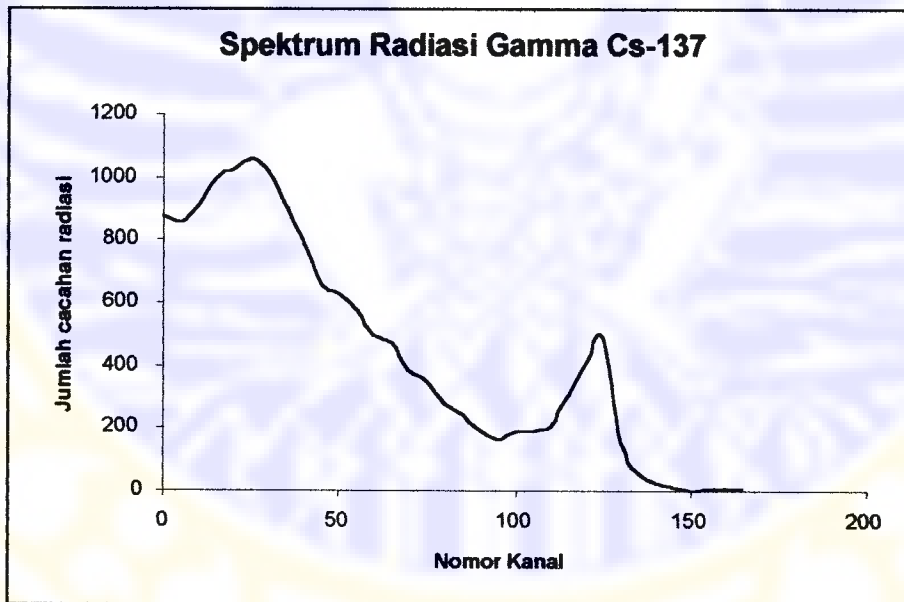
Profil garis horisontal didapatkan dengan membedakan antara citra hasil rekonstruksi dan citra referensi pada program komputer Image Comparator yang telah dibuat (Nugoho, 2002). Dalam program komputer Image Comparator akan ditampilkan dua grafik pada masing-masing lebar kolimator untuk resolusi tertentu. Kedua grafik tersebut menunjukkan nilai-nilai μ pada garis horisontal untuk citra hasil rekonstruksi dan hasil merata-rata citra rekonstruksi dengan obyek sesungguhnya yang merupakan representasi nilai-nilai μ citra hasil rekonstruksi pada garis horisontal untuk citra referensi. Setelah itu mengamati kedua grafik tersebut dan memilih satu posisi garis horisontal yang menunjukkan kedua grafik tersebut paling beda. Data-data satu posisi horisontal untuk citra hasil rekonstruksi dan citra referensi dengan lebar kolimator yang berbeda pada resolusi tertentu yang telah diperoleh, diolah dengan program excel yang kemudian ditampilkan dalam grafik profil garis horisontal.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Pengukuran Spektrum Gamma

Proses eksperimen dimulai dengan membuat spektrum radiasi gamma Cs-137. Spektrum ini diperoleh dengan memplot grafik antara nomor kanal dan jumlah cacahan radiasi, seperti diperlihatkan pada gambar 4.1. Dari spektrum tersebut dapat ditunjukkan bahwa energi puncak Cs-137 terletak pada nomor kanal 115. Nomor kanal inilah yang menunjukkan energi berkas gamma. Data energi puncak spektrum radiasi gamma Cs-137 ditunjukkan pada lampiran I.



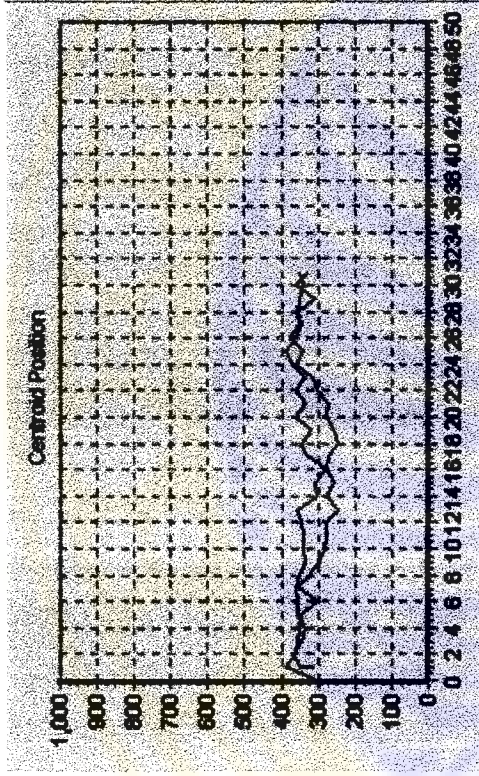
Gambar 4.1 Spektrum radiasi gamma Cs-137

4.2 Hasil Proses Scanning

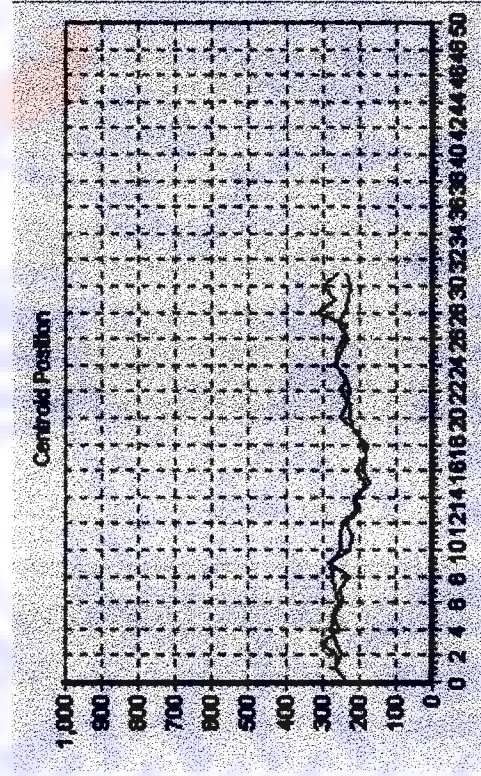
Proses scanning dilakukan dengan dua variasi resolusi yaitu resolusi rendah (31 x 31 piksel) dan resolusi medium (63 x 63 piksel). Untuk setiap resolusi digunakan lebar kolimator 1 mm, 3 mm dan 5 mm.

Sebelum dilakukan proses *scanning* ditentukan lebih dahulu posisi *centroid* untuk memastikan posisi sumber radiasi, obyek, kolimator dan detektor terletak pada satu garis lurus. Penentuan posisi *centroid* telah diimplementasikan dalam bentuk paket program yang telah dibuat. Penentuan posisi *centroid* dilakukan dengan dua kali pengambilan data proyeksi yang arahnya berlawanan. Apabila posisi *centroid* telah diperoleh maka posisi tersebut adalah titik tengah posisi obyek dalam lingkaran, seperti gambar 4.2 (b).

Setelah posisi *centroid* diperoleh, proses *scanning* dapat dilakukan. Hasil proses *scanning* untuk keseluruhan posisi baik translasi maupun rotasi adalah sekumpulan data intensitas radiasi. Data intensitas tersebut ditampilkan dalam bentuk citra *grey level* yang disebut dengan sinogram intensitas yang diperlihatkan pada gambar 4.3 dan 4.4. Data numerik intensitas tersebut ditampilkan pada lampiran II.



4.2(a) Posisi belum centroid

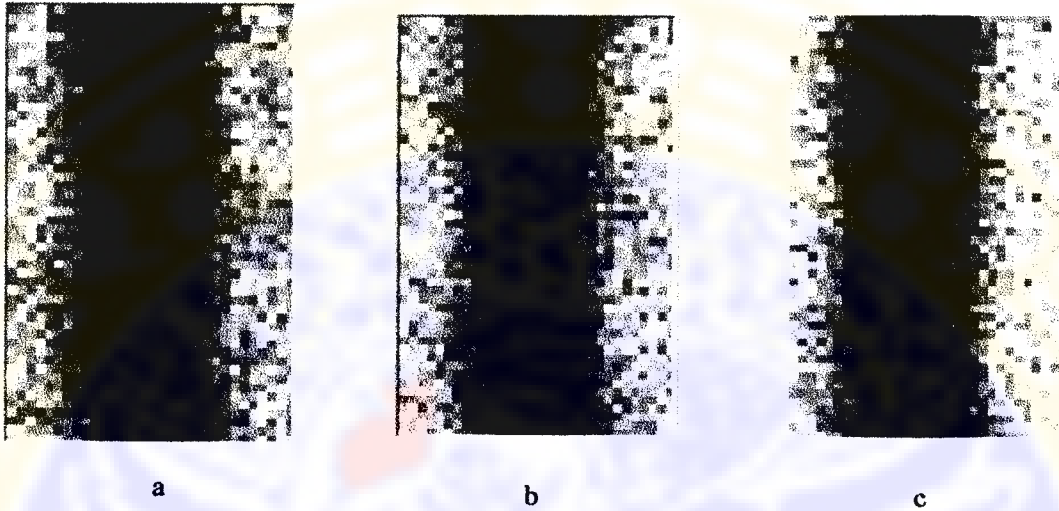


4.2(b) Posisi centroid

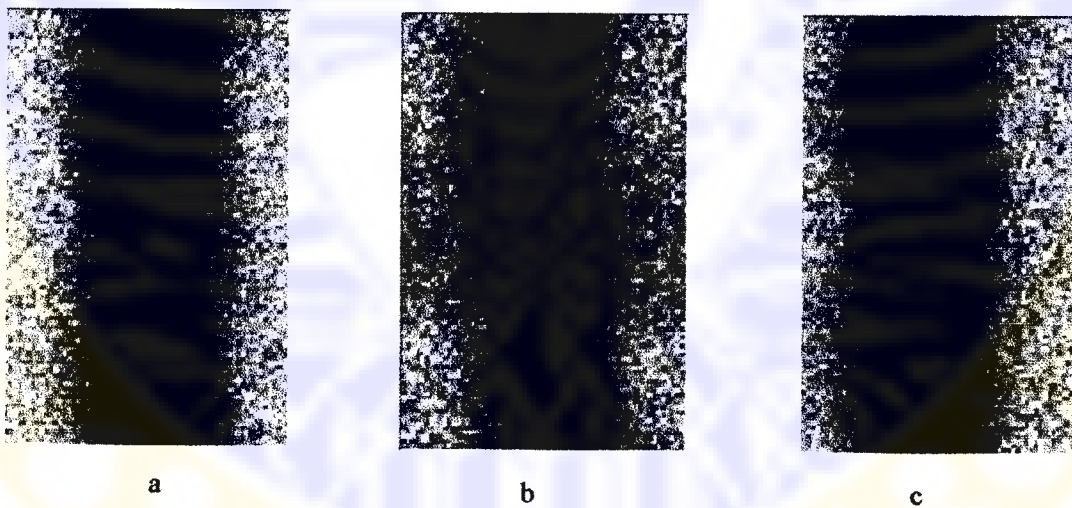
Keterangan :

— Bergerak ke kanan

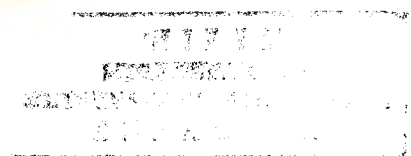
— Bergerak ke kiri



Gambar 4.3 Sinogram resolusi rendah dengan lebar kolimator
a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm

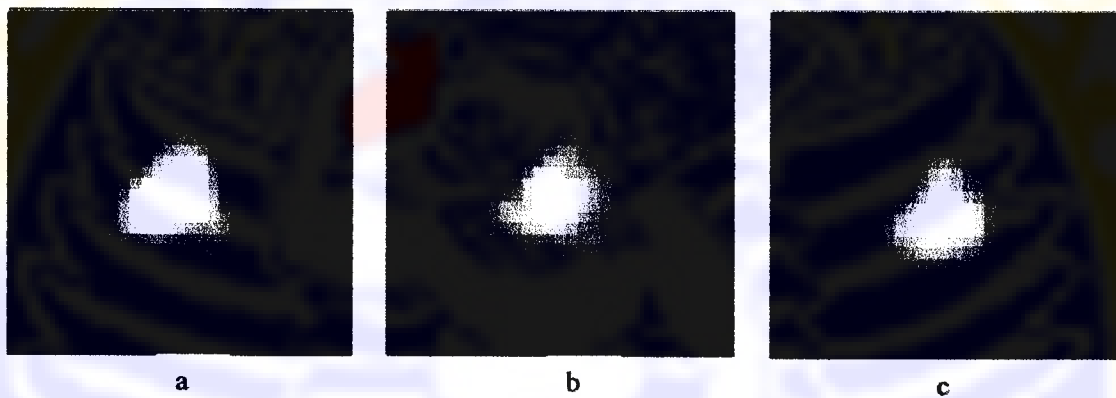


Gambar 4.4 Sinogram resolusi medium dengan lebar kolimator
a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm

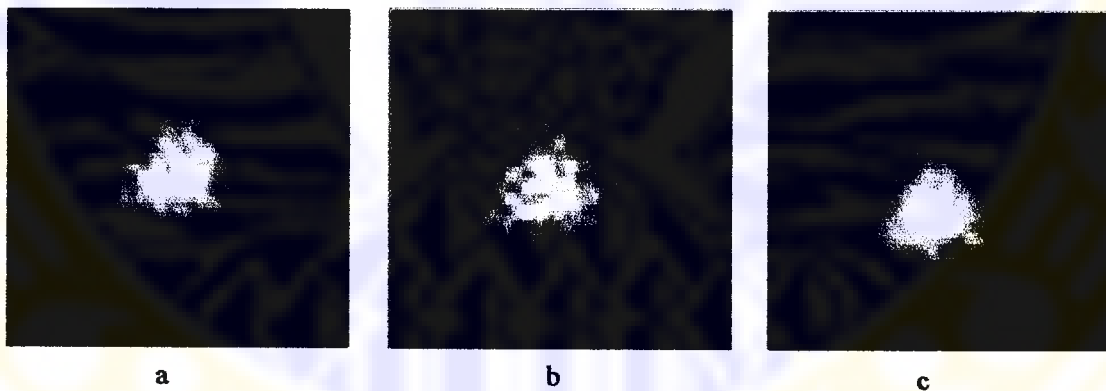


4.3 Citra Hasil Rekonstruksi

Sinogram intensitas hasil proses *scanning* pada gambar 4.3 dan 4.4 diubah menjadi sinogram *ray-sum* dengan persamaan 2.4. Sinogram *ray-sum* direkonstruksi untuk menghasilkan citra. Citra hasil rekonstruksi yang diperoleh merupakan nilai koefisien pelemahan linear.



Gambar 4.5 Citra hasil rekontruksi resolusi rendah dengan lebar kolimator
a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm



Gambar 4.6 Citra hasil rekontruksi resolusi medium dengan lebar kolimator
a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm

Proses rekonstruksi pada penelitian ini menggunakan metode SCFBP yang telah diimplementasikan dalam program CT Imager. Citra hasil rekonstruksi tersebut merupakan nilai koefisien pelemahan linear yang ditampilkan dalam *gray level* pada gambar 4.5 dan 4.6.

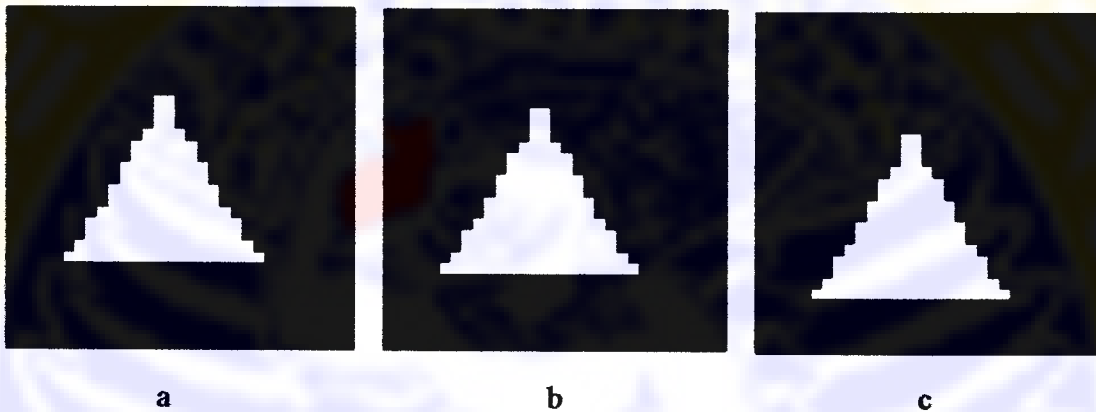
4.4 Analisis Kualitas Citra dan Pembahasan

Citra yang dihasilkan dianalisis dengan cara membedakan citra hasil rekonstruksi terhadap citra referensi. Citra referensi dibuat secara numerik dari program excel. Citra referensi ini didapat dari nilai rata-rata citra hasil rekonstruksi dengan obyek sesungguhnya yang merupakan representasi nilai-nilai μ citra hasil rekonstruksi. Citra referensi tersebut diperlihatkan gambar 4.7 dan 4.8. Data nilai-nilai μ citra hasil rekonstruksi ditunjukkan pada lampiran III.

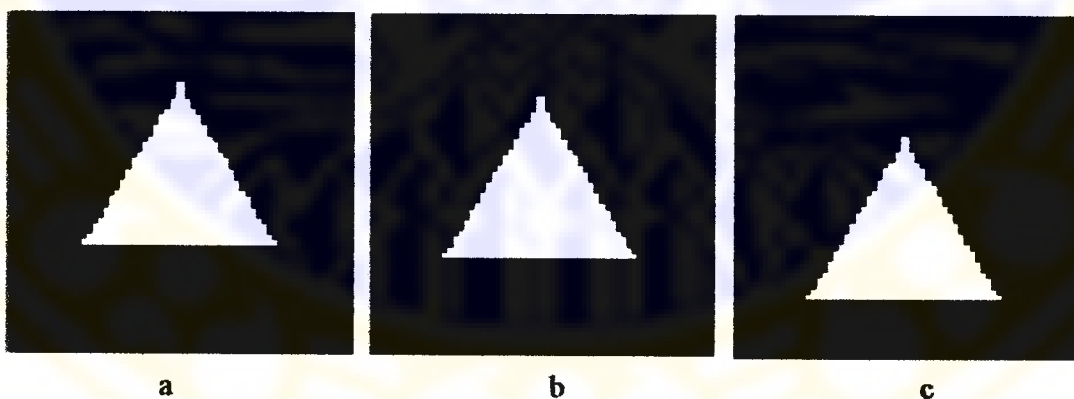
Pembedaan secara visual dilakukan dengan melihat secara langsung citra-citra hasil rekonstruksi pada gambar 4.5 dan 4.6 untuk lebar kolimator yang sama. Hasil pembedaan menunjukkan bahwa citra hasil rekonstruksi untuk lebar kolimator yang sama pada resolusi medium mendekati obyek sesungguhnya dibandingkan dengan pada resolusi rendah.

Hasil pembedaan profil garis horisontal antara citra referensi dan citra hasil rekonstruksi pada kolimator yang berbeda diperlihatkan pada gambar 4.9(a) dan 4.9(b). Data numerik profil garis horisontal ditunjukkan pada lampiran IV. Hasil pembedaan tersebut terlihat bahwa profil citra hasil rekonstruksi dengan lebar

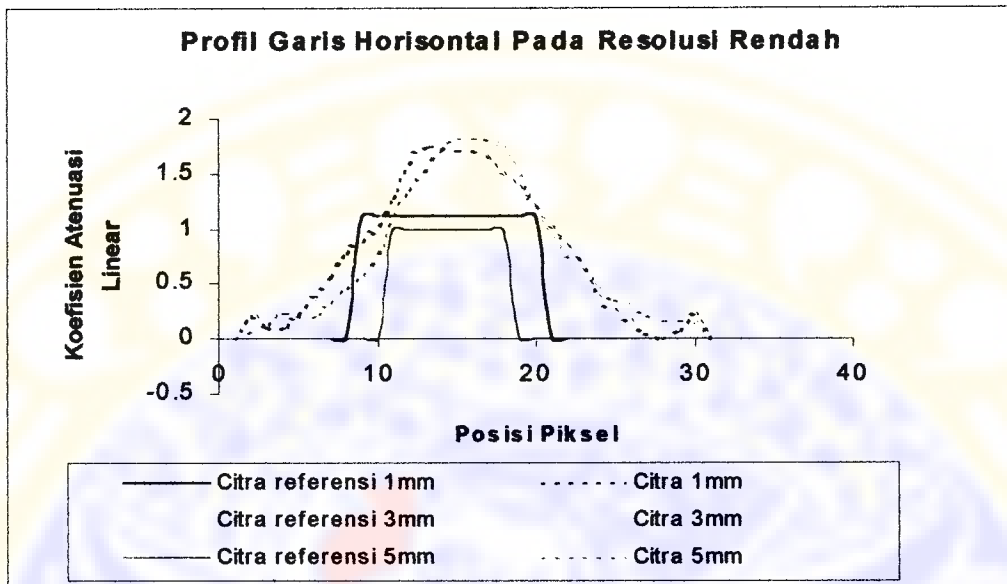
kolimator 1 mm lebih berimpit dengan citra referensi dibandingkan dengan citra hasil rekonstruksi dengan lebar kolimator 3 mm dan 5 mm. Hal ini menunjukkan bahwa citra hasil rekonstruksi dengan lebar kolimator 1mm relatif lebih baik dibandingkan dengan lebar kolimator 3mm dan 5mm.



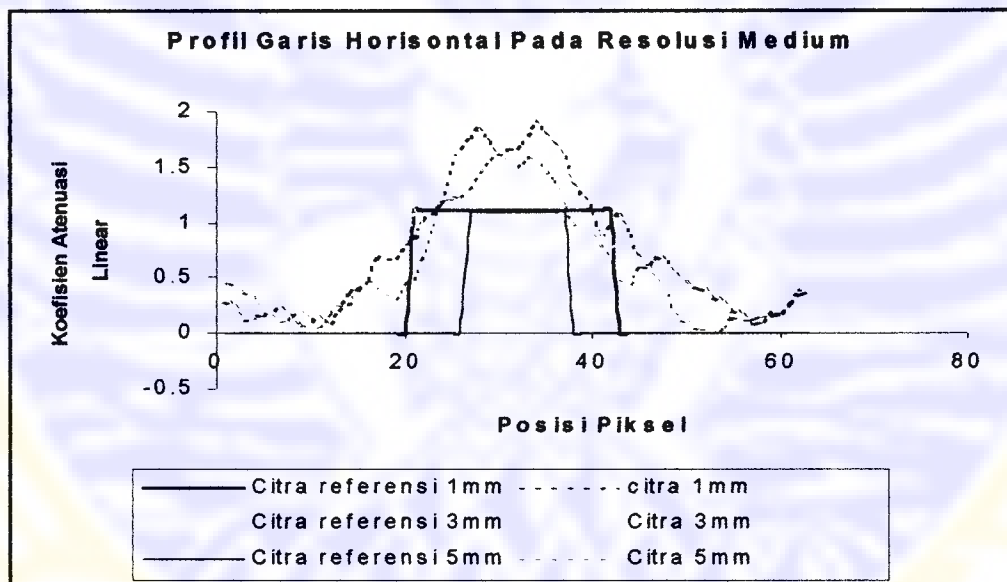
Gambar 4.7 Citra referensi resolusi rendah dengan lebar kolimator
a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm



Gambar 4.8 Citra referensi resolusi medium dengan lebar kolimator
a. 1 mm b. 3 mm c. 5 mm



Gambar 4.9(a) Profil garis horizontal pada resolusi rendah dengan lebar kolimator yang berbeda



Gambar 4.9(b) Profil garis horizontal pada resolusi medium dengan lebar kolimator yang berbeda

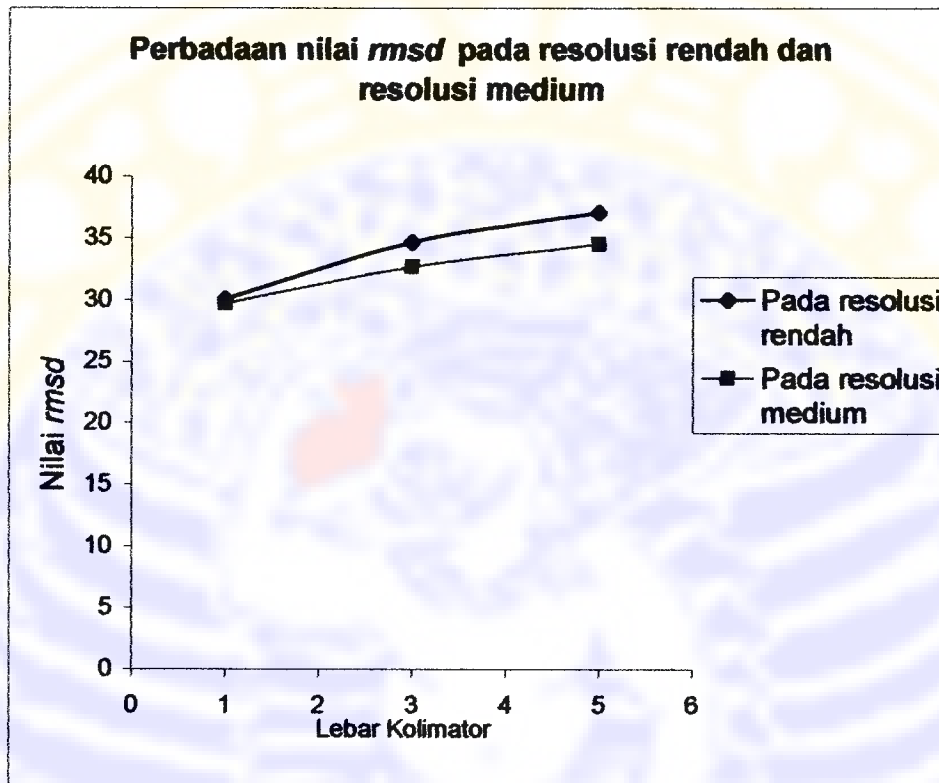
Pembedaan secara numerik dilakukan dengan menghitung nilai *rmsd* antar citra hasil rekonstruksi terhadap citra referensi. Hasil pembedaan tersebut diperlihatkan pada tabel 4.1.

Tabel 4.1 Hasil pembedaan secara numerik antar citra hasil rekonstruksi pada resolusi yang bersesuaian dengan lebar kolimator yang berbeda.

Resolusi	Nilai <i>rmsd</i> (%) pada lebar kolimator		
	1 mm	3 mm	5 mm
Rendah	30,048	34,687	37,09
Medium	29,707	32,663	34,556

Tabel 4.1 dapat ditampilkan dalam bentuk grafik antara lebar kolimator terhadap nilai *rmsd*. Grafik tersebut diperlihatkan pada gambar 4.10. Pada gambar 4.10 tersebut terlihat bahwa citra hasil rekonstruksi pada resolusi rendah memiliki nilai *rmsd* lebih besar jika dibandingkan dengan nilai *rmsd* citra hasil rekonstruksi pada resolusi medium. Hal ini menunjukkan bahwa kualitas citra hasil rekonstruksi pada resolusi medium relatif lebih baik dibandingkan dengan resolusi rendah.

Tabel 4.1 menunjukkan bahwa citra hasil rekonstruksi baik pada resolusi rendah maupun medium, nilai *rmsd* cenderung meningkat seiring dengan bertambahnya lebar kolimator. Hal ini menunjukkan bahwa kualitas citra hasil rekonstruksi pada lebar kolimator 1mm relatif lebih baik dibandingkan dengan lebar kolimator 3mm dan 5mm.



Gambar 4.10 Nilai *rmsd* pada resolusi rendah dan medium

Pada penelitian ini tidak dilakukan *scanning* pada resolusi high. Karena waktu yang digunakan untuk *scanning* resolusi high jauh lebih lama dibandingkan dengan *scanning* pada resolusi rendah dan medium. Sehingga dengan lamanya waktu pengambilan data tersebut, kestabilan listrik pada PLN tidak bisa terjaga, yang menyebabkan data intensitas mengalami perubahan yang cukup besar dan berpengaruh pada kualitas citra hasil rekonstruksi (Purnomo, 2006).

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan analisis data dan pembahasan pada penelitian ini, dapat disimpulkan bahwa :

1. Kualitas antar citra hasil rekonstruksi dari data samping dengan lebar kolimator yang berbeda untuk resolusi rendah maupun medium pada lebar kolimator 1 mm mempunyai kualitas citra yang cenderung relatif lebih baik dibandingkan dengan kualitas citra hasil rekonstruksi dengan lebar kolimator 3 mm dan 5 mm.
2. Kualitas antar citra hasil rekonstruksi dari data samping dengan lebar kolimator sama pada resolusi medium cenderung lebih baik dibandingkan dengan resolusi rendah.
3. Dengan memperlebar kolimator belum dihasilkan kualitas citra hasil rekonstruksi yang optimal.

5.2 Saran

Pada penelitian ini tidak dilakukan *scanning* pada resolusi high dan proses rekonstruksi hanya dibatasi menggunakan metode SCFBP sehingga kualitas citra hasil rekonstruksi yang dihasilkan belum optimal. Oleh karena itu perlu dilakukan

penelitian lebih lanjut untuk melakukan *scanning* pada resolusi haigh dan menggunakan metode rekonstruksi yang lain pada lebar kolimator yang berbeda.

DAFTAR PUSTAKA

- Herman, G.T., 1980, *The Fundamental of Computed Tomography*, Academic Press, New York.
- Mueller, K., 1998, *Fast and Accurate three Dimensional Reconstruction from Cone – Beam Projection data Using Algebraic Methods*. Ph. D Tesis, Ohio State University.
- Nugroho, W., dan Gede B.S., 2002, *Aplication Software for Computed Tomography Image Comparison*, Presented on Seminar Dies Natalies 47th FMIPA-Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.
- Purnomo, W H., 2006, *Rancang Bangun Sistem Tomografi Komputer Translasi Rotasi*, Skripsi S-1 Universitas Airlangga, Surabaya.
- Suparta, 1999, *Focussing Computed Tomography Scanner*, Thesis Submitted for The Degree of Doctor of Philosophy, Department of Physics Monash University, Australia.
- Suparta, G.B Kusminarto, 1989, *Teknik Rekonstruksi Citra Tomografi Secara Aljabar*, Prosiding SFN. XII – HFI, Yogyakarta, 477 – 483.
- Suparta, G.B Kusminarto dan W. Nugroho, 2000, *Perangkat Tomografi Untuk Laboratorium*, Laporan DIKS-UGM, Yogyakarta.
- Sutopo, L., 2004, *Pembuatan Simulasi Sistem Tomografi Komputer Generasi Pertama dengan Intensitas Sumber Radiasi Datang Konstan dan Berfluktuatif*, Skripsi S-1 Universitas Airlangga, Surabaya.
- Wells, P., J. Davis and M. Morgan, 1993, *Industrial Non – Destructive Testing and Evaluation Using Computed Tomography*, Presented at WTIA / INDT, Fabcon / Fabtair, Wollonging, NSW.
- Wells, P., J Davis and M. Morgan, 1994. *Computed Tomography*. Material Forum. Vol. 18, 111 – 113.

LAMPIRAN I**Data Energi Puncak Spektrum Radiasi Gamma Cs-137**

Nomor Kanal	Jumlah Cacahan Radiasi
0	875
5	857
10	909
15	999
20	1024
25	1060
30	1014
35	900
40	798
45	653
50	628
55	577
60	497
65	473
70	386
75	352
80	281
85	244
90	198
95	164
100	187
105	265
110	405
115	488
120	413
125	291
130	155
135	64
140	23
145	12
150	3
155	4
160	6
165	5

Data Numerik Intensitas Pada *Scanning* Resolusi rendah 1 mm

50 31

263	276	282	311	285	269	260	252	218	221	198	178	180	141	142	147	177	182	195	201	229	256	231	283	263	307	306	325	297	273	275	
284	291	297	306	258	247	245	220	251	214	214	173	178	168	155	139	145	145	145	175	206	208	245	255	259	301	307	316	319	299	286	
290	328	286	301	250	262	256	230	220	195	208	172	148	150	156	156	151	188	204	230	233	239	283	266	284	252	292	260	284	271	294	
297	311	319	300	291	299	252	260	293	238	197	182	178	166	144	145	144	154	185	169	200	238	288	256	257	262	316	307	304	278	312	
284	287	281	303	250	259	270	240	177	244	180	163	159	170	161	145	152	159	176	212	285	260	278	286	300	298	296	277	259	326	292	
277	301	307	294	257	266	257	243	242	210	221	181	184	167	168	155	154	159	171	217	236	216	297	301	298	301	296	304	296	306	308	
291	310	287	291	270	237	211	249	239	231	180	201	163	137	154	158	162	152	189	231	247	283	279	304	263	293	298	277	291	294	319	
288	274	272	295	266	274	241	248	228	237	225	173	178	186	168	167	137	144	204	202	238	233	240	268	305	307	273	265	287	291	271	
310	304	274	297	299	282	260	217	231	197	176	178	154	165	134	151	148	188	188	219	234	245	266	290	312	307	308	284	273	290	305	
284	288	285	272	264	291	273	269	226	228	196	183	184	164	182	162	158	168	177	190	205	233	250	287	270	297	281	279	275	327	282	
269	286	275	275	281	284	218	221	215	198	187	174	174	173	147	156	149	178	171	204	239	221	287	298	313	273	298	253	285	291	291	
260	334	266	314	265	271	265	228	235	201	192	192	186	147	163	152	152	150	161	207	212	257	260	281	280	293	297	283	285	277	279	
269	274	281	296	268	272	226	221	211	202	196	160	163	162	173	148	177	180	194	220	238	238	246	274	273	284	283	317	281	300	300	
270	323	289	299	263	282	250	263	218	200	172	153	177	198	143	146	155	155	175	190	223	242	218	284	289	313	293	288	281	262	290	
311	298	320	263	281	263	246	225	212	218	156	163	157	139	183	186	180	206	199	198	214	267	237	277	313	327	296	302	292	296	296	
282	336	308	305	285	275	270	236	214	199	210	181	187	157	158	176	159	178	207	216	236	221	242	252	270	289	308	287	270	307	280	
273	286	308	288	253	267	258	209	200	197	171	178	157	155	177	173	160	190	196	216	226	254	266	281	317	306	298	289	311	289	309	
282	268	263	270	281	282	262	263	232	224	196	157	173	154	152	167	163	172	193	210	214	261	272	288	290	308	288	314	302	293	301	
284	303	300	305	284	284	285	260	226	186	185	153	179	134	158	147	156	176	182	193	223	251	240	250	299	259	305	254	300	290	308	
264	287	278	330	284	284	258	253	193	196	158	169	174	133	147	172	174	212	211	221	228	260	267	285	263	271	290	284	315	290	274	
311	266	260	338	292	268	281	267	235	213	178	162	155	132	151	163	170	169	198	174	227	225	261	282	291	277	279	287	292	291	294	
285	302	307	291	285	271	254	201	212	179	182	163	129	132	172	174	174	186	204	223	237	218	251	283	286	277	263	282	271	256	287	
285	317	315	298	265	269	263	244	191	193	174	134	140	158	174	178	191	190	202	200	216	227	265	274	276	268	273	279	281	282	262	
280	292	310	269	263	278	270	268	228	199	180	154	180	169	137	150	157	181	184	201	241	234	247	242	269	284	285	286	291	278	278	
283	283	314	267	295	235	263	216	226	188	146	165	133	140	138	160	165	194	190	199	230	240	290	292	282	284	299	281	268	291	294	
289	299	276	308	285	274	280	240	237	196	188	168	184	154	133	155	166	179	185	204	209	225	262	247	249	264	285	302	283	289	283	
297	297	299	271	278	235	246	278	221	196	179	154	143	142	150	151	167	183	193	230	230	265	287	269	281	272	280	276	286	307	283	
297	266	268	277	229	312	279	245	228	207	183	158	150	150	151	148	156	158	179	193	228	244	251	273	286	294	292	281	279	288	280	
272	311	298	282	256	236	273	241	230	216	163	162	156	131	156	124	159	166	202	210	229	210	278	268	269	310	305	299	291	312	288	
284	270	271	268	277	271	254	262	205	214	208	178	151	135	164	150	149	159	177	187	239	210	279	262	293	305	297	313	304	301	273	
303	285	270	294	267	284	255	203	218	214	193	163	133	133	156	133	171	162	201	202	239	264	266	269	322	307	298	301	277	290	284	
274	272	299	288	267	290	268	233	206	202	196	185	176	149	147	141	157	178	181	208	208	258	260	254	279	278	262	315	278	284	287	
274	303	285	280	265	239	256	225	220	195	195	161	173	150	136	142	150	169	172	227	231	243	254	264	320	297	298	291	297	310	284	
284	307	266	298	272	239	278	245	243	208	210	212	191	135	141	137	148	154	180	209	231	235	241	285	295	262	284	268	313	284	290	
283	281	263	294	247	249	288	231	226	196	175	190	166	162	134	129	136	169	169	220	242	239	265	291	297	282	304	333	288	277	314	
288	282	263	270	295	273	245	239	213	213	221	202	159	171	147	125	138	154	163	192	220	247	278	286	296	263	288	318	333	300	308	
276	284	288	316	264	246	246	230	220	195	194	186	174	143	144	127	142	147	198	215	257	272	268	287	315	260	284	309	272	297	297	
291	286	276	300	262	268	266	247	222	213	185	218	169	166	161	163	135	163	169	177	205	235	259	284	281	288	270	285	301	287	287	
285	312	279	283	230	273	252	250	210	183	196	210	165	141	145	149	157	161	178	220	234	271	295	250	261	269	266	286	286	283	273	294

Data Koefisien Pelemahan linear Citra hasil Rekonstruksi Pada Resolusi Rendah 3mm

31 31

Table with 31 columns and 31 rows of numerical data, representing linear attenuation coefficients. The values range from 0 to 1.15. The table is a lower triangular matrix where the diagonal elements are all 0.

37

Data Koefisien Pemahaman linear Citra hasil Rekonstruksi Pada Resolusi Medium 1mm

Table with 10 columns and 100 rows of numerical data, likely representing coefficients for image reconstruction at a medium resolution of 1mm.

0.42	0.457	0.478	0.487	0.623	0.752	0.583	0.523	0.567	0.505	0.482	0.435	0.341	0.223	0.056	0.085	0.174	0.125	0.136	0.287	0.283	0.135	0.159	0.312	0.273	0.239	0.306	0
0.342	0.396	0.453	0.466	0.634	0.644	0.433	0.342	0.374	0.393	0.442	0.441	0.422	0.253	0.029	0.082	0.212	0.165	0.148	0.305	0.229	0.034	0.103	0.305	0.382	0.37	0	0
0.401	0.352	0.293	0.335	0.312	0.392	0.44	0.354	0.315	0.363	0.403	0.416	0.282	0.362	0.446	0.361	0.158	0.111	0.235	0.251	0.212	0.156	0.132	0.165	0.231	0.364	0.481	0.452
0.31	0.237	0.182	0.164	0.127	0.187	0.233	0.286	0.282	0.394	0.365	0.233	0.245	0.321	0.287	0.153	0.027	0.115	0.06	0.082	0.2	0.246	0.174	0	0	0	0	0
0.153	0.082	0.104	0.216	0.199	0.112	0.181	0.28	0.235	0.185	0.216	0.187	0.118	0.242	0.12	0	0.057	0.12	0.083	0.106	0.224	0.319	0.227	0	0	0	0	0
0.138	0.157	0.244	0.35	0.189	0	0.085	0.303	0.277	0.082	0.015	0	0.002	0.114	0.185	0.166	0.024	0.069	0.171	0.158	0.208	0.366	0.46	0	0	0	0	0
0.203	0.258	0.341	0.349	0.083	0	0	0.325	0.351	0.14	0	0	0.016	0.085	0.234	0.211	0.154	0.136	0.183	0.171	0.229	0.353	0	0	0	0	0	0
0.231	0.25	0.285	0.348	0.199	0	0	0.204	0.283	0.123	0.019	0.126	0.133	0.121	0.184	0.256	0.21	0.234	0.178	0.219	0.217	0	0	0	0	0	0	0
0.244	0.14	0.172	0.31	0.283	0.082	0.008	0.121	0.151	0.084	0.123	0.176	0.171	0.143	0.216	0.23	0.206	0.203	0.286	0.246	0	0	0	0	0	0	0	0
0.156	0	0.06	0.171	0.145	0.081	0.033	0.073	0.086	0.046	0.066	0.128	0.125	0.218	0.274	0.188	0.079	0.253	0.341	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0.138	0.042	0.101	0.162	0.071	0.087	0.113	0.072	0.029	0.018	0.045	0.065	0.161	0.233	0.257	0.135	0.129	0.26	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0.032	0.162	0.316	0.254	0.189	0.13	0.189	0.154	0.078	0.087	0.159	0.143	0.145	0.236	0.304	0.278	0.278	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0.118	0.338	0.288	0.08	0.057	0.169	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0.189	0
0	0.086	0.167	0.101	0	0	0	0.076	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0.186	0
0.196	0.027	0.025	0.068	0.043	0.097	0.124	0.147	0.136	0.177	0.33	0.367	0.342	0.311	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0.211	0.023	0.011	0.169	0.226	0.182	0.226	0.236	0.16	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0.183	0.134	0.204	0.332	0.28	0.199	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

LAMPIRAN IV**Data Profil Garis Horizontal Pada Resolusi Rendah**

Posisi Piksel	Koefisien Pelemahan Linear					
	Citra referensi 1mm	Citra rekonstruksi 1mm	Citra referensi 3mm	Citra rekonstruksi 3mm	Citra referensi 5mm	Citra rekonstruksi 5mm
1	0	0	0	0	0	0
2	0	0.205	0	0.157	0	0.049
3	0	0.118	0	0.141	0	0.127
4	0	0.089	0	0.212	0	0.245
5	0	0.211	0	0.315	0	0.224
6	0	0.357	0	0.371	0	0.208
7	0	0.554	0	0.391	0	0.319
8	0	0.769	0	0.566	0	0.459
9	1.11854	0.883	0	0.83	0	0.582
10	1.11854	1.027	0.97289	1.1	0	0.779
11	1.11854	1.283	0.97289	1.248	0.99273	1.111
12	1.11854	1.579	0.97289	1.345	0.99273	1.352
13	1.11854	1.731	0.97289	1.405	0.99273	1.521
14	1.11854	1.73	0.97289	1.504	0.99273	1.717
15	1.11854	1.711	0.97289	1.611	0.99273	1.821
16	1.11854	1.716	0.97289	1.599	0.99273	1.815
17	1.11854	1.64	0.97289	1.431	0.99273	1.822
18	1.11854	1.502	0.97289	1.254	0.99273	1.736
19	1.11854	1.362	0.97289	1.146	0	1.473
20	1.11854	1.198	0	1.018	0	1.178
21	0	1.002	0	0.825	0	0.915
22	0	0.822	0	0.675	0	0.752
23	0	0.622	0	0.602	0	0.629
24	0	0.39	0	0.465	0	0.46
25	0	0.26	0	0.322	0	0.368
26	0	0.163	0	0.179	0	0.324
27	0	0.066	0	0.124	0	0.212
28	0	0.01	0	0.118	0	0.167
29	0	0.068	0	0.11	0	0.172
30	0	0.217	0	0.094	0	0.154
31	0	0	0	0	0	0

Data Profil Garis Horizontal Pada Resolusi Medium

Posisi Piksel	Koefisien Pelemahan Linear					
	Citra referensi	Citra rekonstruksi	Citra referensi	Citra rekonstruksi	Citra referensi	Citra rekonstruksi
	1mm	1mm	3mm	3mm	5mm	5mm
1	0	0.291	0	0.317	0	0.448
2	0	0.243	0	0.378	0	0.437
3	0	0.117	0	0.293	0	0.379
4	0	0.138	0	0.121	0	0.317
5	0	0.148	0	0.128	0	0.226
6	0	0.213	0	0.278	0	0.139
7	0	0.229	0	0.251	0	0.096
8	0	0.151	0	0.092	0	0.147
9	0	0.073	0	0.038	0	0.182
10	0	0.103	0	0.16	0	0.121
11	0	0.135	0	0.273	0	0.06
12	0	0.09	0	0.308	0	0.18
13	0	0.21	0	0.367	0	0.261
14	0	0.377	0	0.429	0	0.248
15	0	0.385	0	0.631	0	0.409
16	0	0.492	0	0.711	0	0.47
17	0	0.679	0	0.771	0	0.4
18	0	0.681	0	0.781	0	0.323
19	0	0.682	0	0.724	0	0.307
20	0	0.805	0	0.832	0	0.449
21	1.10681	0.856	0	1.106	0	0.492
22	1.10681	1.035	1.06084	1.363	0	0.678
23	1.10681	1.054	1.06084	1.398	0	0.98
24	1.10681	1.182	1.06084	1.334	0	1.174
25	1.10681	1.532	1.06084	1.297	0	1.214
26	1.10681	1.658	1.06084	1.444	0	1.234
27	1.10681	1.772	1.06084	1.503	1.08984	1.304
28	1.10681	1.831	1.06084	1.495	1.08984	1.45
29	1.10681	1.72	1.06084	1.627	1.08984	1.561
30	1.10681	1.621	1.06084	1.62	1.08984	1.602
31	1.10681	1.662	1.06084	1.487	1.08984	1.537
32	1.10681	1.665	1.06084	1.554	1.08984	1.499
33	1.10681	1.779	1.06084	1.624	1.08984	1.587

34	1.10681	1.893	1.06084	1.44	1.08984	1.568
35	1.10681	1.777	1.06084	1.103	1.08984	1.438
36	1.10681	1.698	1.06084	1.066	1.08984	1.369
37	1.10681	1.583	1.06084	1.163	1.08984	1.126
38	1.10681	1.331	1.06084	1.018	0	0.975
39	1.10681	1.204	1.06084	0.816	0	0.939
40	1.10681	1.072	1.06084	0.593	0	0.871
41	1.10681	0.9	1.06084	0.597	0	0.777
42	1.10681	0.993	0	0.781	0	0.638
43	0	1.067	0	0.803	0	0.463
44	0	0.873	0	0.605	0	0.438
45	0	0.687	0	0.566	0	0.586
46	0	0.631	0	0.519	0	0.596
47	0	0.694	0	0.449	0	0.476
48	0	0.641	0	0.332	0	0.331
49	0	0.526	0	0.069	0	0.16
50	0	0.454	0	0	0	0.098
51	0	0.431	0	0.115	0	0.062
52	0	0.393	0	0.108	0	0.039
53	0	0.326	0	0.029	0	0
54	0	0.265	0	0.102	0	0.046
55	0	0.206	0	0	0	0.138
56	0	0.154	0	0.004	0	0.114
57	0	0.095	0	0.187	0	0.12
58	0	0.103	0	0.197	0	0.157
59	0	0.173	0	0.113	0	0.15
60	0	0.184	0	0.029	0	0.163
61	0	0.268	0	0.015	0	0.265
62	0	0.333	0	0.164	0	0.395
63	0	0.365	0	0.435	0	0.388