



Kalibrasi Sistem Tomografi Komputer Dengan Metode Perbandingan Jumlah Cacah Puncak Spektrum Berbasis Detektor Photodiode CsI(Tl)

Syamsul Bahri¹, Gede Bayu Suparta²

¹⁾Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Bengkulu, Indonesia

²⁾Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Gadjah Mada, Indonesia

Diterima 19 Februari 2005; direvisi 10 Mei 2005; disetujui 10 Juni 2005

Abstrak - Telah diusulkan suatu metode untuk mengkalibrasi sistem tomografi komputer (TK) berdasarkan detektor CsI(Tl). Sinogram suatu obyek TK dibuat dengan menggunakan sumber radiasi I-131 pada energi puncak di sekitar 364 keV dengan menggunakan detektor CsI(Tl) dan detektor NaI(Tl). Selanjutnya sinogram yang dihasilkan dari sistem TK dengan menggunakan detektor CsI(Tl) dikalibrasi relatif terhadap sinogram yang dihasilkan oleh detektor NaI(Tl). Intensitas sinogram yang dihasilkan oleh detektor CsI(Tl) bervariasi antara 21 ± 4 sampai 107 ± 10 sedangkan yang dihasilkan oleh detektor NaI(Tl) antara 2524 ± 50 sampai 3730 ± 61 . Perbedaan ini disebabkan oleh perbedaan karakteristik di antara kedua detektor. Secara intuisi semua intensitas pada sinogram yang dihasilkan oleh detektor CsI(Tl) dikalikan dengan faktor 32 sehingga mendekati sinogram yang dihasilkan oleh detektor NaI(Tl). Rekonstruksi image direkonstruksi dengan menggunakan metode summation convolution filter back projection dengan filter Ram-Lak. Kontras image rekonstruksi yang dihasilkan detektor NaI(Tl) lebih rendah dari kontras image rekonstruksi detektor CsI(Tl). Perbedaan ini dapat dikaitkan dengan sensitivitas detektor yang pada penelitian diabaikan. Sementara itu, nilai koefisien attenuasi linear sinogram detektor CsI(Tl) yang tidak dikalibrasi setelah dikalibrasi tidak mengalami perubahan. Oleh karena itu, untuk kalibrasi selanjutnya, sensitivitas detektor haruslah dipertimbangkan.

Kata Kunci : tomografi komputer; detektor CsI(Tl); metode kalibrasi.

1. Pendahuluan

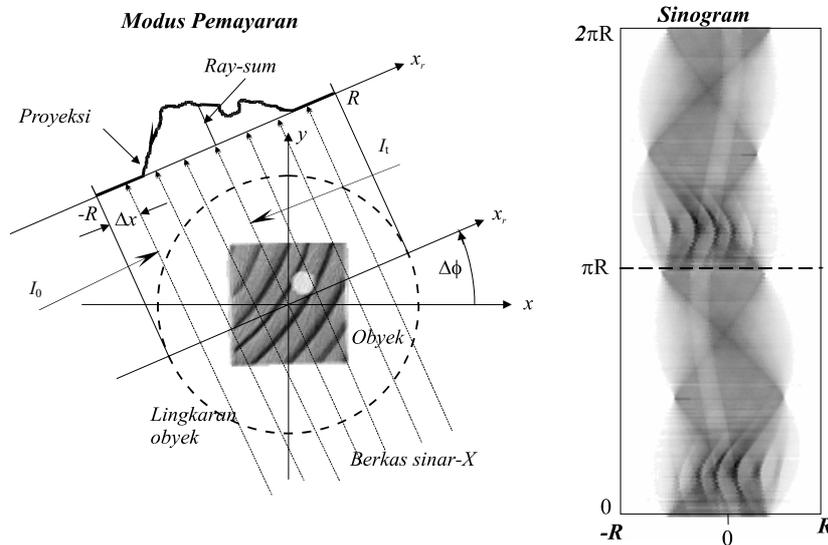
Jurusan Fisika FMIPA UGM telah membuat sebuah sistem tomografi komputer (TK) generasi pertama [1][3][5], yang dikembangkan untuk keperluan deteksi produk bahan komersial dan deteksi produk palsu [2][6]. Sistem TK yang digunakan tersebut relatif masih mahal dengan tingkat ketergantungan komponen impor cukup tinggi, utamanya komponen detektor NaI(Tl) yang proporsinya dapat mencapai sekitar 60% total biaya rancang bangunnya. Wujud fisik sistem deteksinya cenderung besar dan berat, yang mengakibatkan sistem TK yang dibangun menjadi tidak portabel. Alternatif detektor yang mungkin adalah detektor photodiode yang dikopling dengan sintilator peka sinar-X atau gamma, seperti CsI(Tl).

Penggunaan detektor CsI(Tl) dalam sistem TK ini bertujuan untuk mengamati spektrum tenaga sumber radiasi yang digunakan yang dideteksi dengan detektor photodiode CsI(Tl) relatif terhadap detektor NaI(Tl), mengamati profil proyeksi sinogram yang dideteksi dengan detektor photodiode CsI(Tl) relatif terhadap detektor NaI(Tl) dan merumuskan metode kalibrasi sistem tomografi komputer berbasis detektor photodiode CsI(Tl) relatif terhadap detektor NaI(Tl).

Sistem TK generasi pertama adalah sistem TK yang paling sederhana karena menggunakan sebuah sumber radiasi dan sebuah detektor [4]. Sumber radiasi dan detektor ini diletakkan sejajar pada satu garis lurus dan keduanya digerakkan secara translasi dan rotasi selama proses akuisisi data sehingga

setelah akhir proses dapat dihasilkan informasi distribusi serapan radiasi pada obyek.

Mekanisme ini juga menyebabkan sistem TK generasi pertama disebut juga sistem TK translasi rotasi.



Gambar 1. Proses pemayaran pada sistem TK generasi pertama (a). Proses ini akan menghasilkan set data sinogram (b). [3]

Proses pemayaran pada TK generasi pertama digambarkan oleh Gambar 1. Sumber radiasi dan detektor bergerak translasi secara bersama-sama menurut sumbu x_r sepanjang daerah pemayaran yang dinyatakan dengan lingkaran berjari-jari R . Gerakan translasi ini dimulai dari kedudukan $-R$ sampai dengan R , dengan langkah translasi Δx_r . Ketika sebuah obyek dalam lingkaran daerah pemayaran dikenai radiasi dengan intensitas I_0 , maka sebagian radiasi tersebut akan diserap secara eksponensial di dalam obyek menjadi I_t . Jika lintasan radiasi dinyatakan dengan $l_{\phi}(x_r)$, maka diperoleh relasi:

$$I_t = I_0 \exp\left(- \int_{l_{\phi}(x_r)} \mu(x, y) dy_r\right) \quad (1)$$

dengan $\mu(x, y)$ adalah koefisien atenuasi linear bahan pada koordinat (x, y) sepanjang garis lintasan berkas radiasi $l_{\phi}(x_r)$. Besarnya ray-sum pada sudut ϕ dan posisi x_r didefinisikan sebagai

$$p_{\phi}(x_r) = \ln \frac{I_0}{I_t} = \int_{l_{\phi}(x_r)} \mu(x, y) dy_r \quad (2)$$

Jadi ray-sum $p_{\phi}(x_r)$ adalah sebuah integral garis dari koefisien atenuasi linear sepanjang lintasan sinar dari

sumber ke detektor. Kumpulan ray-sum sepanjang satu gerakan translasi pada satu kedudukan sumber radiasi detektor disebut proyeksi.

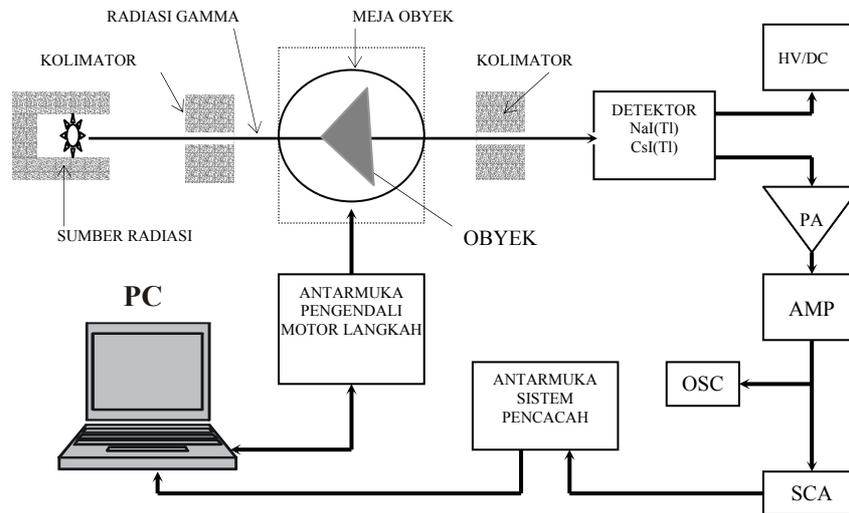
Setelah semua ray-sum diperoleh untuk satu proyeksi, selanjutnya posisi sumber radiasi dan detektor diputar terhadap sumbu koordinat (x, y) sebesar $\Delta\phi$ dari kedudukan awal 0° hingga 180° atau π . Jika seluruh ray-sum dipresentasikan dalam ruang koordinat (x_r, ϕ) atau ruang Radon maka akan diperoleh *sinogram* [3].

Setelah data sinogram diperoleh, proses rekonstruksi dilakukan dengan bantuan perangkat komputer yang berisi program aplikasi rekonstruksi citra tomografi komputer. Dari proses rekonstruksi ini akan diperoleh citra suatu obyek. Pada penelitian ini metode rekonstruksi yang digunakan adalah metode penjumlahan proyeksi balik terkonvolusi (*summation convolved back projection, SCBP*), dengan menggunakan filter Ramlak.

2. Metode Penelitian

Susunan peralatan penelitian diatur seperti Gambar 2. Peralatan utama yang digunakan dalam penelitian ini adalah sistem TK laboratorium translasi rotasi.

Seluruh proses pemayaran dikendalikan melalui sebuah komputer (PC) Pentium 166 MHz, monitor VGA dan RAM 64 MB, yang telah dilengkapi pencacah dan pewaktu PCL 720 I/O Counter Card.

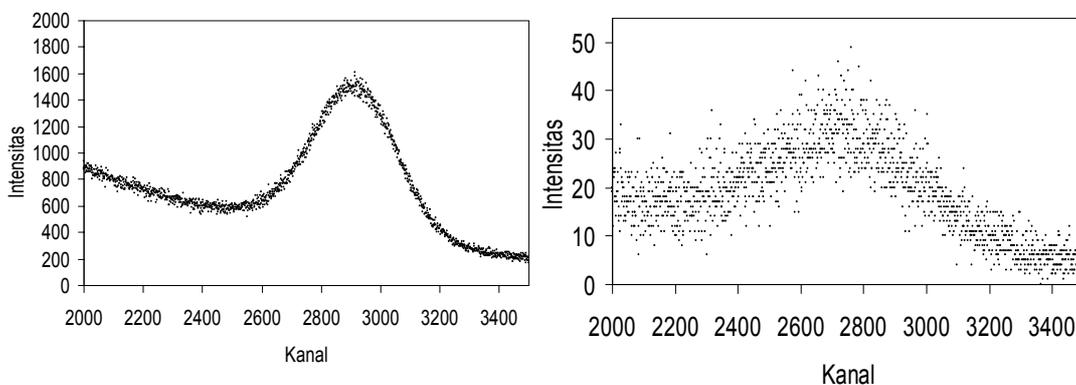


Gambar 2. Susunan perangkat komputer tomografi berbasis detektorCsI(Tl)

Data kalibrasi sistem TK berbasis detektor CsI(Tl) ini terdiri dari data intensitas cacah spektrum radiasi oleh detektor dan data hasil pemayaran dengan proses sampling 180°. Dari spektrum yang diperoleh, diperoleh perbandingan intensitas energi puncak I-131 antara spektrum NaI(Tl) relatif terhadap CsI(Tl). Nilai perbandingan ini selanjutnya digunakan untuk mengkalibrasi intensitas data sinogram dengan cara

$$I_{S3} = I_{S2} \times \frac{I_{P1}}{I_{P2}} \times f(\epsilon) \quad (3)$$

dimana I_{S3} adalah intensitas cacah pada sinogram hasil kalibrasi, I_{S2} adalah intensitas cacah pada sinogram yang dihasilkan oleh detektor CsI(Tl). Nilai (I_{P1}/I_{P2}) adalah rasio intensitas puncak I_{P1} spektrum NaI(Tl) dengan intensitas puncak I_{P2} spektrum CsI(Tl). $f(\epsilon)$ adalah faktor efisiensi yang merupakan fungsi energi, yang untuk saat ini dianggap bernilai 1. Hal ini sesungguhnya hanya berlaku apabila kedua detektor sejenis.



Gambar 3. Spektrum Luasan Tenaga puncak Gamma 364 keV I-131 detektor NaI(Tl) dan CsI(Tl).

3. Hasil Dan Pembahasan

Hasil cacahan sumber radiasi I-131 dengan menggunakan detektor NaI(Tl) dan detektor CsI(Tl) dilakukan dengan konfigurasi sistem pencacahan yang sama, yaitu aktivitas sumber 600 μC , Coarse Gain (CG) = 64, Fine Gain (FG) = 10, waktu cacah 600 detik dan kanal divariasikan dari 0 volt sampai dengan 10 volt (atau 8192 kanal). Sumber tegangan yang digunakan untuk detektor NaI(Tl) adalah sekitar 850 volt sedangkan tegangan untuk detektor

CsI(Tl) adalah DC 24 volt. Hasil cacahan ditunjukkan pada Gambar 3.

Dari Gambar 3 terlihat adanya pergeseran posisi kanal tenaga puncak spektrum yang dihasilkan oleh detektor NaI(Tl) dan CsI(Tl) disamping intensitas cacah spektrumnya. Perbandingan numerik tenaga puncak sinar gamma sekitar 364 keV untuk spektrum yang dihasilkan oleh detektor NaI(Tl) dan detektor CsI(Tl) ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Perbandingan numerik tenaga puncak gamma 364 keV yang dihasilkan oleh detektor NaI(Tl) dan CsI(Tl).

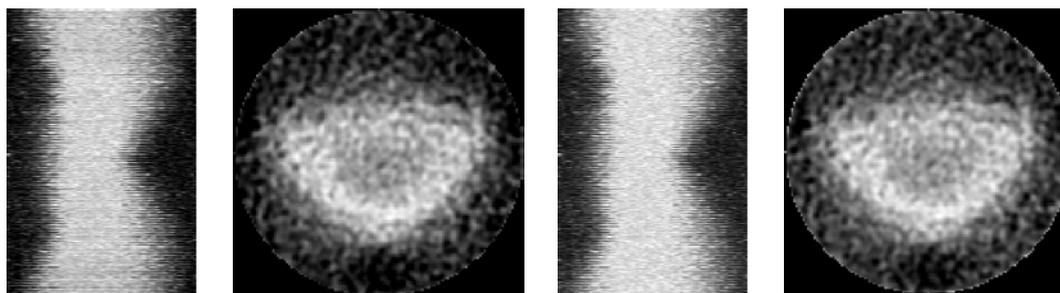
Parameter	Spektrum	Spektrum
	Detektor NaI(Tl)	Detektor CsI(Tl)
Cacah puncak	$(161 \pm 4) \times 10$	49 ± 7
Kanal puncak	$(291 \pm 5) \times 10$	$(276 \pm 5) \times 10$
Luasan Gross (1 volt)	$(7258 \pm 9) \times 10^2$	$(196 \pm 1) \times 10^2$
Luasan Netto (1 volt)	$(3789 \pm 6) \times 10^2$	$(580 \pm 8) \times 10$

Perbedaan-perbedaan ini disebabkan beberapa hal yaitu perbedaan pada sistem detektor, material scintilator dan ketebalan material sintilator. Respon sistem detektor tergantung pada mekanisme konversi sinyal menjadi sinyal elektronik dan penguatannya oleh pre-amplifier dan amplifier. Unit pre-amplifier antara kedua detektor berbeda sehingga kanal energi yang diasosiasikan dengan puncak energi akan berbeda.

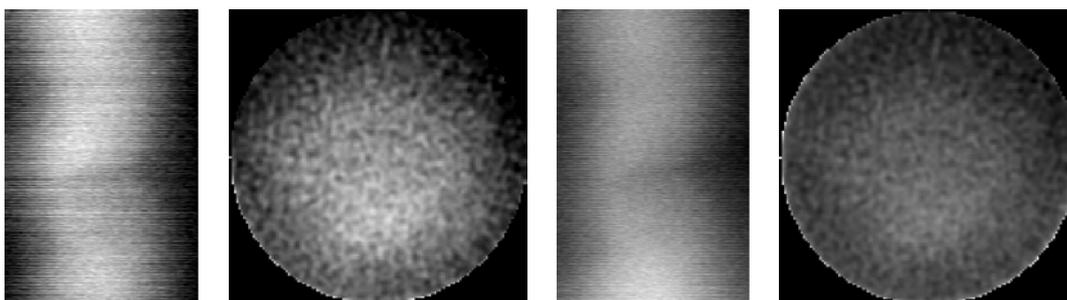
Material sintilator CsI(Tl) memiliki warna putih (*white*) sedangkan NaI(Tl) berwarna terang (*clear*) sehingga respon photodiode pada detektor CsI(Tl) tampaknya lebih lemah dibandingkan respon photokatode pada detektor NaI(Tl). Namun, ketebalan material NaI(Tl) lebih besar (50 mm)

daripada material CsI(Tl) yaitu 10 mm. Interaksi radiasi dengan NaI(Tl) lebih besar sehingga intensitas terdeteksi oleh detektor NaI(Tl) lebih besar. Namun, walaupun demikian, faktor tebal material yang relatif kecil menunjukkan bahwa material CsI(Tl) memiliki sensitivitas yang baik. Perbandingan nilai intensitas NaI(Tl) adalah sekitar 33 kali relatif terhadap intensitas terdeteksi oleh CsI(Tl).

Hasil pemayaran terhadap obyek segitiga dari bahan timbal sama kaki 2 cm adalah berupa pola sinogram ($M \times N = 200 \times 127$) yang dihasilkan oleh kedua detektor. Sinogram hasil lalu direkonstruksi dengan menggunakan konversi logaritmik proyeksi dan global ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. (a) Sinogram dan citra rekonstruksi yang dihasilkan sistem TK dengan detektor CsI(Tl) berbasis konversi proyeksi (kiri) dan global (kanan).



Gambar 4. (b) Sinogram dan citra rekonstruksi yang dihasilkan sistem TK dengan detektor NaI(Tl) berbasis konversi proyeksi (kiri) dan global (kanan).

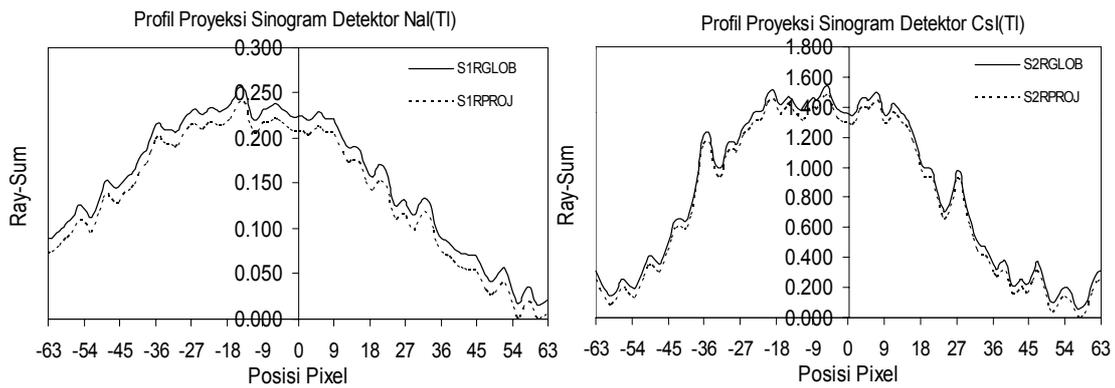
Perbandingan sinogram detektor NaI(Tl) dan CsI(Tl) disajikan pada Tabel 2.

Tabel 2. Perbandingan numerik Sinogram detektor NaI(Tl) dan detektor CsI(Tl).

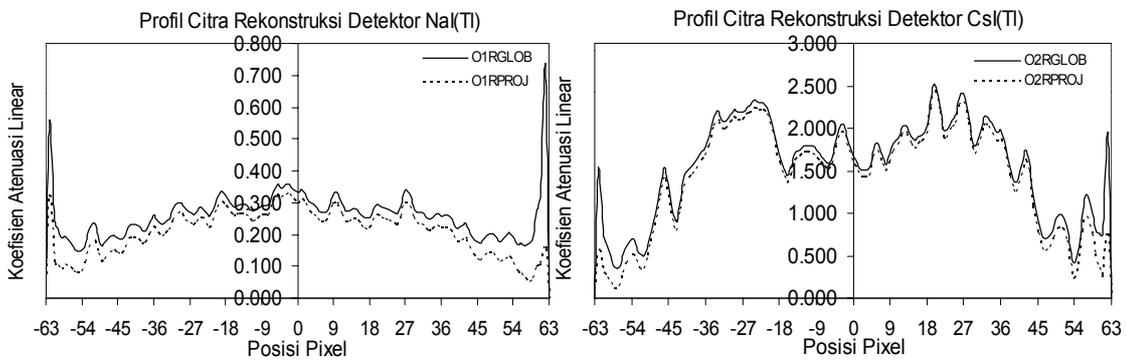
STATISTIK	Sinogram Detektor NaI(l)			Sinogram Detektor CsI(Tl)		
	Intensitas	Ray-Sum Proyeksi	Ray-Sum Global	Intensitas	Ray-Sum Proyeksi	Ray-Sum Global
Maximum	3729	0.259	0.390	107	1.587	1.632
Minimum	2524	0	0	21	0	0
Mean	3139	0.126	0.175	49	0.771	0.902
Stand. Dev	187	0.056	0.059	21	0.438	0.443

Sedangkan profil garis sinogram yang menggambarkan nilai ray-sum perproyeksi sinogram dan profil garis citra yang menggambarkan nilai

koefisien pelemahan linear ditunjukkan pada Gambar 5 dan Gambar 6.



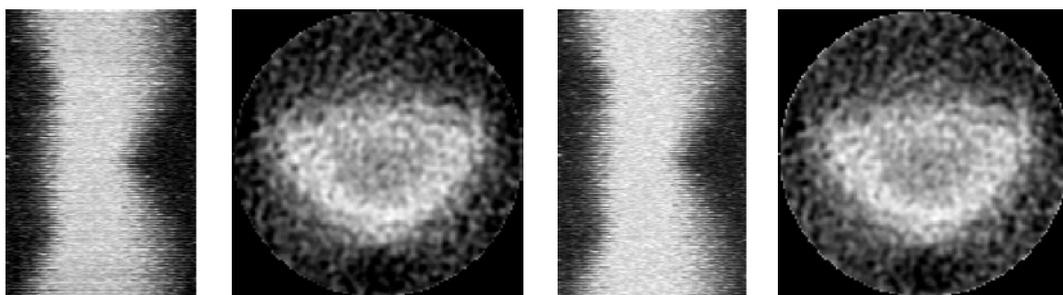
Gambar 5. Profil garis sinogram detektor NaI(Tl) dan detektor CsI(Tl).



Gambar 6. Profil garis citra rekonstruksi obyek detektor NaI(Tl) dan detektor CsI(Tl).

Sinogram dan citra rekonstruksi hasil kalibrasi detektor CsI(Tl) disajikan pada Gambar 7 dan perbandingan numerik sinogram yang dihasilkan

oleh detektor NaI(Tl) dan sinogram kalibrasi detektor CsI(Tl) disajikan pada Tabel 3.

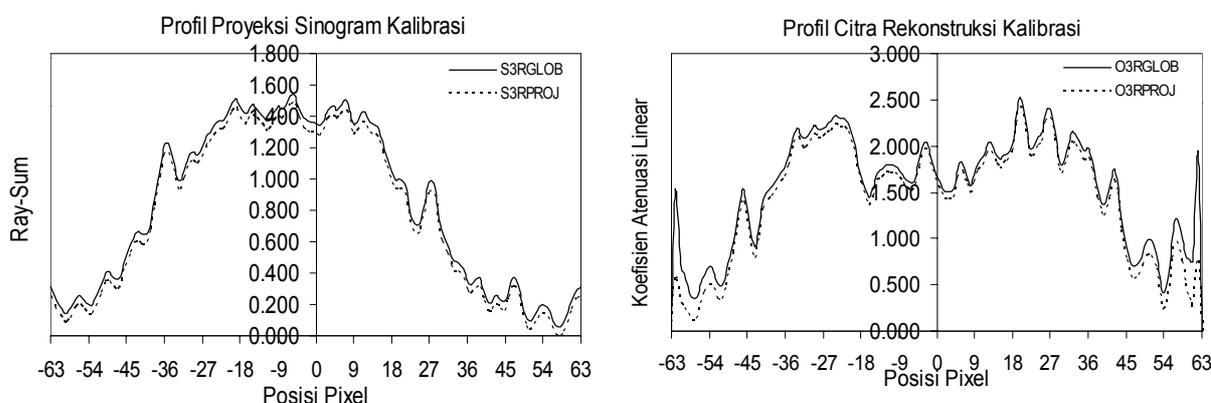


Gambar 7. Sinogram dan citra rekonstruksi hasil kalibrasi sistem TK dengan detektor CsI(Tl) berbasis konversi proyeksi (kiri) dan global (kanan).

Tabel 3. Perbandingan numerik sinogram yang dihasilkan oleh detektor NaI(Tl) dan sinogram kalibrasi detektor CsI(Tl).

STATISTIK	Sinogram detektor NaI(Tl)			Sinogram Kalibrasi Detektor CsI(Tl)		
	Intensitas	Ray-Sum S1RPROJ	Ray-Sum S1RGLOB	Intensitas	Ray-Sum S3RPROJ	Ray-Sum S3RGLOB
Maximum	3729	0.259	0.390	3528	1.587	1.631
Minimum	2524	0	0	690	0	0
Mean	3139	0.126	0.175	1609	0.771	0.902
Stand. Dev	187	0.056	0.059	704	0.438	0.443

Profil garis sinogram dan citra rekonstruksi hasil kalibrasi detektor CsI(Tl) ditunjukkan pada Gambar 8.



Gambar 8. Profil garis sinogram dan citra rekonstruksi terkalibrasi hasil sistem dengan detektor CsI(Tl).

Dari Gambar 8 ini terlihat bahwa profil garis sinogram dan citra rekonstruksi hasil kalibrasi detektor CsI(Tl) sama dengan profil garis sinogram dan citra rekonstruksi detektor NaI(Tl). Ini berarti bahwa mekanisme kalibrasi yang dipakai terhadap intensitas cacah sinogram tidak merubah nilai ray-sum dan koefisien attenuasi linear obyek hasil rekonstruksi.

5. Kesimpulan

Spektrum tenaga sumber radiasi gamma I-131 hasil cacahan detektor CsI(Tl) dan NaI(Tl) menunjukkan perbedaan yang jelas. Kalibrasi terhadap spektrum detektor CsI(Tl) tidak memperbaiki profil spektrum tetapi menghasilkan jumlah cacah yang signifikan sama dengan jumlah cacah spektrum detektor NaI(Tl) sehingga ralat statistik intensitas teoritis dapat direduksi.

Perbandingan intensitas cacah maksimum dan minimum sinogram yang dihasilkan detektor CsI(Tl) lebih besar daripada perbandingan intensitas cacah

maksimum dan minimum sinogram yang dihasilkan detektor NaI(Tl). Secara visual, sinogram dan citra obyek rekonstruksi yang dihasilkan oleh detektor CsI(Tl) memiliki kontras yang lebih baik. Sedangkan Secara numerik, sinogram dan citra obyek rekonstruksi yang dihasilkan oleh detektor CsI(Tl) memiliki nilai rata-rata dan standar deviasi yang lebih besar jika dibandingkan dengan sinogram dan citra rekonstruksi detektor NaI(Tl).

Proses kalibrasi set data sinogram CsI(Tl) relatif terhadap set data sinogram NaI(Tl) secara umum tidak mengubah profil garis sinogram (nilai ray-sum) dan profil garis citra hasil rekonstruksi (koefisien attenuasi linear). Proses kalibrasi ini belum bermakna karena belum mempertimbangkan aspek perbedaan efisiensi dan sensitivitas kedua detektor, yang memang berbeda. Namun, metode ini perlu dikaji untuk kasus dua jenis detektor yang sama.

Daftar pustaka

- [1] Nugroho, W., *Metode Pengukuran Sensitivitas Perangkat Tomografi Komputer*, **2003**, Tesis S2, FMIPA Universitas Gadjah, Yogyakarta.
- [2] Sukisno, M., *Pengaruh Konsentrasi Media Kontras Terhadap Unjuk Kinerja Sistem Tomografi Komputer*, **2002**, Tesis S2, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.
- [3] Suparta, G.B., Kusminarto, Nugroho W., *Tomografi Komputer untuk Laboratorium*, **2000**, Prosiding Simposium Fisika Nasional ke XVIII, Himpunan Fisika Indonesia, Serpong 25-27 April 2000.
- [4] Wells, P. Davis, J. and Morgan, *Computed Tomography*, **1994**, Material Forum, 18, 111-133.
- [5] Widyatmika, I P., *Unjuk Kerja Sistem Tomografi Komputer Berbasis Detektor Referensi*, **2003**, Tesis S2, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.
- [6] Yulianti, D., *Metode Pemetaan Kerapatan Bahan Cair dengan Menggunakan Tomografi Komputer*, **2002**, Tesis S2, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta.