

Analisis Waktu Terhadap Jumlah Piksel Resolusi Rendah, Menengah Dan Tinggi Untuk Meningkatkan Hasil Sinogram Pada Detector Pola Osteoporosis

Nur Kholis^{1,2}, Machmud Effendy¹

¹Program Profesi Insinyur, Universitas Muhammadiyah Malang, Jl. Raya Tlogomas 246 Malang

²Fakultas Teknik, Universitas Negeri Surabaya, Ketintang Surabaya

Kontak Person:

Nur Kholis

Kampus Unesa Ketintang Surabaya

E-mail: nurkholis@unesa.ac.id

Abstrak

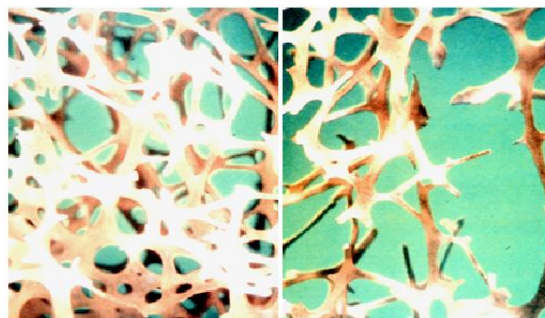
Penelitian ini memiliki tujuan: (1) menentukan jumlah piksel pada resolusi rendah, menengah, dan tinggi untuk meningkatkan hasil sinogram pada detector osteoporosis, (2) menganalisis waktu terhadap jumlah piksel menggunakan resolusi rendah, menengah, dan tinggi pada sinogram detector pola osteoporosis. Dalam penelitian yang dilakukan menggunakan metode translasi dan rotasi. Translasi merupakan pergeseran dari satu titik ke titik lain yang membentuk garis lurus, sehingga pada dasarnya mengubah posisi dan bukan mengubah bentuk dan ukuran dari bidangnya. Adapun rotasi merupakan perputaran yang memiliki titik sebagai pusat putaran, arah putaran, dan besar dari sudut. Hasil penelitian yang diperoleh, (1) jumlah piksel yang ditentukan pada resolusi rendah yaitu 31x31, max (0,329), mean (0,0702), standart deviasi (0,0553), rmsd (0,0636%), e max (0,304%). Jumlah piksel pada resolusi menengah yang ditentukan 63x63, max (0,418), mean (0,0811), standart deviasi 0,063, rmsd (0,0431%), e max (0,239%). Jumlah piksel pada resolusi tinggi yang ditentukan 127x127, max (6,511), mean (0,093), standart deviasi 0,0755, rmsd (0,0223%), e max (0,391%). (2) waktu untuk pengambilan data raysum adalah 10 detik. Waktu yang dihasilkan terhadap jumlah piksel menggunakan resolusi rendah selama 4 jam, resolusi menengah menghasilkan 17 jam, dan resolusi tinggi selama 70,5 jam pada sinogram detector pola osteoporosis, sehingga semakin lama waktu yang digunakan maka semakin halus gambar sinogram yang dihasilkan.

Kata kunci: waktu, piksel, sinogram, detektor, osteoporosis

1. PENDAHULUAN

Dalam dunia kedokteran, salah satu metode untuk menentukan diagnosis penyakit keropos tulang adalah dengan melihat tingkat kerapatan tulang atau dapat dikatakan sebagai obyek. Pengenalan pola pada obyek secara komputasi berkembang cepat di bidang medis, industri, dan material. Dalam bidang medis, system ini juga untuk mengamati organ internal tubuh manusia.

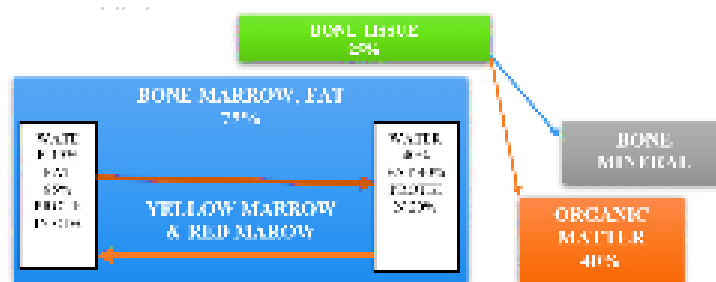
Istilah *osteoporosis* berasal dari kata Yunani kuno *osteon* yang berarti tulang dan poros yang berarti pori-pori, menggambarkan perubahan jaringan tulang yang disebabkan timbulnya penyakit tulang ini [1]. Keropos tulang adalah suatu penyakit tulang dimana tulang-tulang menjadi rapuh dan cenderung untuk patah. Dengan kata lain kerapatan massa tulang berkurang. Keropos tulang (Osteoporosis) adalah kondisi di mana massa tulang berkurang dan rentan patah oleh tekanan lemah. Penyakit ini berjalan secara tersembunyi. Kerusakan bertahap dan diam-diam terjadi pada tubuh hingga terjadi patah tulang. Keropos tulang juga dapat menyebabkan ras sakit, bentuk tulang berubah, ketergantungan, cacat, dan kematian. Gambar 1 menunjukkan arsitektur tulang sehat & keropos.



Gambar 1. Arsitektur Mikro Tulang Sehat dan Tulang Keropos [2][18][19]

Tulang memiliki dua fungsi: membentuk postur tubuh, menyokong otot dan melindungi organ dalam, juga sebagai simpanan kalsium dan mineral penting seperti fosfor dan magnesium. [4][18]. Tulang menyimpan 99% dari kalsium, 1% sisanya dilepaskan dalam sirkulasi darah dan penting untuk fungsi tubuh vital, seperti kontraksi otot, fungsi saraf, dan penggumpalan darah. Terdapat 2 tipe tulang, yaitu cortical dan trabecular. Tulang cortical membentuk mayoritas massa tulang (80%) dan hanya 20% pada permukaan. Terutama ditemukan pada tulang perifer seperti radius dan ulna. Tulang trabekular terutama ada pada tulang axial dan membentuk struktur rumah di dalam tulang. Tulang trabekular membentuk 20% massa tulang dan banyak permukaan tulang. Tulang trabekular lebih terpengaruh dengan pergantian tulang daripada tulang kortikal. [3][4][5][15][17].

Volume tulang normal terdiri dari 25% jaringan tulang dan 75% sumsum tulang dan lemak. Proporsinya berbeda-beda di setiap bagian tulang. Dari 25% jaringan tulang, 60% mineral tulang, sisa 40% bagian organik seperti collagen. Sumsum tulang berisi stroma, sel-sel lemak, pembuluh darah, dan jaringan limpa. Sumsum tulang kuning mengandung lemak, sementara sumsum tulang merah mengandung sel darah merah. [4][18].



Gambar 2. Komposisi Tulang

Pada keropos tulang, volume tulang (ukuran tulang) tidak berubah, tetapi cortical terlihat berlubang-lubang (berpori) dan trabecular menipis, bahkan hilang [5][13][14]. Sejalan waktu, tulang-tulang akan ruask karena penggunaan dan harus diperbaiki untuk menjaga kesehatan. Perbaikan ini disebut bone remodeling ditunjukkan dalam Gambar 3 dan terjadi secara berkesinambungan sebagai suatu proses yang normal dalam tubuh. Jadi bone remodeling process dan dibentuk lagi. Pergantian ini diperlukan untuk pertumbuhan dan untuk memperbaiki kerusakan kecil yang terjadi akibat tekanan setiap hari, dan untuk memelihara fungsi tubuh sebagaimana mestinya [4][5][6].



Gambar 3 Bone Remodelling Process

Dalam proses ini, sel-sel penting adalah osteoclast dan osteoblast. Osteoclast adalah sel yang berasal dari sel darah dan menggali lubang-lubang dalam tulang serta melepaskan kalsium ke dalam aliran darah. Sedangkan, osteoblast adalah sel yang terbentuk dari sel tulang dan berfungsi sebagai pembangun tulang. Mereka membangun tulang dengan mengisi lubang-lubang dengan collagen, kristal kalsium, dan fosfor. Osteocytes merangsang osteoclast dalam proses pergantian tulang. Dalam 3 minggu, osteoclast menghancurkan/menyerap tulang sampai kedalaman tertentu. Setiap mencapai kedalaman tersebut, sinyal dikirim untuk merangsang osteoblast berdiferensiasi dan diaktifkan. Osteoblast mengeluarkan collagen dan protein matriks lain untuk membentuk osteoid (tulang baru) dan merangsang mineralisasi tulang selama 3-4 bulan. Perbedaan waktu penghancuran dan pembangunan tulang disebut remodeling space, di mana 10%-30% tulang dewasa dibangun kembali setiap tahun dengan campuran hormon dan faktor kimia. [3][4].

Detektor merupakan perangkat berfungsi untuk radiasi. Ada tiga jenis utama yang berperan penting dalam pengukuran radiasi: efek fotolistrik hamburan compton, dan produksi pasangan. [6][9][10][12].

Efek fotolistrik terjadi karena suatu foton menumbuk elektron dari kulit paling dalam (K). Proses tumbukan berlangsung non elastis, sehingga seluruh energi foton terserap elektron tersebut. Elektron yang tertumbuk akan mempunyai energi kinetik sebesar:

$$Ek = hf_0 - hf \quad (1)$$

Dengan Energi kinetik elektron yang terlepas Ek , Energi ikat electron hf_0 , Energi foton hf dan Frekuensi terkecil untuk melepaskan elektron (ambang) f_0 . Efek fotolistrik ini terjadi jika energi hf pada daerah energi 0,1 Mev sampai 5 Mev. Koefisien absorpsi pada peristiwa efek fotolistrik dinyatakan dengan:

$$a = \frac{8n}{3} \left[\frac{e^2}{m_0 c^2} \right]^2 \alpha^2 \left[\frac{1}{137} \right]^4 4 \sqrt{2 \frac{m_0 c^2}{hf}} \quad (2)$$

Pada proses ini foton sinar gamma berinteraksi dengan elektron orbital. Hal ini merupakan peristiwa tumbukan elastis antara foton dan elektron. Energi foton tidak semuanya hilang, sebagian diambil elektron sebagai energi kinetik. Perubahan panjang gelombang dari foton dapat didekati dengan persamaan [6]:

$$\eta - \eta_0 = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (3)$$

Dengan Panjang gelombang dari foton sebelum menumbuk atom kristal η_0 , Panjang gelombang foton setelah tumbukan dengan atom kristal η , Konstanta Planck h , Massa electron m_0 , Sudut yang dibentuk lintasan elektron dengan lintasan lurus θ , Kecepatan cahaya c .

Jika diambil hubungan $\eta = \frac{c}{f}$ maka persamaan dapat ditulis :

$$\frac{c}{f} - \frac{c}{f_0} = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (4)$$

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_0} + \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (5)$$

Maka bila frekuensi foton setelah tumbukan (f) sehingga didapatkan :

$$f = \frac{1}{\frac{1}{f_0} + \frac{hf_0}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (6)$$

Energi foton setelah tumbukan, diperoleh dengan mengalikan h dari masing-masing ruas dan diperoleh:

$$hf = \frac{hf_0}{1 + \frac{hf_0}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (7)$$

Persamaan (7) menyatakan nilai energi foton. Dan energi elektron dinyatakan sebagai energi kinetik yang dapat diberikan dengan persamaan :

$$Ek = hf_0 - hf \quad (8)$$

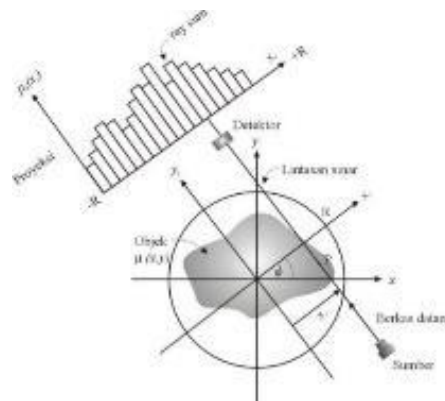
$$Ek = \frac{(1 - \cos \theta) \frac{hf_0}{m_0 c^2}}{1 + \frac{hf_0}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (9)$$

Resolusi Energi, disamping dari bentuk segi pada bentuk spektrumnya, spektroskopi energi radiasi dapat diukur dari kemampuan peralatan tersebut dalam memisahkan energi radiasi yang muncul dalam spektrum radiasi yang dihasilkan yang disebut dengan *resolusi*. Ukuran resolusi energi dinyatakan dengan nilai perbandingan antara lebar setengah tinggi maksimum FWHM (*Full Width Half Maximum*) terhadap energi radiasi, yang dinyatakan dalam persamaan (10) sebagai berikut:

$$R = \frac{FWHM}{E_0} \times 100\% \quad (10)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{RC}} \quad (11)$$

Sistem pengenalan pola komputer generasi pertama adalah yang paling sederhana. Sumber radiasi dan detektor digerakkan untuk menghasilkan data serapan radiasi pada obyek. Proses penyinaran pada sistem pengenalan pola komputer generasi pertama ditunjukkan pada gambar 4.



Gambar 4. Susunan sistem pengenalan pola secara komputer.

Pada posisi yang sejajar sumbu y, sumber radiasi dan detektor bergerak translasi sepanjang daerah sumbu x dari -R hingga R dengan R sebagai radius lingkaran obyek. Pengambilan data dilakukan dengan lebar langkah Δx . Intensitas yang terdeteksi pada setiap posisi sumber-detektor disebut raysum. Kumpulan raysum selama pergerakannya disebut data proyeksi, yang diperoleh dalam daerah penyinaran dari sudut pandang tertentu. Setiap setelah translasi, posisi sumber-detektor diputar terhadap sumbu x-y dengan langkah rotasi $\Delta\phi$ dari sudut 0 sampai π radian. Posisi sudut dari π sampai 2π radian menghasilkan data yang sama dengan sudut 0 sampai π radian. Pengambilan data pada arah rotasi mulai dari sudut 0 sampai dengan π radian. Setelah data proyeksi obyek diperoleh, data tersebut diolah secara matematis menjadi sinogram.

2. METODE PENELITIAN

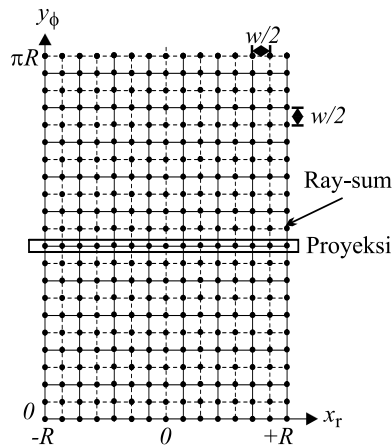
Penelitian ini dirancang untuk menghasilkan sinogram dan waktu yang diperlukan untuk memperoleh hasil yang baik. Bahan yang digunakan sebagai obyek yaitu tulang kambing, alat yang digunakan meliputi: sumber energi radiasi ^{137}Cs , detector NaI, High voltage, SCA (*single Channel Analyzer*), kolimator, *Low Pass Filter* (LPF), Penguat, System antarmuka, driver motor, dan *Personal Computer* (PC). Pengambilan Data Sampel dilakukan dengan penyinaran tunggal pada langkah translasi x_r dengan rotasi ϕ . Ini menghasilkan ray-sum $P_{\phi}(x_r)$. Intensitas radiasi yang dikenakan pada obyek adalah I_0 , namun intensitas tersebut mengalami pelemahan secara eksponensial setelah melewati lintasan $L_{\phi}(x_r)$ seperti persamaan 12.

$$I_L = I_0 \exp\left(-\int_{L_{\phi}(x_r)} \mu(x, y) ds\right) \quad (12)$$

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

$$P_\varphi(x_r) = \ln\left(\frac{I_0}{I_L}\right) = \int_{L_\varphi(x_r)} \mu(x, y) ds \quad (13)$$

Jika seluruh *ray-sum* direpresentasikan dalam ruang koordinat (x_r, φ) atau ruang Radon [7][8][11][16], maka akan diperoleh sinogram seperti ditunjukkan pada gambar 5, nilai *ray-sum* dapat dinyatakan dalam skala keabuan. Jadi sinogram merupakan hasil transformasi obyek dari ruang kartesian ke ruang radon.



Gambar 5. Representasi proyeksi obyek dalam ruang radon

Jumlah *ray-sum* dalam satu proyeksi ditentukan oleh radius daerah pemaparan R dan panjang langkah pencuplikan Δx ,

$$N = \frac{2R}{\Delta x} \quad (14)$$

Dengan N adalah jumlah *ray-sum* pada setiap data-proyeksi. Jumlah data-proyeksi selama sudut rotasi π radian terkait dengan langkah rotasi $\Delta\varphi$ dengan persamaan seperti berikut,

$$M = \frac{\pi}{\Delta\varphi} \quad (15)$$

Dengan M menyatakan jumlah data-proyeksi yang diperoleh selama penyinaran. Dalam persamaan (15) dan (16), N dan M tidak bisa sembarang. Resolusi citra yang dihasilkan bergantung pada langkah translasi-rotasi dan lebar berkas radiasi terkolimasi. Hubungan antara langkah translasi dan lebar berkas radiasi dinyatakan dalam persamaan. Dalam mempersingkat teks, kami menyediakan penjelasan berikutnya:

$$\Delta x = \frac{w}{2} \quad (16)$$

Dengan menggunakan w untuk menyatakan lebar berkas radiasi terkolimasi, hubungan langkah translasi dan rotasi dapat dinyatakan sebagai berikut:

$$\Delta y_\varphi = \Delta x_r \quad (17)$$

Dari persamaan (15), (16), dan (17) diperoleh:

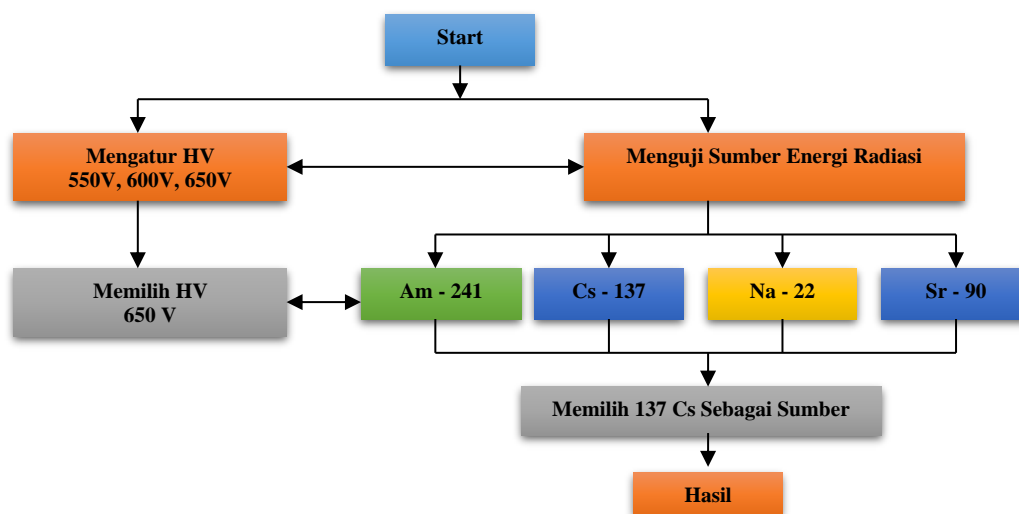
$$M = \frac{\pi N}{2} \quad (18)$$

Metode pengambilan data merupakan metode sampling pola square. Sistem Pengendali Motor langkah memungkinkan obyek bergerak secara translasi dan rotasi. Motor langkah adalah jenis motor yang menghasilkan output dalam bentuk posisi. Prinsip kerjanya mirip dengan motor DC yang melibatkan pembangkitan medan magnet. Gaya tarik dan tolak dalam motor DC diperoleh dengan memberikan tegangan DC pada lilitan atau kumparannya. Putaran motor DC tidak terkendali dan jarak tolakannya tergantung pada medan magnet yang dihasilkan oleh kumparan. Motor langkah menggunakan gaya tarik untuk menarik fisik kutub magnet dan mengatur posisi kutub magnet yang dihasilkan oleh kumparan. Motor langkah menggunakan teknik khusus untuk memberikan efek pada putarannya. Keuntungan dari motor langkah adalah kemampuan untuk mengubah arah gerakan dan kedudukan rotornya dengan akurat. Untuk gerakan presisi, batang magnet di rotor diperbanyak dan lilitan berpasangan sesuai posisi kutub magnet rotor.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

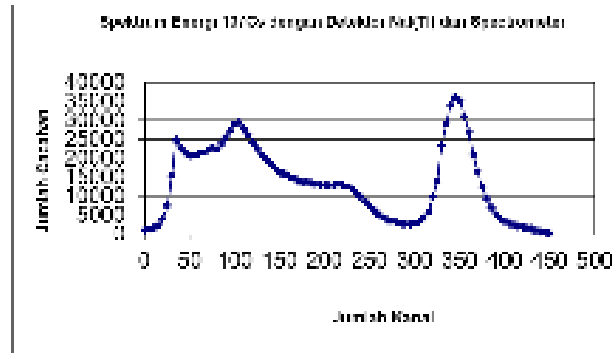
3.1 Pengujian Peralatan Spektroskopi Radiasi

Sebelum melakukan pengujian terlebih dahulu dilakukan penentuan sumber energi radiasi yang mempunyai nilai intensitas lebih tinggi tanpa menggunakan obyek dengan menggunakan kolimator. Dalam pengujian spektroskopi energi radiasi dilakukan untuk mengukur secara baik tidaknya peralatan spektroskopi energi radiasi yang digunakan. Pengujian ini dilakukan dengan mengamati spektrum radiasi sumber radioaktif ^{137}Cs yang dihasilkan. Gambaran umum system pemilihan sumber energi radiasi diperlihatkan dalam gambar 6.



Gambar 6. Diagram Alur Pemilihan Sumber Energi Radiasi Gamma

Pengujian peralatan spektroskopi energi radiasi dilakukan dengan cara mencari nilai cacahan untuk nomor kanal 0 sampai dengan nomor kanal 450. Hasil spektrum yang dihasilkan diperjelas pada gambar 7.

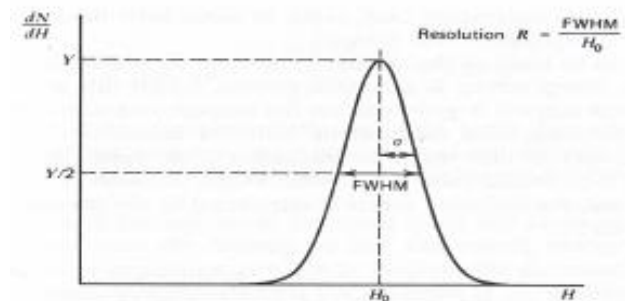


Gambar 7. Spektrum energi ^{137}Cs dengan detektor NaI(Tl) dari spectrometer.

Dari gambar menunjukkan bahwa sistem spektroskopi radiasi yang dipergunakan dalam penelitian ini masih baik untuk digunakan sebagai instrumen pengukur energi radiasi nuklir. Dalam pengujian ini menggunakan oscilloscope HAMEG 20 MHz –HM 203_7, dengan mensetting tegangan tinggi pada detector NaI(Tl) sebesar 650 Volt.

Disamping dari segi bentuk spektrumnya, pengujian spektroskopi energi radiasi dapat diukur dari kemampuan peralatan tersebut dalam memisahkan energi radiasi yang muncul dalam spektrum radiasi yang dihasilkan yang disebut dengan resolusi. Ukuran resolusi energi dinyatakan dengan nilai perbandingan antara lebar setengah tinggi maksimum FWHM (*Full Width Half Maximum*) terhadap energi radiasi, yang dinyatakan dalam persamaan (18) sebagai berikut :

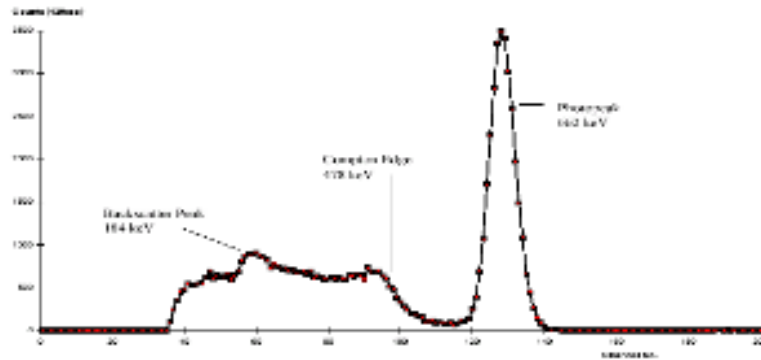
$$R = \frac{FWHM}{H_0} \times 100\% \quad (18)$$



Gambar 7. Metode menghitung resolusi energi dari grafik

Analisis hasil pengujian peralatan spektroskopi radiasi, yang perlu diperhatikan dalam analisis hasil pengujian spektroskopi radiasi adalah dengan memperhatikan jumlah cacahan atau counter per kanal maksimum. pada kanal ke 345 merupakan jumlah counter maksimum sebesar 36222, maka langkah berikutnya menentukan FWHM (*Full Width Half Maximum*).

Nilai resolusi energi yang didapat dari pengamatan spektroskopi pada penelitian ini adalah 10,71 %. Nilai resolusi energi spektrum energi ^{137}Cs dari referensi yang ditampilkan pada gambar 8 adalah 9,84 %. Dengan demikian dapat dikatakan bahwa peralatan spektroskopi energi radiasi yang digunakan menunjukkan peralatan spektroskopi energi radiasi cukup baik dan dapat digunakan dalam pengujian pola *Osteoporosis* secara translasi – rotasi.



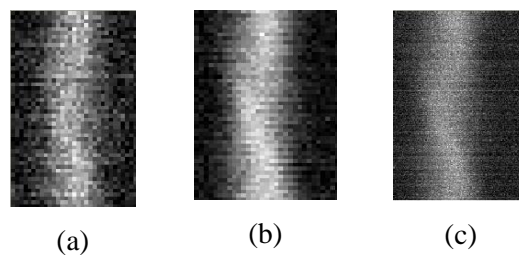
Gambar 8. Referensi spektrum energi ^{137}Cs dengan detektor NaI(Tl) [10]

Hasil scanning pada penelitian ini obyek yang digunakan adalah tulang kambing yang didalamnya terdapat lubang-lubang kecil. Dalam pengujian proses *scanning* dilakukan sebanyak 5 kali pengujian dengan obyek uji yang berbeda-beda. Dalam melakukan *Scanning* dilakukan sebanyak lima kali pengujian dengan obyek uji yang berbeda dan masing-masing obyek uji dilakukan pengujian tiga kali dengan membuat berbeda resolusi sampling, yaitu *resolusi rendah* (31 piksel x 31 piksel), *resolusi menengah* (63 piksel x 63 piksel) dan *resolusi tinggi* (127 piksel x 127 piksel).

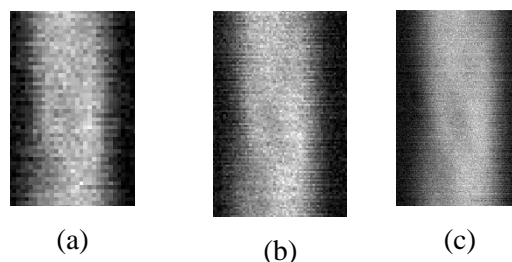
Sebelum dilakukan proses *scanning*, terlebih dahulu dilakukan penentuan titik tengah (*centroid*). Hal ini bertujuan untuk menentukan poros atau titik acuan agar titik tengah lingkaran obyek, detektor dan sumber radiasi tepat lurus.

Waktu untuk pengambilan tiap data raysum adalah 10 detik. Waktu yang dibutuhkan agar diperoleh data lengkap selama proses *scanning* pada resolusi rendah adalah sekitar 4 jam, resolusi menengah sekitar 17 jam dan untuk resolusi tinggi sekitar 70,5 jam.

Hasil pengujian *scanning* pada obyek uji adalah berbentuk sinogram dengan menggunakan resolusi yang berbeda yaitu resolusi rendah, menengah dan tinggi. Dalam hasil pengujian *scanning* ini menggunakan kolimator 5 mm, Hasil pengujian pada obyek uji dapat dilihat dalam gambar 9.



Gambar 9. Sinogram data *scanning* dari Obyek Uji referensi Resolusi rendah (a), resolusi menengah (b) dan resolusi tinggi (c).



Gambar 10. Sinogram data *scanning* dari Obyek Uji setelah perlakuan Resolusi rendah (a), resolusi menengah (b) dan resolusi tinggi (c).

Untuk mengetahui perbedaan pada obyek uji dilakukan dengan cara memberi perlakuan pada obyek uji referensi, sehingga dengan memberi perlakuan tersebut dapat diketahui perbedaannya secara visual dan secara numerik. Hasil *scanning* pada obyek uji setelah diberi perlakuan dapat dilihat dalam gambar 10.

4. KESIMPULAN

Dari penelitian yang telah dilakukan ini, beberapa kesimpulan yang dapat dilaporkan adalah sebagai berikut:

1. Hasil penelitian berbentuk sinogram dengan jumlah piksel yang ditentukan pada resolusi rendah yaitu 31x31, max (0,329), mean (0,0702), standart deviasi (0,0553), rmsd (0,0636%), e max (0,304%). Jumlah piksel pada resolusi menengah yang ditentukan 63x63, max (0,418), mean (0,0811), standart deviasi 0,063, rmsd (0,0431%), e max (0,239%). Jumlah piksel pada resolusi tinggi yang ditentukan 127x127, max (6,511), mean (0,093), standart deviasi 0,0755, rmsd (0,0223%), e max (0,391%).
2. waktu untuk pengambilan data raysum adalah 10 detik. Waktu yang dihasilkan terhadap jumlah piksel menggunakan resolusi rendah selama 4 jam, resolusi menengah menghasilkan 17 jam, dan resolusi tinggi selama 70,5 jam pada sinogram detector pola osteoporosis. Sehingga semakin lama waktu yang digunakan maka hasil sinogram lebih halus komposisi warna greyscale yang ditampilkan.

REFERENSI

- [1] I. Fogelman, GM. Blake, December 2000, *Different Approach to Bone densitometry*, The Journal of Nuclear Medicine, vol.41, No.12.
- [2] Bobbi Bennett, (2003), *The Low-Down on Osteoporosis What We Know and What We Don't*
- [3] SL. Follin, LMB. HANSEN, 2002, *Prevention of Osteoporosis and Osteoporotic Fracture*, Creative educational Concept Inc., Kentucky.
- [4] RM. Francis, 1990, *Osteoporosis*, Kluwer Akademik Publisher, London.
- [5] HW. Wahner, I. Fogelman, 1994, *The evaluation of Osteoporosis :dual-energy X-ray absorptiometry in clicical Pactice*, Martin Dunitz Ltd, London.
- [6] Glenn F. Knoll, 1989, *Radiation Detection And Measurement*, second edition, Jhon Wiley & Sons.
- [7] Suparta, GB., 2000, *Perangkat Tomography Komputer Untuk Laboratorium*, Laporan Penelitian, DISK_UGM Yogyakarta.
- [8] Well, D.J., David and M. Morgan, 1994, *Computer Tomography, Material Form*, Vol.18, PP.111-113
- [9] Avinash C. Kak, 1999, *Principle Of Computerized Tomographic imaging*, IEEE Press.
- [10] D. Protopopescu and J.C. Mc. George, 2004, *Experiment Single Analyzer*, Department Of Phisics and Astronomi.
- [11] Rinaldi Munir, 2004, *Pengolahan Citra Digital dengan Pendekatan Algoritmik*, Penerbit Informatika Bandung.
- [12] Rachmad Setiawan, *Programmable Peripheral Interface*, Diktat Kuliah.
- [13] Jack D. Gaskill, John Willey & Sons, 1978, *Linear system, Fourier Transforms and Optics*, New York.
- [14] Agfianto Eko Putra, 2002, *Penapis Aktif Elektronika*, C.V. Gava Media, Yogyakarta.
- [15] Herman, G.T., 1980, *Imaging Reconstruction from Projecion: The Fundamentals of Computed Tomography*, Academic Press, New York.
- [16] Morgan, CL., and Phil, m., 1983, *Basic Principle Of Computerized Tomography*, University Park Press, Baltimore.
- [17] Gordon, R., 1974, *A Tutorial on ART (Algebraic Reconstruction Techniques)*, IEEE Transactions on Nuclear Science, NS(21).
- [18] Brooks, R.A., and Chiro, D., 1976, *Priciple of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiographyc and Radioisotopic Imaging*, Phis.Med.Biol.,21(5).
- [19] Ain Kh., 2003, *Fast Algebraic Reconstruction Method For Raysum Data Raysum Data Set Of Pixel Based Sampling*, UGM Yogyakarta.