

Studi Pendahuluan Sistem Tomografi Listrik-Akustik untuk Mendeteksi Kanker Paru-paru

K. Ain^{1,2}, D. Kurniadi¹, A. Trisnobudi¹

¹Program Studi Teknik Fisika, Institut Teknologi Bandung,
Jl. Ganesa 10, Bandung 40132, Indonesia

²Jurusan Fisika, Universitas Airlangga,
Jl. Airlangga no. 4-6, Surabaya, Jawa Timur, Indonesia
khusnulainunair@yahoo.com

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk mengkaji kemungkinan diterapkannya sistem tomografi listrik-akustik. Sistem tomografi ini dalam bekerjanya menggunakan injeksi pulsa arus listrik sehingga dihasilkan dua data sekaligus, yaitu sinyal akustik dan potensial listrik. Data sinyal akustik memiliki potensi untuk menghasilkan citra resolusi spasial tinggi, sedang data potensial listrik memiliki potensi untuk menghasilkan citra kontras tinggi. Metode yang dilakukan dalam penelitian ini adalah melakukan kajian studi tentang terpenuhinya kemungkinan syarat-syarat yang dibutuhkan. Untuk studi awal ini dilakukan studi simulasi untuk memperoleh data sinyal akustik yang kemudian dilakukan kajian analisis. Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa sinyal akustik prospektif untuk digunakan dalam deteksi kanker paru karena kontrasnya nilai akustik organ paru dan jaringan kanker paru.

Kata kunci: *ferromagnetic, giant magnetoresistance, lapisan tipis, NiCoFe, non magnetik, sensor GMR.*

Abstract

This research aims to examine the possibility of electric-acoustic tomography system. This tomography system works using current pulse injection and produce two data at once, acoustic signal and electric potential. Acoustic signal data has potential to produce high spatial resolution images, while electrical potential data has potential to produce high contrast images. The method applied in this research is to study the possibility of fulfilling the conditions required. For this initial research, a simulation study is conducted to obtain the acoustic signal data which will be analyzed. Results from this research show that acoustic signal has prospect to be used for detecting lung cancer, because of the acoustic contrast between lung and its cancer tissue.

Keywords: *ferromagnetic, giant magnetoresistance, thin layer, NiCoFe, non magnetic, GMR sensor.*

1 Pendahuluan

Kanker paru merupakan penyakit yang menyebabkan kematian terbanyak dalam kelompok penyakit kanker di dunia. Setiap tahun terdapat lebih dari 1.3 juta kasus kanker paru dan bronkial di seluruh dunia. Dari angka itu, sekitar 1.1 juta yang meninggal dunia setiap tahunnya. Di Eropa, diperkirakan ada sekitar 381 ribu kasus kanker paru baru pada tahun 2004, dengan angka kematian berkisar 342 ribu kasus. Di Indonesia diperkirakan terdapat satu penderita baru kanker di antara 1000 penduduk, artinya lebih dari 170000 penderita baru tiap tahunnya. Angka resmi tentang jumlah penderita kanker paru di Indonesia dan angka kematiannya belum ada, tetapi laporan dari berbagai rumah sakit terus mengalir dan menunjukkan bahwa jumlah penderita kanker paru cukup tinggi dan makin lama tampaknya terus meningkat [1].

Sejumlah studi memperlihatkan bahwa deteksi kanker paru dan terapi dini dapat meningkatkan harapan hidup pada pasien. Oleh karena itu banyak dokter merekomendasikan kepada siapa saja agar mau menjalani pemeriksaan rutin untuk mendeteksi ada tidaknya kanker paru.

Untuk mendiagnosis penyakit paru, dunia medis memerlukan suatu metode atau peralatan yang mampu untuk melakukannya. Pencitraan menjadi pilihan yang sangat tepat dijadikan pijakan dalam diagnosis penyakit paru-paru [2]. Beberapa peralatan pencitraan yang telah rutin digunakan dalam mendiagnosis penyakit paru di antaranya adalah Tomografi Komputer Spiral (CT) sinar-X, *Positron Emission Tomography* (PET), *Angiografi Digital* dan *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) [2].

Beberapa instrumen yang telah digunakan tersebut bukan tidak punya keterbatasan. Tomografi Komputer spiral (CT) sinar-X dan PET memiliki keterbatasan akumulasi radiasi pengion yang dapat membahayakan tubuh manusia [3], MRI dalam bekerjanya menggunakan prinsip resonansi magnetik dan membutuhkan medan magnet yang cukup kuat, sehingga seluruh peralatan dan instrumen yang digunakan dalam area tersebut harus kompatibel dengan resonansi magnetik [4]. Dengan demikian hingga saat ini alternatif teknologi pencitraan medis yang akurat, aman dan sederhana sangat diperlukan.

Beberapa alternatif tomografi telah ditawarkan, diantaranya adalah tomografi ultrasonik (UST = *Ultrasound Tomography*), tomografi optik (DOT = *Diffuse Optical Tomography*) dan tomografi listrik (EIT = *Electrical Impedance Tomography*). Tomografi ultrasonik memiliki kelebihan dapat mencitrakan objek dengan resolusi tinggi, namun memiliki kekurangan yaitu nilai kontrasnya rendah, namun sebaliknya bagi tomografi optik dan tomografi listrik. Kedua sistem tomografi ini memiliki kontras tinggi, namun memiliki kekurangan yaitu resolusi rendah.

Ide dasarnya adalah bagaimana menggabungkan kedua sistem yang memiliki masing-masing kelebihan tersebut, yaitu pencitraan hibrid yang mengkombinasikan sistem tomografi listrik dan akustik. Sinyal akustik dapat dibangkitkan dari injeksi arus listrik sesaat. Energi arus listrik sesaat tersebut akan dikonversi oleh sifat listrik objek menjadi energi termal yang akan menghasilkan vibrasi tekanan. Vibrasi tekanan inilah yang akan menghasilkan sinyal akustik. Kelebihan dari sistem tomografi ini adalah dihasilkannya dua data besaran fisis, yaitu data sinyal akustik dan sinyal potensial listrik. Dari kedua data fisis tersebut diharapkan dapat diperoleh citra rekonstruksi dengan resolusi spasial tinggi dari sinyal akustik dan kontras tinggi dari sinyal potensial listrik [5]. Dengan demikian diharapkan sistem tomografi gabungan akustik dan listrik tersebut nantinya mampu menampilkan citra abnormalitas paru sejenis kanker paru.

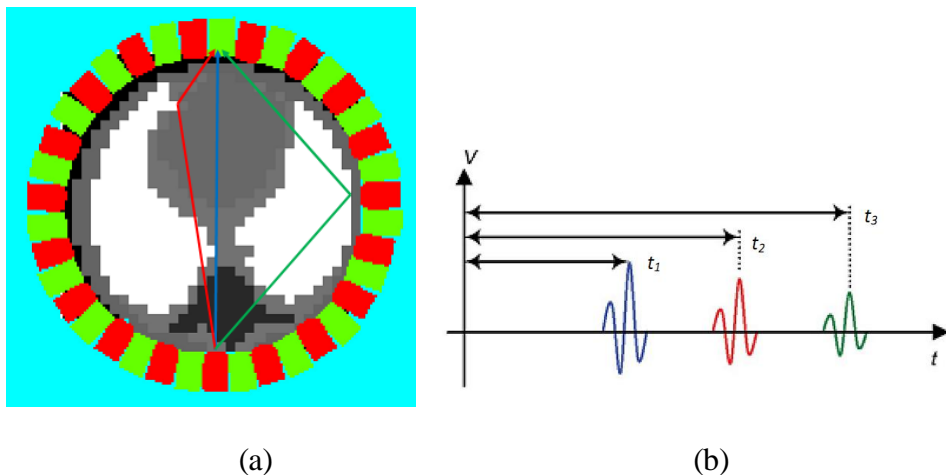
Dalam paper ini menjelaskan tentang studi secara simulasi untuk mendeteksi kanker paru dengan menggunakan sistem tomografi listrik-akustik. Prinsip bekerjanya sistem dijelaskan terlebih dahulu, yang kedua adalah melakukan identifikasi parameter-parameter fisis yang harus dipenuhi dalam sistem tomografi listrik-akustik ini, yang ketiga adalah melakukan kajian studi awal melalui proses simulasi berdasarkan parameter fisis tersebut dan yang keempat adalah melakukan analisis.

2 Dasar Teori

Dalam perjalanannya sinyal akustik akan mengalami berbagai interaksi dengan material yang akan ditemuinya, diantaranya adalah transmisi, refleksi, dan refraksi. Karena mengalami berbagai interaksi tersebut, maka sinyal akustik yang diterima sensor tidaklah sesederhana seperti sinyal akustik semula yang dipancarkan oleh transmitter. Keadaan

tersebut dijelaskan melalui Gambar 1. sinyal akustik memiliki beberapa besaran yang dapat dimanfaatkan, diantaranya adalah frekuensi, intensitas, time of flight dan pulsa echo.

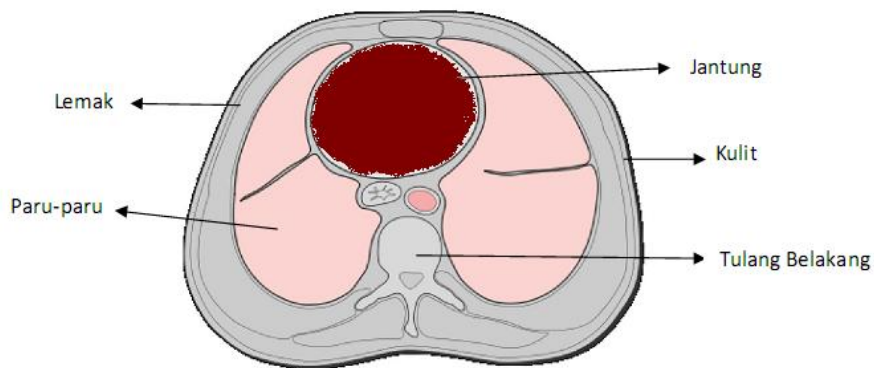
Tomografi ultrasound dapat menghasilkan tomogram dari tiga sifat material yang berbeda. Pertama tomogram atenuasi, merepresentasikan kehilangan energi akustik akibat hamburan dan serapan pada material, kedua tomogram kecepatan suara, merepresentasikan nilai konstanta elastik material dan ketiga tomogram refleksi, merepresentasikan peta adanya beda impedansi karena adanya batas dan ketidakhomogenan [6]. Untuk memperoleh tomogram pertama dan kedua system sensor yang digunakan adalah mode transmisi sedang tomogram ketiga sistem sensor yang digunakan adalah mode refleksi. Perbedaan antara pertama dan kedua adalah data yang diterima merupakan intensitas dan time of flight (TOF).



Gambar 1 (a) beberapa kemungkinan lintasan sinyal akustik (b) data TOF yang akan diterima oleh sensor akibat lintasan sinyal akustik

Jika frekuensi sinyal akustik yang dihasilkan cukup tinggi, maka time of flight (TOF) transmisi dari berkas yang lurus dapat dengan mudah diperoleh yaitu sama dengan waktu sinyal akustik pertama yang diterima oleh sensor .

Tomografi akustik dapat dibangun dengan cara memperoleh data TOF lengkap dari berbagai arah. Sekumpulan data TOF tersebut dapat direkonstruksi sehingga diperoleh nilai kecepatan akustik yang merupakan nilai akustik pada masing-masing organ. Gambar 2 adalah gambar potongan rongga dada yang di dalamnya terdapat organ paru-paru beserta jaringan yang lain. Seluruh organ dalam rongga dada tersebut memiliki nilai fisis kecepatan akustik yang ditampilkan pada Tabel 1. Dalam proses perhitungan iterasinya nilai waktu tempuh gelombang akustik di masing-masing organ inilah yang digunakan, besaran tersebut adalah nilai yang berbanding terbalik dengan nilai kecepatan akustiknya.



Gambar 2 Paru-paru beserta jaringan yang lain dalam rongga dada

Tabel 1 Nilai kecepatan akustik dan waktu tempuh gelombang akustik pada beberapa organ tubuh dalam rongga dada

No	Organ Tubuh	Kecepatan akustik (m/s)	Waktu tempuh gelombang akustik (μ s)
1	Paru-paru	650	15,385
2	Kulit dada	1642	6,090
3	Otot jantung	1585	6,309
4	Lemak	1450	6,897
5	Tulang	4080	2,451
6	Kanker paru	1580	6,329

3 Metode Penelitian

Ada dua tahapan aktivitas yang dilakukan dalam penelitian ini yaitu, tahapan pertama adalah memastikan bahwa sistem tomografi listrik akustik ini bisa bekerja dan dapat diterapkan secara aman pada tubuh manusia. Tahapan berikutnya adalah melakukan kajian studi melalui pemodelan atau simulasi.

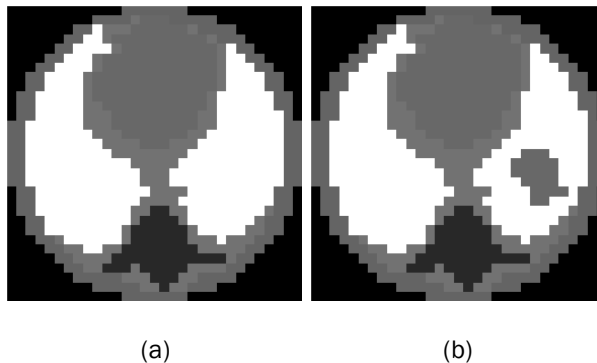
Penelitian yang dilakukan ini masih meninjau salah satu dari data sinyal yang dihasilkan dari sistem ini, yaitu sinyal akustik. Sedang sinyal potensial yang juga dihasilkan untuk sementara belum diperhitungkan.

Beberapa asumsi yang harus dipenuhi agar simulasi ini sesuai dengan kondisi fisis sesungguhnya adalah:

1. Frekuensi sinyal akustik yang dihasilkan cukup tinggi sehingga berkas sinyal mampu bergerak dengan lintasan lurus.
2. Pulsa arus listrik yang diinjeksikan mampu menghasilkan intensitas pulsa akustik yang dapat menembus sampai ke luar permukaan objek.
3. Mode sensor pulsa akustik yang digunakan adalah mode transmisi dengan data *time of flight* (TOF).
4. Ukuran diameter sensor tidak terlalu luas.

Oleh karena itu terlebih dahulu dibuat objek numerik model rongga dada berbentuk lingkaran yang di dalamnya terdapat paru-paru, kulit dada, otot jantung, lemak, tulang dan kanker paru, mengacu pada Gambar 2, sehingga akan diperoleh Gambar 3. Ada dua objek numeric yang dibuat pada penelitian ini, yaitu objek numerik dengan paru-paru normal dan objek numerik dengan paru-paru yang mengandung jaringan kanker paru. Objek numerik tersebut memiliki diameter 31 sel, yang mengandung sejumlah 755 sel dengan nilai numerik waktu tempuh masing-masing sel sesuai dengan organ tubuh yang diwakilinya. Nilai waktu tempuh gelombang akustik yang digunakan dalam simulasi rongga dada ini dapat diperoleh dari Tabel 1.

Jumlah elektrode dan sensor sinyal akustik yang digunakan dalam simulasi ini adalah sama, masing-masing berjumlah 49 buah, seperti ditunjukkan pada Gambar 4. Dari sejumlah elektroda dan sensor sinyal akustik tersebut dapat diperoleh sinogram dengan sejumlah 49 x 31 titik data, seperti ditunjukkan pada Gambar 6. Alasan jumlah elektrode dan sensor yang digunakan untuk menghasilkan citra rekonstruksi dengan ukuran diameter tersebut masih mengacu kepada syarat jumlah data minimal yang harus disediakan oleh sistem tomografi konfensional. Untuk perbaikan ke depan perlu dirumuskan jumlah dan penataan data yang optimal terkait dengan sistem tomografi listrik-akustik ini.



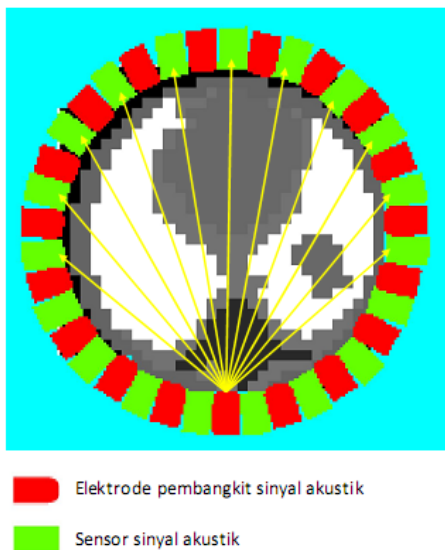
Gambar 3 Objek numeric (a) rongga dada dengan paru-paru normal (b) rongga dada dengan paru-paru mengandung kanker

Parameter-parameter yang digunakan selama proses *scanning* adalah sebagai berikut:

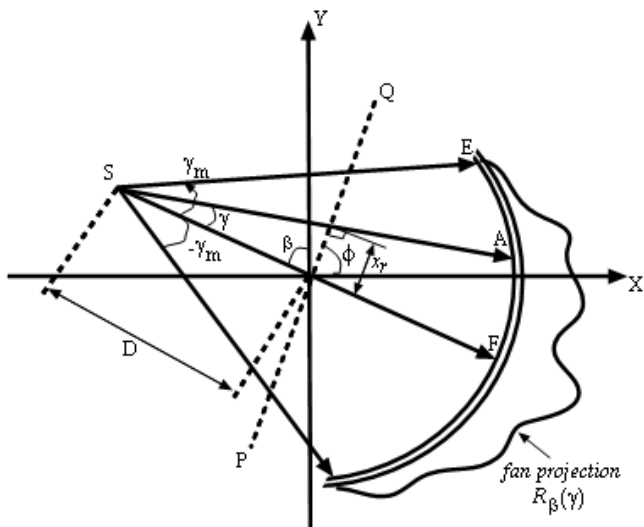
1. Diameter objek setara dengan N satuan, yang menunjukkan ukuran objek dengan diameter N piksel.
2. M , menyatakan banyaknya elektroda atau banyaknya sensor sinyal akustik yang digunakan pada simulator.
3. N , menyatakan banyaknya sensor sinyal akustik yang aktif mencatat TOF dari pembangkit sinyal akustik.
4. Sudut β , menyatakan sudut antara berkas sinar pusat dengan berkas sinar pusat awal. Sudut $\Delta\beta$, menyatakan sudut antara elektrode dengan elektrode berikutnya, yaitu $\Delta\beta = \frac{360}{M}$.
5. Sudut γ , menyatakan sudut antara berkas sinar dengan berkas sinar pusat. Sudut γ_m , menyatakan sudut maksimum berkas sinar. Sensor sinyal akustik yang terletak pada posisi sudut $-\gamma_m$ dan γ_m adalah sensor sinyal akustik terdekat yang dapat

menerima sinyal akustik. Sudut $\Delta\gamma$ adalah sudut antara Sensor sinyal akustik dengan Sensor sinyal akustik berikutnya, sehingga Sudut $\Delta\gamma = \Delta\beta$.

6. Lebar elektrode dan Sensor sinyal akustik sebesar 1 satuan piksel, sehingga berkas sinar terkolimasi dengan lebar satu satuan piksel.



Gambar 4 Model skema proses scanning tomografi komputer listik-akustik



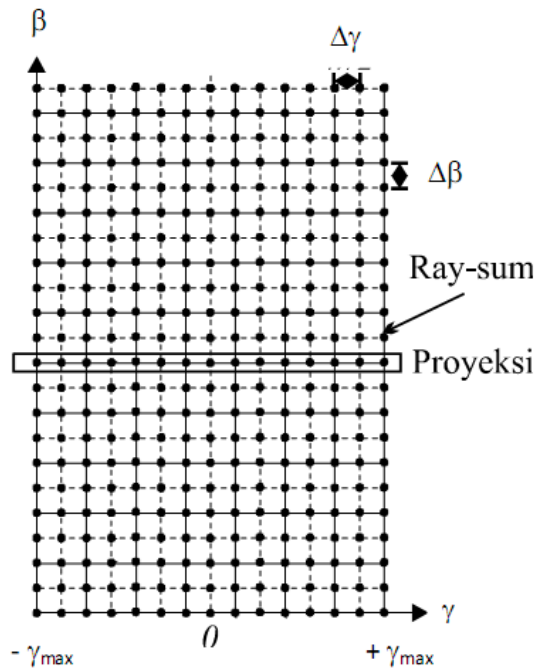
Gambar 5 Prinsip dasar sistem tomografi komputer detektor lengkung [7]

Dengan,

β : sudut antara SF dengan sumbu awal

D : jarak antara sumber dengan pusat O

γ : sudut berkas sinar untuk tiap detektor dengan sumbu sinar pusat



Gambar 6 Kisi Sinogram data lengkap TOF

Pemodelan sistem tomografi listrik-akustik ini akan menghasilkan data TOF, satu data TOF disebut ray-sum dan sekumpulan data TOF pada posisi sudut β disebut proyeksi. Posisi masing-masing data ditempatkan pada kisi dengan urutan tertentu yang dikenal dengan sinogram yang ditampilkan pada Gambar 6. Data tersebut kemudian direkonstruksi dengan metode iteratif, yang pertama kali diusulkan oleh Kaczmarz. Pada tahun 1973 Herman, Lent dan Rowland menurunkan persamaan tersebut yang dikenal sebagai metode ART (*Algebraic Reconstruction Technique*), dengan persamaan sebagai berikut,

$$t_i^{k+1} = t_i^k + \Delta t_i \tag{1}$$

$$\Delta t_i = \frac{w_{ij}}{\sum w_{ij}^2} (p_j - q_j) \tag{2}$$

$$p_j = t_j \tag{3}$$

$$q_j = \sum w_{ij} t_i^k \tag{4}$$

dengan :

t_i^{k+1} = nilai objek ke-i setelah iterasi ke- k+1

t_i^k = nilai objek ke-i sebelumnya (iterasi ke- k)

w_{ij} = bobot yang menunjukkan luasan sel tertentu yang terlewat berkas sinyal akustik, dengan $0 \leq w_{ij} \leq 1$.

p_j = ray-sum TOF terukur yang diperoleh dari simulasi

q_j = ray-sum TOF perhitungan

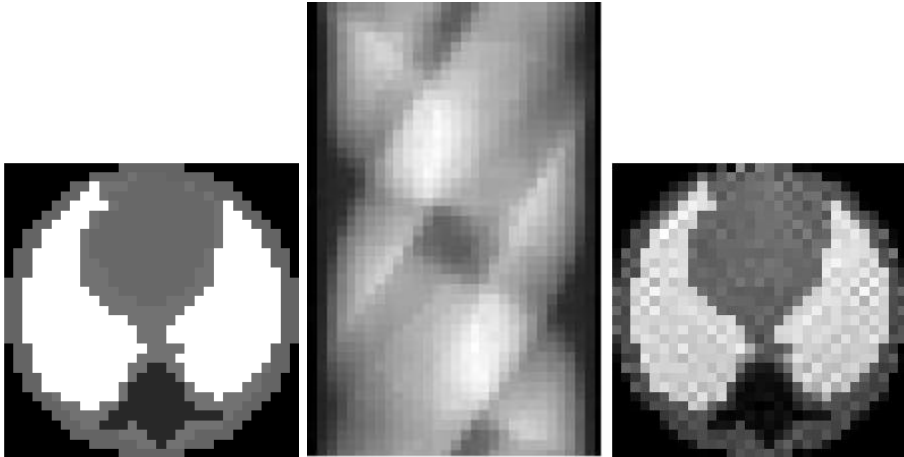
Proses iterasi akan dihentikan jika nilai error Δt telah mencapai batas limit yang diinginkan. Semakin kecil nilainya, hasil yang diperoleh akan semakin valid, namun akan menambah ongkos komputasi. Sehingga biasanya akan dipilih pada nilai tertentu yang sudah akan menghasilkan nilai yang cukup valid dengan ongkos komputasi yang optimal.

4 Hasil dan Kesimpulan

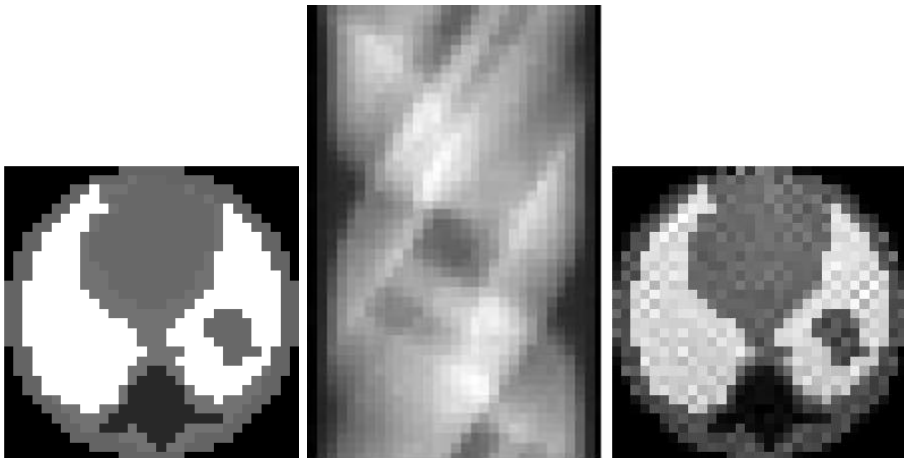
Untuk memastikan bahwa sistem tomografi listrik-akustik dapat bekerja, perlu dihitung terlebih dahulu syaratnya sehingga terpenuhinya proses tersebut. Syarat yang harus dipenuhi adalah besarnya injeksi arus listrik sehingga sinyal akustik dihasilkan dalam objek tersebut. Kedua adalah injeksi arus listrik yang digunakan tersebut masih dalam kategori aman bagi tubuh manusia.

Sinyal akustik dapat dibangkitkan di dalam objek plastis, untuk dapat menghasilkan sinyal akustik tersebut diperlukan minimal intensitas tertentu. Intensitas adalah besarnya energy persatuan waktu tiap satuan luas. Dalam sistem tomografi fotoakustik, pulsa laser Nd-YAG dengan energy 30 mJ, durasi pulsa 4.7 ns, diameter berkas 1.5 cm dan laju pengulangan 10 Hz cukup untuk membangkitkan sinyal akustik [8]. Intensitas pulsa laser tersebut setara dengan 54,054 mW/cm², yang masih berada di bawah ambang batas intensitas aman, karena menurut standard ANSI limit aman intensitas pada kulit tubuh adalah 100 mJ/cm² [8]. Dengan menggunakan persamaan energy listrik dalam objek yang memiliki resistivitas tertentu, maka intensitas sebesar 54.054 mW/cm² tersebut jika dikonversi ke pulsa energy listrik yang memiliki durasi pulsa 1 μ s, laju pengulangan 100 Hz, luas electrode 1 cm², dan resistivitas kulit tubuh manusia 100 Ω , maka arus yang diperlukan adalah 2.32 A. Arus tersebut lebih kecil dari arus yang diusulkan oleh peneliti lain yaitu sebesar 3A dengan durasi 1 μ s [5].

Hasil proses scanning dari objek numerik tersebut berupa data sinogram TOF, yang ditunjukkan pada Gambar 7 (b) dan 8 (b), secara simulasi data sinogram TOF diperoleh dengan menggunakan persamaan (4). Sinogram-sinogram hasil proses scanning sistem tomografi listrik-akustik tersebut kemudian direkonstruksi dengan metode rekonstruksi ART pada persamaan (1) dan (2), sehingga diperoleh citra-citra hasil rekonstruksi, dengan hasil ditunjukkan pada Gambar 7 (c) dan 8 (c). Proses rekonstruksi akan dihentikan jika error Δt sudah mencapai nilai lebih kecil dari 10^{-4} . Untuk mencapai kondisi tersebut ternyata membutuhkan sejumlah 8 kali iterasi.



Gambar 7 (a) Objek numerik rongga dada dengan paru-paru normal (b) sinogram data TOF (c) citra rekonstruksi



Gambar 8 (a) Objek numerik rongga dada dengan paru-paru mengandung kanker (b) sinogram data TOF (c) citra rekonstruksi

Dari citra rekonstruksi yang diperoleh terlihat bahwa dalam rongga dada hanya terlihat tiga kelompok jaringan, yaitu paru, tulang, dan jaringan lain. Jaringan lain tersebut meliputi organ jantung, lemak, kulit, dan kanker paru, yang memiliki kontras rendah sehingga sangat sulit untuk membedakannya. Hal yang menguntungkan adalah tingginya nilai kontras antara organ paru dengan jaringan kanker paru, sehingga memungkinkan dengan mudah membedakan antara organ paru dan jaringan kanker paru, seperti tampak pada Gambar 8 (c). Dengan demikian sistem tomografi ini sangat prospektif untuk digunakan sebagai sistem deteksi kanker paru.

Kesimpulan :

1. Sistem tomografi listrik-akustik prospektif untuk dikembangkan karena dapat menghasilkan dua data sekaligus, yaitu data akustik dan data potensial listrik.

2. Data sinyal akustik memiliki kemampuan untuk digunakan melakukan deteksi kanker paru karena kontrasnya nilai akustik antara organ paru dan jaringan kanker paru.

5 Daftar Pustaka

- [1] Tjandra Yoga Aditama, 1993, Situasi Beberapa Penyakit Paru di Masyarakat, Cermin Dunia Kedokteran
- [2] M. Decramer and D. Roussos, 2002, Imaging and Lung Dieses, European Respiratory Journal.
- [3] Yixiong Su, Fan Zhang, Kexin Xu, Jianquan Yao and Ruikang K Wang, J. Phys. D: Appl. Phys. 38 (2005) 2640–2644, A photoacoustic tomography system for imaging of biological tissues.
- [4] Roberto T. Blanco, Risto Ojala, Juho Kariniemi, Jukka Perala, Jaakko Niinimaki, Osmo Tervonen, 2005, European Journal of Radiology 56(2005) 130-142, Interventional and Intraoperative MRI at low field scanner- a review .
- [5] Bastian Gebauer and Otmar Scherzer, 2008, SIAM J. APPL. MATH. Vol. 69, No. 2, p p. 565–576, Impedance-acoustic tomography
- [6] C. Pintavirooj, A. Romputtal, A. Ngamlamiad, W. Withayachumnankul and K. Hamamoto, 2003, Ultrasonic Refractive Index Tomography, Journal of WSCG, Vol.12, No.1-3.
- [7] Avinash C Kak dan Malcolm Slaney, 1999, Principles of Computed Tomography Imaging, IEEE Press, New York.
- [8] Xueding Wang, Yuan Xu, and Minghua Xu, Seiichirou Yokoo and Edward S. Fry, Lihong V. Wang , 2002, Photoacoustic tomography of biological tissues with high cross-section resolution: reconstruction and experiment.