

STUDI PENYESUAIAN PERANGKAT LUNAK EIDORS PADA SISTEM ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY (EIT) UNTUK MENINGKATKAN AKURASI CITRA OBJEK

Akbar Sujiwa¹, Atmiasri²

^{1,2}Program Studi Teknik Elektro, Universitas PGRI Adi Buana Surabaya

Jl. Dukuh Menanggal XII, Surabaya 60234 Jawa Timur, Indonesia

¹akbarsujiwa@unipasby.ac.id, ²atmiasri@unipasby.ac.id

Abstract

Electrical Impedance Tomography (EIT) is a non-invasive imaging method that is increasingly being developed by researchers because apart from being low cost it also uses non-radiative materials. Image reconstruction from EIT usually uses a software called EIDORS. However, the literacy of using EIDORS is still small and most researchers focus only on the results of reconstructed images. Therefore, in this article the researcher tries to conduct a study by varying the EIDORS algorithm adjustments in order to obtain an accurate image according to the condition of the object being imaged. From several times taking data and adjusting the algorithm code, it is concluded that the accuracy of EIDORS imaging can be improved by adding the rotate_meas program code and adjusting the current amplitude value in the mk_stim_pattern library from a value of 1 to 0.01.

Keywords : *Adjusting, EIDORS, EIT, Impendance, Tomography*

Abstrak

Electrical Impedance Tomography (EIT) merupakan metode pencitraan non-invasif yang semakin banyak dikembangkan oleh para peneliti karena selain berbiaya rendah juga menggunakan bahan non-radiatif. Rekonstruksi citra dari EIT biasanya menggunakan perangkat lunak bernama EIDORS. Namun literasi penggunaan EIDORS masih sedikit dan kebanyakan peneliti berfokus pada hasil citra rekonstruksi saja. Oleh karena itu dalam artikel ini peneliti mencoba melakukan studi dengan melakukan variasi penyesuaian algoritma EIDORS agar diperoleh suatu citra yang akurat sesuai kondisi objek yang dicitrakan. Dari beberapa kali pengambilan data dan penyesuaian kode algoritma diperoleh dua kesimpulan bahwa akurasi pencitraan EIDORS dapat ditingkatkan dengan menambahkan kode program rotate_meas dan penyesuaian nilai amplitudo arus dalam library mk_stim_pattern dari nilai 1 hingga 0.01.

Kata kunci : *EIDORS, EIT, Impendansi, Penyesuaian, Tomografi*

1. PENDAHULUAN

Pencitraan medis pada pemeriksaan diagnostik dengan teknik diagnosis non-bedah seperti fluoroskopi, radiologi dan kardiologi menghasilkan dosis radiasi yang tinggi tidak hanya pada pasien tetapi juga pada pekerja medis, hal ini dapat memberikan dampak buruk bagi kesehatan jangka panjang akibat paparan radiasi [1]. Kebutuhan akan alat pencitraan medis sangat dibutuhkan untuk analisis penyakit di dalam

tubuh pasien, terutama penggunaan alat rontgen untuk mencitrakan keadaan tulang manusia. Namun berdasarkan penelitian Aryawijayanti [2] penggunaan rontgen (sinar-X) memiliki dampak buruk bila diterapkan berulang kali. Salah satu solusi pencitraan medis yang menggunakan radiasi tidak berbahaya dapat menggunakan metode *Electrical Impedance Tomography* (EIT).

EIT masih tergolong modalitas yang cukup baru, EIT merupakan suatu teknik pencitraan dinamis yang dikembangkan untuk pencitraan

distribusi dielektrik dari material dielektrik dengan kontras tinggi [3]. Dalam segi komponen pembangun, perangkat EIT hanya membutuhkan elektroda konduktor seperti tembaga serta perangkat komputasi seperti laptop saja, sehingga mobilitas pemakaiannya sangat fleksibel.

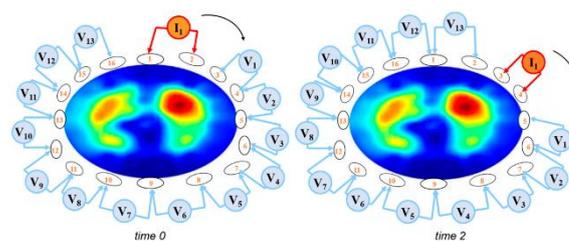
Keunggulan dari teknik ini adalah biaya pembuatan serta pengembangan perangkat EIT membutuhkan biaya yang rendah serta metode non-invasif yang tidak berbahaya bagi manusia dan hanya membutuhkan besar arus listrik bolak-balik yang kecil dalam proses pengukuran tegangan yang dihasilkan pada tubuh [4][5]. Selain untuk pencitraan organ dalam, metode EIT dalam perkembangannya juga diteliti untuk mendapatkan gambaran tulang manusia sehingga fungsinya bisa disamakan dengan foto rontgen yang menggunakan sinar-X [6]. Cara kerja rontgen memanfaatkan sinar beradiasi tinggi yang merupakan pelepasan energi yang cukup besar sehingga mampu menembus materi atau substansi berbentuk gelombang elektromagnetik maupun berupa partikel [7][8]. Jenis radiasi tinggi juga biasa digunakan dalam penyembuhan beberapa jenis penyakit berat seperti kanker, radioterapi, dan juga masalah kesehatan gigi [9]. Namun citra medis dengan radiasi-radiasi tinggi dapat membahayakan penggunaannya baik bagi si pasien maupun petugas medis jika tidak diawasi dan dikendalikan dengan tepat. Efek samping penggunaan sinar beradiasi tinggi bisa menyebabkan perubahan fisiologis maupun mempengaruhi pertumbuhan mikroba dalam tubuh [10].

Sebagian besar jurnal penelitian yang berhubungan dengan EIT hanya membahas hasil citra saja, tanpa menjelaskan kode penyesuaian algoritma untuk memperoleh citra yang lebih detail [11][12][13]. Namun dalam penerapan EIT selain faktor perangkat keras seperti sumber arus [14], juga terdapat faktor algoritma yang digunakan agar diperoleh bentuk citra yang sesuai [15][16]. Oleh karena itu untuk memberikan wawasan bagi peneliti dalam penggunaan perangkat lunak EIDORS, maka dalam artikel ini akan dilakukan studi tentang penggunaan kode pemrograman dalam EIDORS dalam menghasilkan visualisasi citra akurat sesuai dengan keadaan sesungguhnya, sehingga diharapkan para peneliti yang membaca artikel ini dapat memahami dan mengembangkan sistem EIT yang berbasis perangkat lunak EIDORS.

2. TINJAUAN PUSTAKA DAN TEORI

2.1. *Electrical Impedance Tomography*

Sistem Electrical Impedance Tomography (EIT) merupakan teknik pencitraan suatu objek yang gambarnya diperoleh dari rekonstruksi data konduktivitas objek hasil pengukuran beberapa elektroda eksternal. Citra yang dihasilkan merupakan representasi distribusi konduktivitas listrik (atau impedansi listrik) dari bagian suatu objek yang direkonstruksi menggunakan algoritma tertentu dengan bantuan program komputer [17]. Rekonstruksi citra dilakukan dengan memberikan arus yang konstan pada suatu objek dengan bantuan elektroda, sedangkan elektroda yang lain dipergunakan untuk mengukur tegangan yang timbul pada titik-titik pengukuran dan data tegangan inilah yang diolah oleh perangkat lunak komputer untuk direkonstruksi menjadi citra [18]. Aplikasi EIT ini banyak digunakan untuk dunia kesehatan diantaranya untuk mencitrakan bagian dalam tubuh seperti otak, paru-paru, dan dada dari seorang pasien [13][19].

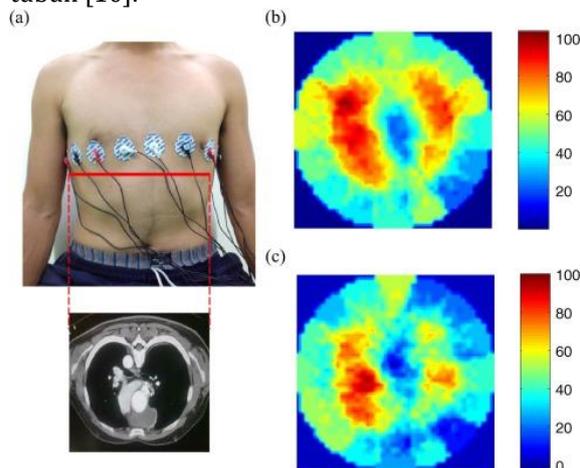


Gambar 1. Contoh Citra EIT [20]

2.2. EIT dalam Bidang Kesehatan

Keunggulan dari teknik ini adalah biaya pembuatan serta pengembangan perangkat EIT membutuhkan biaya yang rendah serta metode non-invasif yang tidak berbahaya bagi manusia dan hanya membutuhkan besar arus listrik bolak-balik yang kecil dalam proses pengukuran tegangan yang dihasilkan pada tubuh [4][5]. Selain untuk pencitraan organ dalam, metode EIT dalam perkembangannya juga diteliti untuk mendapatkan gambaran tulang manusia sehingga fungsinya bisa disamakan dengan foto rontgen yang menggunakan sinar-X [6]. Cara kerja rontgen memanfaatkan sinar beradiasi tinggi yang merupakan pelepasan energi yang cukup besar sehingga mampu menembus materi atau substansi berbentuk gelombang elektromagnetik maupun berupa partikel [7][8]. Jenis radiasi tinggi juga biasa digunakan dalam penyembuhan beberapa jenis penyakit berat seperti kanker,

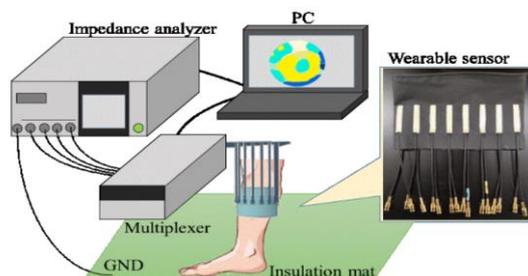
radioterapi, dan juga masalah kesehatan gigi [9]. Namun citra medis dengan radiasi-radiasi tinggi dapat membahayakan penggunaannya baik bagi si pasien maupun petugas medis jika tidak diawasi dan dikendalikan dengan tepat. Efek samping penggunaan sinar beradiasi tinggi bisa menyebabkan perubahan fisiologis maupun mempengaruhi pertumbuhan mikroba dalam tubuh [10].



Gambar 2. Contoh Citra EIT [12]

2.3. Desain Umum dari Sebuah Perangkat EIT

Secara umum, instrumentasi EIT terdiri dari rangkaian digital dan analog, rangkaian elektroda yang berfungsi sebagai sensor-EIT dan sebuah PC. Gambar akhirnya direkonstruksi dari data yang diperoleh (voltase) dengan menggunakan algoritma iteratif. Bagian analog dari perangkat keras mencakup sumber arus yang akurat dan bagian akuisisi data (untuk mengukur tegangan dengan cukup presisi). Bagian digital berisi unit kontrol. Ketepatan semua unit memainkan peran yang sangat penting dalam kualitas gambar yang direkonstruksi [21].

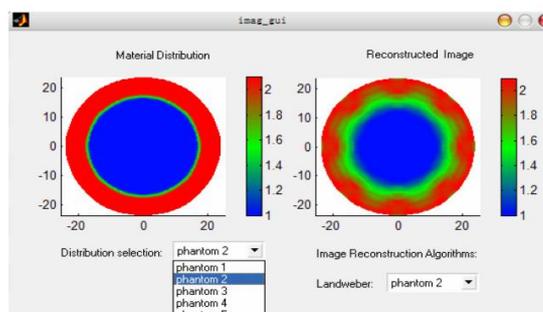


Gambar 3. Desain Hardware Pada Sistem EIT [22]

2.4. Electrical Capacitance Tomography

Electrical capacitance tomography (ECT) dikembangkan dengan baik untuk

memvisualisasikan distribusi bahan dielektrik di dalam pipa atau kapal tertutup (biasanya melingkar atau persegi), seperti aliran gas-padatan dalam konveyor pneumatik [23][24]. Ini didasarkan pada pengukuran perubahan kapasitansi antara satu set elektroda. Menggunakan data ini, algoritma rekonstruksi gambar digunakan untuk menyimpulkan distribusi bahan dielektrik. Algoritma rekonstruksi gambar yang paling umum untuk ECT adalah non-iterative linear back-projection (LBP). Ini relatif sederhana dan cepat dan cocok untuk pengukuran on-line. Namun, kualitas gambar yang direkonstruksi menggunakan LBP buruk karena pendekatan linier yang terlalu sederhana. Untuk mendapatkan gambar yang lebih baik, algoritma berulang telah dikembangkan, seperti Newton-Raphson dan Landweber [25].



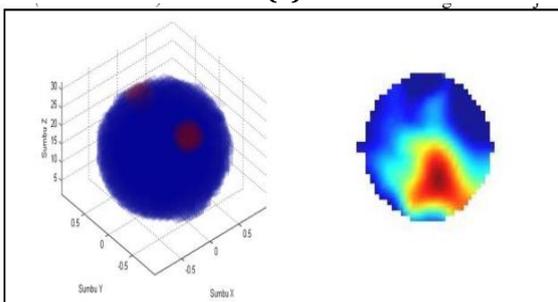
Gambar 4. Rekonstruksi Citra Dari ECT [26]

2.5. Aplikasi ECT pada Citra Kepala Manusia

Pengembangan lebih lanjut dari ECT adalah dengan meningkatkan citranya menjadi 3 dimensi, sehingga diperoleh citra volume dari benda yang di analisa. ECT dengan pengembangan citra volume ini dinamakan *Electrical Capacitance Volume Tomography* (ECVT). ECVT merupakan suatu teknik pencitraan volume dinamis yang dikembangkan berdasarkan sistem ECT. Pada awal pengembangannya, ECVT digunakan untuk pencitraan distribusi dielektrik dari material dielektrik dengan kontras tinggi. Dalam dunia industri ECVT telah digunakan untuk studi gas-solid fluidized bed system dan gas-solid Circulating Fluidized Bed (CFB) sehingga diperoleh citra aliran multiphase 3 dimensi [3].



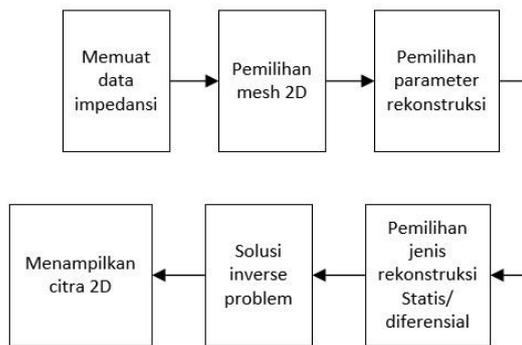
(a)



Gambar 5. Citra Hasil Rekonstruksi ILBP Dengan Variasi Rapat Muatan Objek [3]

2.6. EIDORS

EIDORS adalah toolbox MatLab khusus untuk rekonstruksi citra menggunakan nilai impedansi listrik yang diperoleh dari urutan sambungan tertentu melalui susunan empat buah elektroda. Urutan program yang dikembangkan untuk tomografi mengikuti tindakan diagram blok yang ditunjukkan pada gambar 6 [16].



Gambar 6. Diagram Blok Dari Alur Program EIDORS

Perangkat lunak EIDORS terdiri dari empat objek utama: data, image, fwd_model dan inv_model. Setiap objek diwakili oleh sebuah struktur. Semua objek memiliki properti name dan type. Properti name, ditampilkan oleh fungsi

grafik dan juga bisa berguna untuk membedakan objek dalam fungsi yang ditentukan pengguna. Properti type, digunakan untuk mengidentifikasi tipe objek (misalnya data dan gambar).

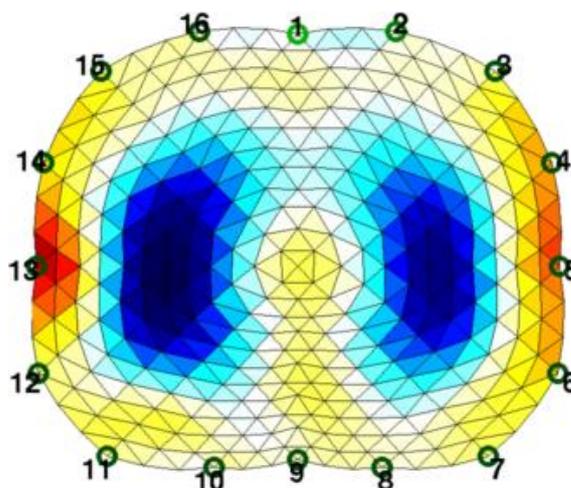
Objek data EIDORS mewakili kerangka pengukuran atau data simulasi. Bidang yang diperlukan adalah data frame aktual, meas, dan waktu perolehan, time, dalam detik setelah beberapa waktu. Dalam aplikasi tertentu, time dapat ditentukan sehubungan dengan titik awal lainnya, seperti permulaan percobaan, atau dapat disetel ke 0 atau -1 untuk waktu yang tidak diketahui atau data simulasi.

Objek image EIDORS mengekspresikan nilai konduktivitas yang direkonstruksi atau disimulasikan. Bentuk elem_data ($N \times 1$) adalah nilai dari setiap elemen gambar pada model elemen hingga (pada bentuk fwd_model). Contoh perintah ekspresi rekonstruksi EIT dapat dilihat pada rumus 3 program berikut.

$$img=inv_solve(imdl, data1, data2); \quad (1)$$

Objek fwd_model EIDORS merupakan objek yang paling kompleks, yang dirancang untuk merepresentasikan model elemen hingga (FEM), posisi dan properti elektroda, dan pola stimulasi, serta penunjuk yang berfungsi untuk menyelesaikan masalah maju pada model ini.

Objek inv_model EIDORS mengelompokkan informasi yang diperlukan untuk melakukan rekonstruksi gambar. Dua tipe dasar rekonstruksi dibedakan berdasarkan bidang tipe rekonstruksi, yaitu 'diferensial' (yang menghitung gambar berdasarkan perbedaan antara dua objek data) dan 'statis' (yang menghitung gambar berdasarkan satu objek data) [15].



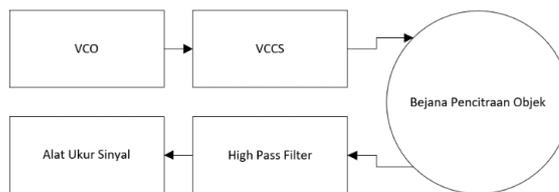
Gambar 7. Hasil Citra Dari EIDORS

3. METODOLOGI PENELITIAN

Sistem Electrical Impedance Tomography (EIT) merupakan teknik pencitraan suatu objek yang gambarnya diperoleh dari rekonstruksi data konduktivitas objek hasil pengukuran beberapa elektroda eksternal. Citra yang dihasilkan merupakan representasi distribusi konduktivitas listrik (atau impedansi listrik) dari bagian suatu objek yang direkonstruksi menggunakan algoritma tertentu dengan bantuan program komputer [17]. Rekonstruksi citra dilakukan dengan memberikan arus yang konstan pada suatu objek dengan bantuan elektroda, sedangkan elektroda yang lain dipergunakan untuk mengukur tegangan yang timbul pada titik-titik pengukuran dan data tegangan inilah yang diolah oleh perangkat lunak komputer untuk direkonstruksi menjadi citra [18]. Aplikasi EIT ini banyak digunakan untuk dunia kesehatan diantaranya untuk mencitrakan bagian dalam tubuh seperti otak, paru-paru, dan dada dari seorang pasien [13][19].

3.1. Desain Utama Sistem *Electrical Impedance Tomography* (EIT)

Untuk mendapatkan data-data pengukuran yang dapat diolah oleh perangkat lunak EIDORS maka perlu dibangun sistem elektronik yang terdiri atas Voltage-Controlled Oscillator (VCO), Voltage-Controlled Current Source (VCCS), Bejana Pencitraan Objek, High Pass Filter, dan alat ukur sinyal seperti yang disajikan pada gambar 1. Pada beberapa peneliti tak sedikit yang menggunakan tambahan perangkat keras seperti band pass filter pada bagian VCO agar mendapatkan bentuk sinyal eksitasi yang lebih baik [27] dan juga rangkaian penguat serta high/low pass filter aktif untuk mendapatkan sinyal yang cukup bersih dan kuat untuk dibaca oleh perangkat pengukur sinyal [28]. Namun pada penelitian ini hanya digunakan perangkat keras yang paling umum seperti yang diperlihatkan pada gambar 8. Jumlah elektroda yang digunakan sebanyak 8 buah sehingga total terdapat 40 data pengukuran untuk diolah menjadi citra.

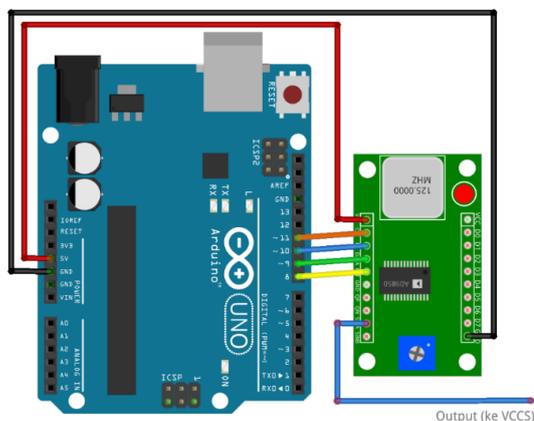


Gambar 8. Hasil Citra Dari EIDORS

3.2. *Voltage-Controlled Oscillator* (VCO)

Untuk membangkitkan sinyal eksitasi yang akan dikirim ke objek maka perlu sebuah rangkaian pembangkit sinyal atau Voltage-Controlled Oscillator (VCO). Desain rangkaian VCO yang dipakai menggunakan modul AD9850 yang mampu menghasilkan frekuensi maksimal hingga 62,5 Mhz sehingga cocok digunakan untuk desain penelitian yang membutuhkan variasi frekuensi pada sistem sinyal generatornya [29].

AD9850 dapat menghasilkan frekuensi dan fase yang dapat dikontrol melalui pemrograman melalui pin input menggunakan komunikasi serial. Sinyal frekuensi gelombang sinus bisa langsung digunakan sebagai sumber atau konversi internal pembanding kecepatan tinggi untuk keluaran gelombang persegi. Pada clock 125 MHz, kontrol frekuensi 32-bit dapat menghasilkan resolusi frekuensi keluaran dari AD9850 sebesar 0,0291Hz [30].



Gambar 9. Rangkaian VCO

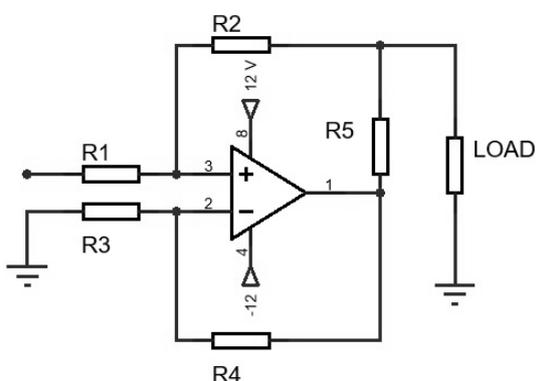
Pada penelitian ini desain VCO dibangun sesuai dengan gambar 2 dengan frekuensi pembangkit sebesar 3kHz, dimana untuk memprogram AD9850 digunakan Arduino sebagai pengontrol frekuensi yang diinginkan. Keunggulan dari penggunaan rangkaian ini adalah sinyal keluaran yang diinginkan dapat diatur sesuai keinginan dengan hanya mengubah kode program yang ada pada Arduino, sehingga dalam

penggunaannya kita dapat menggunakan bermacam frekuensi dari rentang 100 hz hingga 62,5 Mhz.

3.3. Voltage-Controlled Current Source (VCCS)

Sistem EIT biasanya menggunakan sumber arus yang telah dirancang menggunakan Penguat Operasional (OPAMP) atau penguat transkonduktansi. Sumber Arus atau dalam EIT dinamakan sebagai Voltage-Controlled Current Source (VCCS) yang merupakan elemen rangkaian aktif yang mampu memasok aliran arus konstan ke rangkaian terlepas dari tegangan yang dikembangkan di terminalnya.

Kualitas citra yang direkonstruksi dalam Electrical Impedance Tomography (EIT) bergantung pada dua faktor penting: pertama, ketepatan perangkat keras EIT dalam injeksi arus (VCCS) dan kedua, efisiensi algoritma rekonstruksi citra. Oleh karena itu, VCCS memainkan peran penting dan vital dalam instrumen EIT. Sumber arus beban apung (floating load) yang dibangun dalam penelitian ini menggunakan rangkaian yang mampu menghasilkan impedansi tinggi dengan jenis Floating-load current source [14].



Gambar 10. Rangkaian Enhanced Howland V-I Converter

Dalam penelitian ini rangkaian VCCS mendapatkan sinyal dari VCO kemudian diubah menjadi sinyal arus menggunakan rangkaian Enhanced Howland (EH) pada gambar 3. Kelebihan EH dibandingkan dengan Howland VCCS klasik adalah dengan membagi resistor feedback positif Howland klasik menjadi Howland yang ditingkatkan R2 dan R5, dan konsumsi daya R1 berkurang. Konsumsi daya yang tidak diinginkan di R1 dan memanasnya berpotensi mengubah resistansinya yang dapat menyebabkan ketidakseimbangan jembatan resistor Howland

[31]. Dalam menentukan nilai resistor yang dipakai dapat menggunakan rumus berikut.

3.4. Penyesuaian EIDORS

Langkah selanjutnya adalah melakukan invers problem dengan mengolah data-data pengukuran menjadi gambar dengan menggunakan perangkat lunak EIDORS. Data tersebut diperoleh dari hasil pengukuran dari multimeter yang disimpan dalam 40 buah data pengukuran. Data tersebut kemudian dimasukkan ke dalam kode program EIDORS seperti yang dituliskan di bawah ini.

```
1-%diisi data pengukuran dalam
2-bentuk matrix 40x1
3-tegangan_terukur = [ ... ... ];
4-%c2c2 merupakan model FEM ediors
5-%dengan 8 elektroda tembaga
6-%setting pola pengukuran
7-
8-imdk.fwd_model.stimulation=mk_stim_
9-patterns(8,1,[1,0],[1,0],
10-{'rotate_meas'},0.1);
11-gambar =
12-calc_jacobian_bkgnd(imdk);
13-tegangan_homogen =
14-fwd_solve(gambar);
15-%melakukan rekonstruksi citra
16-rekonstruksi = inv_solve(imdk,
17-tegangan_homogen,
18-tegangan_terukur);
19-%menggambar citra pada matlab
20-show_fem(rekonstruksi, [1,0,0]);
```

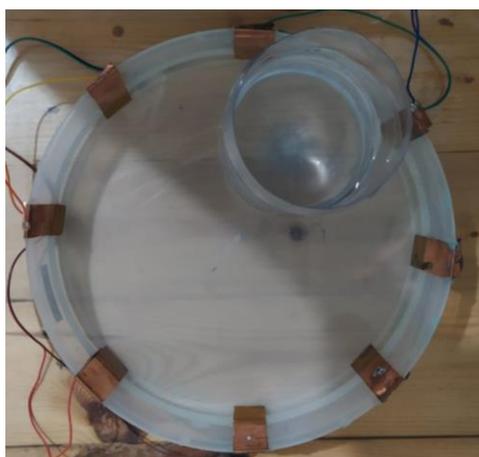
Pada baris 1 di dalam tanda kurung, titik-titik dapat kita ubah dengan hasil pengukuran kita dalam format matriks 40x1, jumlah baris matriks ini bergantung dari jumlah elektroda yang kita pakai jika kita menggunakan 8 elektroda maka kita akan mendapat 40 data, sedangkan jika menggunakan 16 elektroda maka kita akan memperoleh 256 data [27].

Pada baris 7 mengacu pada konfigurasi utama urutan untuk aplikasi arus dan pengukuran tegangan. Format parameter instruksi dijelaskan sebagai berikut: "8", delapan elektroda, "1", satu cincin dengan satu set 8 elektroda, "[1,0]", polaritas suplai arus; "1" berarti positif untuk elektroda pertama dan "0" negatif untuk yang kedua, dengan mempertimbangkan sepasang elektroda. Urutan pemilihan elektroda searah jarum jam. "[1,0]", polaritas pengukuran tegangan; "1" berarti positif untuk elektroda

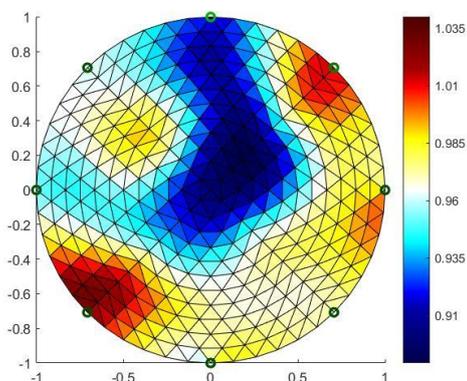
pertama dan "0" negatif untuk elektroda kedua. "rotate_meas" berarti pengukuran berlawanan arah jarum jam, dan "0.1" nilai arus 0.1mA [16].

4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Telah dilakukan beberapa kali pengambilan data dan variasi kode pemrograman EIDORS dalam rangka mendapatkan hasil gambar yang sesuai dengan keadaan yang sebenarnya. Pada penelitian ini bejana pengukuran diisi dengan cairan salin 0,9% NaCl (larutan akuades dan garam dapur), dan 8 buah elektroda tembaga dengan lebar 2 cm serta objek yang bersifat isolator dengan diameter 8 cm. Alur pengukuran dimulai dengan menginjeksikan arus pada elektroda tembaga 1 (elektroda paling atas pada gambar 11) dan 2 (elektroda berikutnya searah jarum jam) kemudian dilakukan pengukuran pada elektroda 3 dan 4. Hasil citra yang diperoleh ketika suatu objek ditempatkan di antara elektroda 1 dan 2 maka diperoleh gambar seperti pada gambar 11.b.



(a)



(b)

Gambar 11. Citra Hasil Pengukuran Sebelum Penyesuaian Kode EIDORS

Hasil citra yang ditunjukkan pada gambar 11 belum merepresentasikan posisi objek yang sebenarnya, terlihat pada gambar 11.b, di pusat bejana dan di depan elektroda 1 menunjukkan keberadaan objek yang ditunjukkan dengan gambar warna biru. Jika kita amati pada gambar 11.a, bahwa posisi objek sebenarnya berada di antara elektroda 1 dan 2. Setelah peneliti melakukan beberapa kali pengulangan pengukuran data, ternyata citra yang dihasilkan masih menunjukkan pola yang sama, dengan catatan peneliti di sini menggunakan format kode pemrograman invers problem EIDORS yang umum seperti pada lis kode program di bawah.

```
1-%diisi data pengukuran dalam
  bentuk matrix 40x1
2-tegangan_terukur = [ ... ... ];
3-%c2c2 merupakan model FEM ediors
4-%dengan 8 elektroda tembaga
5-imdk = mk_common_model('c2c2',8);
6-gambar =
  calc_jacobian_bkgnd(imdk);
7-tegangan_homogen =
  fwd_solve(gambar);
8-%melakukan rekonstruksi citra
9-rekonstruksi = inv_solve(imdk,
  tegangan_homogen,
  tegangan_terukur);
10-%menggambar citra pada matlab
11-show_fem(rekonstruksi, [1,0,0]);
```

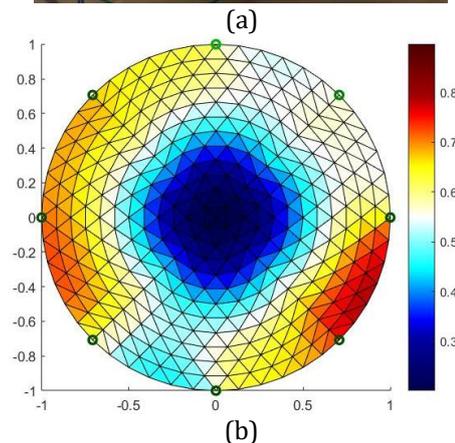
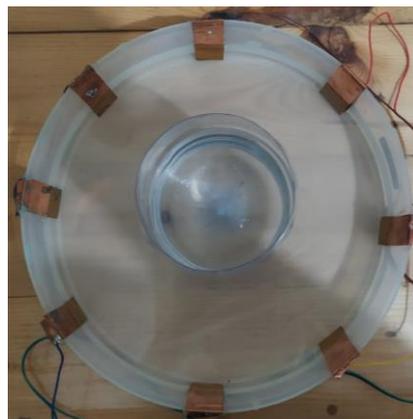
Namun akhirnya peneliti melakukan penyesuaian dengan menambahkan satu baris kode sesuai dengan artikel yang dipublikasikan oleh Montellano [16], dan sedikit memodifikasinya. Hasil penyesuaian kodenya dapat dilihat pada lis kode program di bawah.

```
1-%diisi data pengukuran dalam
  bentuk matrix 40x1
2-tegangan_terukur = [ ... ... ];
3-%c2c2 merupakan model FEM ediors
4-%dengan 8 elektroda tembaga
5-imdk = mk_common_model('c2c2',8);
6-%setting pola pengukuran
7-
  imdk.fwd_model.stimulation=mk_stim_
  patterns(8,1,[1,0],[1,0],
  {'rotate_meas'},1);
8-gambar =
  calc_jacobian_bkgnd(imdk);
9-tegangan_homogen =
  fwd_solve(gambar);
10-%melakukan rekonstruksi citra
```

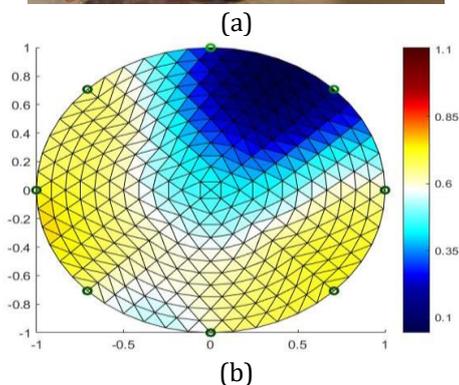
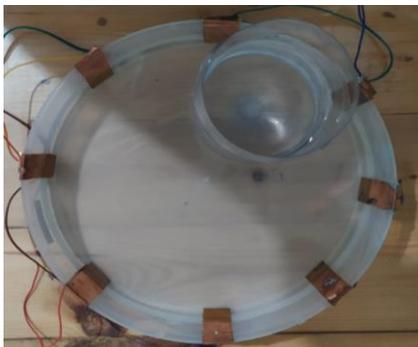
```
11-rekonstruksi = inv_solve(imdk,  
tegangannya_homogen,  
tegangannya_terukur);  
12-%menggambarkan citra pada matlab  
13-show_fem(rekonstruksi, [1,0,0]);
```

Dengan menggunakan kode tersebut akhirnya diperoleh sebuah citra yang lebih baik seperti yang ditunjukkan pada gambar 12.b. Penyesuaian ini dilakukan pada baris ke-7 di lis program, dengan menambahkan kode penyesuaian perihal pola pengukuran data, dan yang paling berpengaruh adalah pada penggunaan kode 'rotate_meas'. Jika dipahami lebih lanjut kode ini bertujuan untuk mengubah arah pengukuran yang semula searah jarum jam menjadi berlawanan jarum jam. Meskipun dalam pelaksanaan pengambilan data sudah sesuai dengan beberapa artikel yang telah dipublikasikan oleh beberapa peneliti [18][32], namun tetap saja EIDORS menganggap data yang peneliti ambil berlawanan arah dari kode umum EIDORS.

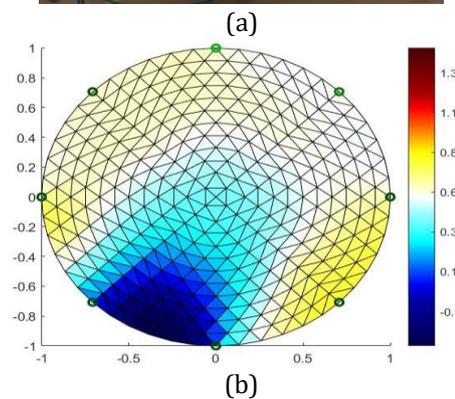
Percobaan lain dengan variasi posisi benda juga telah dilakukan, dengan meletakkan objek di beberapa tempat seperti di tengah bejana dan di antara elektroda 5 dan 6 seperti yang ditunjukkan oleh gambar 13 dan 14.



Gambar 13. Variasi Posisi Objek Di Tengah Bejana



Gambar 12. Hasil Citra Setelah Dilakukan Penyesuaian Kode Program



Gambar 14. Variasi Posisi Objek Di Antara Elektroda 5 Dan 6

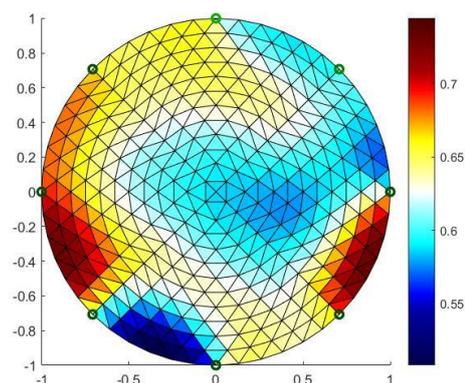
Pada gambar 13.b terlihat bahwa posisi dari objek dapat di gambarkan secara benar dan bentuknya juga sudah sangat mendekati objek yang sebenarnya. Namun pada beberapa titik terdapat warna-warna yang tidak diharapkan (di antara elektroda 3 dan 4) yang menunjukkan warna merah dan menunjukkan bahwa pada area tersebut memiliki konduktivitas yang tinggi. Hal dapat ini dapat diakibatkan oleh cairan latar (background) yang seharusnya homogen namun seiringnya waktu atau dalam proses pembuatan cairan salin tidak terlalu merata dalam pencampurannya [11].

Berbeda dengan gambar 13, hasil citra yang disajikan pada gambar 14 secara posisi sudah benar, namun dari segi bentuk gambar tidak memiliki bentuk yang bundar seperti objek yang dicitrakan. Hal ini dapat dikarenakan Finite Element Method (FEM) mesh yang dipakai memiliki jumlah jaring yang tidak terlalu banyak sehingga memiliki kekurangan dalam mencitrakan bentuk gambar. Kekurangan tersebut dapat diperbaiki dengan menambahkan jumlah elektroda menjadi 16 sehingga akan memperbanyak jumlah mesh (jaring) seperti yang dilakukan oleh beberapa peneliti [33][16], [18].

Pada percobaan berikutnya dilakukan variasi objek dengan menggunakan bahan isolator berupa pipa PVC diameter 2,5 cm dan lempengan tembaga yang dibentuk menyerupai pipa dengan diameter 2,5 cm. Hasil gambar awal dengan kode yang sama dengan percobaan sebelumnya menghasilkan gambar 15. Terlihat dari gambar tersebut menjadi tidak beraturan karena terdapat 3 posisi yang ditunjukkan dengan 2 warna merah gelap dan 1 warna biru gelap yang ditampilkan di gambar 15.b.



(a)



(b)

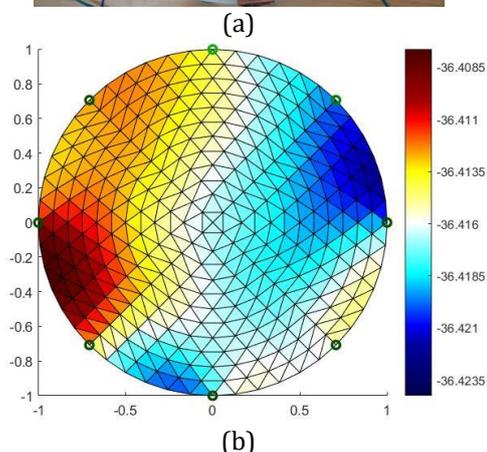
Gambar 15. Hasil Citra 2 Bahan Berbeda Konduktivitas Sebelum Disesuaikan

Kemudian peneliti melakukan penyesuaian dengan mengubah nilai amplitudo arus yang semua '1' menjadi '0.01' pada baris program ke-7 seperti yang disajikan berikut.

```
1-%diisi data pengukuran dalam
2-bentuk matrix 40x1
3-%c2c2 merupakan model FEM ediors
4-%dengan 8 elektroda tembaga
5-imdk = mk_common_model('c2c2',8);
6-%setting pola pengukuran
7-
imdk.fwd_model.stimulation=mk_stim_
patterns(8,1,[1,0],[1,0],
{'rotate_meas'},0.01);%perubahan
nilai amplitudo arus menjadi 0.01
8-gambar =
calc_jacobian_bkgnd(imdk);
9-tegangan_homogen =
fwd_solve(gambar);
10-%melakukan rekonstruksi citra
11-rekonstruksi = inv_solve(imdk,
tegangan_homogen,
tegangan_terukur);
12-%menggambar citra pada matlab
13-show_fem(rekonstruksi,[1,0,0]);
```

Hasil dari penyesuaian ini dapat mengubah citra yang semula tidak beraturan menjadi lebih akurat seperti yang di tampilkan pada gambar 16. Sekarang pola warna biru gelap dan merah gelap hanya berada di dua tempat, yaitu di area antara elektroda 2 dan 3 (biru gelap) serta di antara elektroda 6 dan 7 (merah gelap). Dari pola warna tersebut dapat dipahami bahwa pola biru merupakan warna yang menunjukkan objek yang memiliki konduktivitas rendah atau bersifat isolator (pipa PVC) sedangkan warna merah gelap

menunjukkan bahwa objek yang dicitrakan memiliki konduktivitas tinggi atau bersifat konduktor (pipa tembaga). Hal ini menunjukkan bahwa sistem EIT yang dibangun mampu membedakan sifat konduktivitas dari suatu objek yang dicitrakan.



Gambar 16. Hasil Citra 2 Bahan Berbeda Konduktivitas Setelah Disesuaikan

5. Kesimpulan Dan Saran

Pada artikel ini telah dilakukan studi pada suatu sistem EIT yang didasarkan pada variasi atau penyesuaian kode program perangkat lunak EIDORS. Dari beberapa penyesuaian tersebut terdapat 2 penyesuaian kode yang penting dalam menghasilkan citra EIT yang akurat, terutama dalam menentukan posisi objek dan sifat konduktivitas dari objek yang diamati. Penyesuaian pertama adalah menambahkan kode setting pola pengukuran dengan menggunakan kode library "mk_stim_patterns", dari library ini dilakukan penyesuaian pada pola pembacaan tegangan dengan menambahkan kode "rotate_meas" atau melakukan rotasi pengukuran secara terbalik, sehingga diperoleh citra yang lebih akurat dari objek yang dicitrakan dibandingkan tanpa menggunakan perubahan

kode tersebut. Penyesuaian kedua adalah dengan mengubah kode arus dari "1" menjadi "0.01", perubahan ini sesuai dengan penelitian Montellano [16], yang menyebutkan bahwa angka tersebut merupakan nilai sensitivitas pembacaan arus. Oleh karena itu, agar diperoleh bentuk citra yang lebih akurat, nilai arus harus disesuaikan dengan kondisi objek pada sistem yang dibangun. Sehingga pada pengukuran dua buah objek dengan konduktivitas berbeda serta diameter objek yang lebih kecil (2,5 cm), peneliti menggunakan kode arus 0.01 agar diperoleh posisi objek yang lebih akurat serta pola warna yang dapat membedakan objek konduktor (merah) maupun objek isolator (biru). Oleh karena itu, berdasarkan data dalam penelitian, dalam penggunaan EIT perlu adanya penyesuaian kode program terutama pada objek yang memiliki dimensi berbeda agar diperoleh citra yang lebih akurat.

Daftar Pustaka:

- [1] Y. Sopandi and I. R. S. Siti, "EVALUASI PENGARUH PAPARAN RADIASI TERHADAP EFEK SITOTOKSIK DAN GENOTOKSIK PADA *Allium cepa* SEBAGAI BIOINDIKATOR KONDISI LINGKUNGAN KERJA BAGIAN RADIOLOGI RUMAH SAKIT," *J. Tek. Lingkungan*, vol. 19, no. 2, pp. 205–214, 2013.
- [2] R. Aryawijayanti, Susilo, and Sutikno, "ANALISIS DAMPAK RADIASI SINAR-X PADA MENCIT MELALUI PEMETAAN DOSIS RADIASI DI LABORATORIUM FISIKA MEDIK," *J. MIPA*, vol. 38, no. 1, pp. 25–30, 2015.
- [3] N. Handayani, K. F. H., F. Haryanto, S. N. K., M. R. Baidillah, and W. P. Taruno, "Simulasi Rekonstruksi Citra pada Sensor Brain ECVT (Electrical Capacitance Volume Tomography) dengan Metode ILBP (Iterative Linear Back Projection)," *Indones. J. Appl. Phys.*, vol. 6, no. 02, pp. 107–116, 2016.
- [4] S. Aguiar Santos, T. Schlebusch, and S. Leonhardt, "Simulation of a current source with a cole-cole load for multi-frequency electrical impedance tomography," in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2013, pp. 6445–6448.
- [5] S. Leonhardt and B. Lachmann, "Electrical impedance tomography: The holy grail of

- ventilation and perfusion monitoring?," *Intensive Care Medicine*, vol. 38, no. 12. Springer, pp. 1917–1929, 20-Dec-2012.
- [6] M. Fernandez-Corazza, S. Turovets, and C. H. Muravchik, "A novel bounded EIT protocol to generate inhomogeneous skull conductivity maps non-invasively," in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2020, vol. 2020-July, pp. 1440–1443.
- [7] N. T. Susanti, S. Prasetyarini, and A. D. P. Shita, "Pengaruh Pajanan Radiasi Sinar-X dari Radiografi Panoramik terhadap pH Saliva (The Effects of Panoramic Dental X-Ray Radiation Exposure on Salivary pH)," *Pustaka Kesehatan; Vol 4 No 2*, 2016.
- [8] H. Frommer, *Radiology for the dental professional*, 8th ed. St. Louis Mo.: Mosby, 2005.
- [9] J. H. Hendrata, "Efek Radioterapi Kanker Kepala dan Leher Terhadap Jaringan Dalam Mulut," *J. Kedokt. Meditek*, vol. 11, no. 29 SE-Tinjauan Pustaka, Jan. 1970.
- [10] H. Barunawaty, "EFEK SAMPING RADIASI SINAR X DAN SINAR GAMMA PADA DAYA TAHAN RONGGA MULUT," *J. Dentomaxillofacial Sci.*, vol. 1, no. 1, p. 31, Dec. 2016.
- [11] M. Gehre *et al.*, "Sparsity reconstruction in electrical impedance tomography: An experimental evaluation," in *Journal of Computational and Applied Mathematics*, 2012, vol. 236, no. 8, pp. 2126–2136.
- [12] J. J. Huang, Y. H. Hung, J. J. Wang, and B. S. Lin, "Design of wearable and wireless electrical impedance tomography system," *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 78, pp. 9–17, Jan. 2016.
- [13] H. McCann, N. Polydorides, J. C. Murrieta-Lee, K. Ge, P. Beatty, and C. J. D. Pomfrett, "Sub-second functional imaging by Electrical Impedance Tomography," in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, 2006, vol. 2006, pp. 4269–4272.
- [14] M. Khalighi and M. Mikaeili, "A floating wide-band current source for electrical impedance tomography," *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 89, p. 85107, Aug. 2018.
- [15] A. Adler and W. R. B. Lionheart, "Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT," in *Physiological Measurement*, 2006, vol. 27, no. 5, p. S25.
- [16] C. Montellano, E. Cardiel, L. Garay, S. Rodriguez, and P. Rogeli, "Development of an electrical impedance tomograph," in *CCE 2011 - 2011 8th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, Program and Abstract Book*, 2011.
- [17] L. Horesh, "Some Novel Approaches in Modelling and Image Reconstruction for Multi Frequency Electrical Impedance Tomography of the Human Brain," 2006.
- [18] M. Khalighi, B. Vosoughi Vahdat, M. Mortazavi, W. Hy, and M. Soleimani, "Practical design of low-cost instrumentation for industrial electrical impedance tomography (EIT)," in *2012 IEEE I2MTC - International Instrumentation and Measurement Technology Conference, Proceedings*, 2012, pp. 1259–1263.
- [19] N. D. Harris, "Electrical impedance tomography/applied potential tomography-physiological imaging of the lungs," in *IEE Colloquium on Electrical Impedance Tomography/Applied Potential Tomography*, 1992, pp. 10/1-10/2.
- [20] C. Putensen, B. Hentze, S. Muenster, and T. Muders, "Electrical Impedance Tomography for Cardio-Pulmonary Monitoring," *J. Clin. Med.*, vol. 8, no. 8, 2019.
- [21] M. Khalighi, B. Vahdat, M. Mortazavi, and M. Mikaeili, "Design and implementation of precise hardware for electrical impedance tomography (eit)*," *Iran J Sci Technol Trans Electr Eng*, vol. 38, pp. 1–20, Jun. 2014.
- [22] R. Ogawa, M. R. Baidillah, S. Akita, and M. Takei, "Investigation of physiological swelling on conductivity distribution in lower leg subcutaneous tissue by electrical impedance tomography," *J. Electr. Bioimpedance*, vol. 11, no. 1, pp. 19–25, May 2020.
- [23] W. Q. Yang and S. Liu, "Role of tomography in gas/solids flow measurement," *Flow Meas. Instrum.*, vol. 11, no. 3, pp. 237–244, Sep. 2000.
- [24] N. Reinecke and D. Mewes, "Recent developments and industrial/research applications of capacitance tomography," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 7, no. 3, pp. 233–246, 1996.
- [25] M. Jiang and G. Wang, "Convergence Studies on Iterative Algorithms for Image Reconstruction," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 22, pp. 569–579, 2003.
- [26] Y. Li and W. Q. Yang, "Virtual electrical

- capacitance tomography sensor," *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 15, no. 1, pp. 183–188, Jan. 2005.
- [27] M. Khalighi, B. Vahdat, M. Mortazavi, and M. Mikaeili, "DESIGN AND IMPLEMENTATION OF PRECISE HARDWARE FOR ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY (EIT)," 2014.
- [28] Y. Zhou and X. Li, "A real-time EIT imaging system based on the split augmented Lagrangian shrinkage algorithm," *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 110, pp. 27–42, Nov. 2017.
- [29] T. Instruments, *Ultra Small, Low Power, 12-Bit Analog to Digital Converter with Internal Reference*. Texas: Texas Instruments, 2009.
- [30] X. Chen and J. Chen, "Design of an arbitrary waveform signal generator," in *Procedia Engineering*, 2011, vol. 15, pp. 2500–2504.
- [31] S. Franco, *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*, Fourth edition. 2015.
- [32] H. Zheng *et al.*, "Sistem Teknologi Informasi," *SinarFe7*, vol. 2, no. 2, pp. 425–429, Jul. 2012.
- [33] S. Chakraborty, D. Chakraborty, and M. Chattopadhyay, "Analysis of conductivity effects in 2D electrical tomography systems: a simulation study," 2014, pp. 1–4.
- [34] Giarsyani, N., Hidayatullah, A., & Rahmadi, R. (2020). KOMPARASI ALGORITMA MACHINE LEARNING DAN DEEP LEARNING UNTUK NAMED ENTITY RECOGNITION : STUDI KASUS DATA KEBENCANAAN. *Jurnal Informatika Dan Rekayasa Elektronik*, 3(1), 48 - 57. doi:10.36595/jire.v3i1.222
- [35] Daulay, N., Lestari, N., & Armanto, A. (2020). SIMULASI MONITORING PENGATUR KECEPATAN KIPAS ANGIN MENGGUNAKAN SISTEM FUZZY BERBASIS WEB. *Jurnal Informatika Dan Rekayasa Elektronik*, 3(1), 66 - 76. doi:10.36595/jire.v3i1.201