

**LAPORAN AKHIR TAHUN
PENELITIAN DISERTASI DOKTOR**



**SISTEM AKUISISI DATA UNTUK MEMETAKAN DISTRIBUSI
RESISTANSI DAN REAKTANSI KAPASITIF PADA TOMOGRAFI
IMPEDANSI ELEKTRIK**

TAHUN PERTAMA DARI RENCANA SATU TAHUN

IMAM SAPUAN S.Si., M.Si.

0018017205

**DIBIYAI OLEH:
DIREKTORAT RISET DAN PENGABDIAN MASYARAKAT
DIREKTORAT JENDERAL PENGUATAN RISET DAN PENGEMBANGAN
KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI, DAN PENDIDIKAN TINGGI
SESUAI DENGAN PERJANJIAN PENDANAAN PENELITIAN DAN
PENGABDIAN KEPADA MASYARAKAT
NOMOR: 122/SP2H/PTNBH/DRPM/2018**

**UNIVERSITAS AIRLANGGA
NOVEMBER 2018**

**LAPORAN AKHIR TAHUN
PENELITIAN DISERTASI DOKTOR**

KCC
KK
LP 103/19
Sap
S



**SISTEM AKUISISI DATA UNTUK MEMETAKAN DISTRIBUSI
RESISTANSI DAN REAKTANSI KAPASITIF PADA TOMOGRAFI
IMPEDANSI ELEKTRIK**

TAHUN PERTAMA DARI RENCANA SATU TAHUN

IMAM SAPUAN S.Si., M.Si.

0018017205

**DIBIYAI OLEH:
DIREKTORAT RISET DAN PENGABDIAN MASYARAKAT
DIREKTORAT JENDERAL PENGUATAN RISET DAN PENGEMBANGAN
KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI, DAN PENDIDIKAN TINGGI
SESUAI DENGAN PERJANJIAN PENDANAAN PENELITIAN DAN
PENGABDIAN KEPADA MASYARAKAT
NOMOR: 122/SP2H/PTNBH/DRPM/2018**

**UNIVERSITAS AIRLANGGA
NOVEMBER 2018**

i

**MILIK
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA**

HALAMAN PENGESAHAN

Judul : Sistem Akuisisi Data Untuk Memetakan Distribusi Resistansi dan Reaktansi Kapasitif Pada Tomografi Impedansi Elektrik

Peneliti/Pelaksana
Nama Lengkap : IMAM SAPUAN, S.Si, M.Si
Perguruan Tinggi : Universitas Airlangga
NIDN : 0018017205
Jabatan Fungsional : Lektor
Program Studi : Teknik Biomedis
Nomor HP : 081578718446
Alamat surel (e-mail) : ispuan@yahoo.com
Institusi Mitra (jika ada)
Nama Institusi Mitra : -
Alamat : -
Penanggung Jawab : -
Tahun Pelaksanaan : Tahun ke 1 dari rencana 1 tahun
Biaya Tahun Berjalan : Rp 60,000,000
Biaya Keseluruhan : Rp 60,000,000

Mengetahui,
Dekan Fakultas Sains dan Teknologi



(Prof. Wina Darmanto Drs. M.Si., Ph.D)
NIP/NIK 1961061619870111001



Kota Surabaya, 14 - 11 - 2018
Ketua,

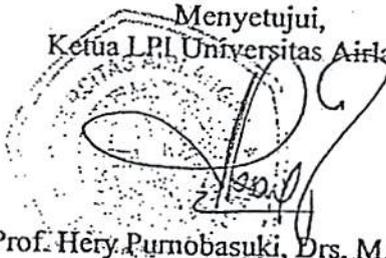


(IMAM SAPUAN, S.Si, M.Si)
NIP/NIK 197201181999031001

Menyetujui,
Ketua LPI Universitas Airlangga



(Prof. Hery Purnobasuki, Drs. M.Si., Ph.D)
NIP/NIK 196705071991021 001



HALAMAN PENGESAHAN

Judul : Sistem Akuisisi Data Untuk Memetakan Distribusi Resistansi dan Reaktansi Kapasitif Pada Tomografi Impedansi Elektrik

Peneliti/Pelaksana

Nama Lengkap : IMAM SAPUAN, S.Si, M.Si

Perguruan Tinggi : Universitas Airlangga

NIDN : 0018017205

Jabatan Fungsional : Lektor

Program Studi : Teknik Biomedis

Nomor HP : 081578718446

Alamat surel (e-mail) : ispuan@yahoo.com

Institusi Mitra (jika ada)

Nama Institusi Mitra : -

Alamat : -

Penanggung Jawab : -

Tahun Pelaksanaan : Tahun ke 1 dari rencana 1 tahun

Biaya Tahun Berjalan : Rp 60,000,000

Biaya Keseluruhan : Rp 60,000,000

Mengetahui,
 Dekan Fakultas Sains dan Teknologi

 (Prof. Winda Darmanto Drs. M.Si., Ph.D)
 NIP/NIK 1961061619870111001

Kota Surabaya, 14 - 11 - 2018
 Ketua,


 (IMAM SAPUAN, S.Si, M.Si)
 NIP/NIK 197201181999031001

Menyetujui,
 Ketua LPI Universitas Airlangga

 (Prof. Hedy Purmohasuki, Drs. M.Si., Ph.D)
 NIP/NIK 196705071991021 001



RINGKASAN

Prinsip kerja EIT (*electric impedance tomography*) adalah dengan menginjeksikan arus listrik dan mengukur potensial elektrik pada permukaan objek melalui elektrode yang ditempelkan. Sistem TIE memanfaatkan sifat kelistrikan yaitu impedansi dari suatu obyek. Tomografi impedansi elektrik ini merupakan teknik pencitraan *non-invasive*, non ionisasi dan *relative* lebih ekonomis, sehingga penelitian bidang ini sangat potensial untuk dikembangkan, terutama bidang diagnostik dalam kedokteran.

Tujuan umum dari penelitian ini adalah meningkatkan akurasi sistem TIE untuk deteksi kanker payudara. Secara teknik hal ini dilakukan dengan memanfaatkan perubahan nilai reaktansi kapasitif pada multifrekuensi dan memisahkan distribusi komponen impedansi; resistansi dan reaktansi kapasitif sebagai komponen penyusun sifat elektrik jaringan. Distribusi resistansi akan menghasilkan citra real sedangkan reaktansi kapasitif akan menghasilkan citra imajiner.

Penelitian ini menasar jaringan yang memiliki susunan material dan struktur sel berbeda tetapi memiliki nilai impedansi yang sama. Oleh karena itu jaringan tersebut akan memiliki nilai resistansi dan reaktansi kapasitif yang berbeda. Penelitian ini mengembangkan kemampuan deteksi kelainan pada organ yang mempunyai impedansi yang sama atau hampir sama. Hal ini merupakan kebaruan dari penelitian yang sedang dikembangkan.

Dalam penelitian ini telah berhasil dibuat prototipe sistem TIE dan telah dilakukan eksperimen. Dari eksperimen sampai saat ini yang berhasil dilakukan *Forward problem* yg digunakan masih menggunakan jacobian besaran impedansi, namun hasilnya menunjukkan terbentuknya citra imajiner (citra kapasitif) dan Citra Real (citra resistansi)

Pada sistem TIE ini program rekonstruksi menggunakan metode linieritas dengan memanfaatkan perubahan komponen impedansi pada dua frekuensi yang dipilih (10 kHz dan 100 kHz). Rekonstruksi citra yang dihasilkan adalah citra fungsional yang secara teknis mendukung sistem TIE bisa diterafkan untuk menemukan adanya kelainan pada obyek. Hasil yang diharapkan dari penelitian ini adalah sistem TIE yang mampu memisahkan distribusi reaktansi resistifi dan reaktansi kapasitif, dan dapat menghasilkan citra fungsional citra resistif dan kapasitif. Kedepan diharapkan dapat diterapkan untuk mendeteksi secara dini kelainan payudara, melalui citra fungsional dari citra resistif dan kapasitif dengan tingkat akurasi yang lebih tinggi, serta kontras citra yang dihasilkan lebih baik dalam menunjukkan adanya anomali.

Keywords : EIT , *citra real*, *citra imajiner*, *citra fungsional*,



DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN PENGESAHAN.....	i
KATA PENGANTAR.....	ii
DAFTAR ISI.....	iv
DAFTAR GAMBAR.....	vi
DAFTAR TABEL.....	viii
I. PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	5
1.3 Urgensi Penelitian	6
1.4 Keterkaitan Penelitian Dengan Penyelesaian Disertasi.....	6
1.5 Kontribusi Penelitian Dalam Pengembangan Iptek.....	6
1.6 Luaran penelitian	7
II. TINJAUAN PUSTAKA.....	8
2.1. Landasan Teori.....	8
2.2. Penelitian Yang Sudah Dilakukan.....	13
III. TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN	14
3.1. Tujuan Penelitian.....	14
3.2. Manfaat Penelitian.....	14
IV.METODE PENELITIAN.....	15
4.1. Waktu dan Tempat Penelitian.....	15
4.2. Alat dan Bahan.....	15
4.3. Prosedur Penelitian.....	15
4.4. Pembuatan Sistem TIE	18
4.5. Analisis Citra Hasil Rekonstruksi.....	21
V. HASIL DAN LUARAN YANG DICAPAI.....	22
5.1. Hasil rancang bangun dan Pengujian perangkat Keras.....	22
5.1.1 Osilator AD 9850.....	22
5.1.2 Rangkaian VCCS.....	24
5.1.2.1 Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan dua Op-Amp	26
5.1.2.2 Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal	28

input dan R_F , R_s dan R_1 pada VCCS bernilai sama dan bervariasi pada nilai 3, 4, 5 k Ω	
5.1.2.3. Uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal input dan Nilai R_F , R_s dan R_1 pada VCCS bernilai 2k Ω dan bervariasi beban	31
5.1.3. Mekanisme elektrik current Injection dan voltage measurement, rangkaian Current to voltage untuk pengukuran beda fase.....	34
5.1.3.1 Mekanisme elektrik current injection	34
5.1.3.2 Mekanisme elektrik voltage measurement.....	38
5.1.3.3 Mekanisme elektrik pengukuran beda fase.....	40
5.2. Rekonstruksi	46
5.3. Draf Publikasi.....	48
BAB VII. KESIMPULAN DAN SARAN	49
DAFTAR PUSTAKA.....	50
LAMPIRAN (luaran yang dicapai).....	52

DAFTAR GAMBAR

No	Judul Gambar	Halaman
Gambar 2.1	Bode Diagram impedansi dan Frekuensi Hubungan V dan I pada resistor	12
Gambar 4.1	Prosedur penelitian Tahap I	14
Gambar 4.2	Prosedur penelitian Tahap II	15
Gambar 4.3	Gambar Ilustrasi obyek pantom dengan komponen impedansi yang berbeda	18
Gambar 4.4	Sistem Tomografi Impedansi Elektrik	19
Gambar 4.5	Prosedur Penelitian Rancang Bangun Sistem TIE	20
Gambar 5.1	Setup Pengujian Rangkaian sinyal generator AD 9850	23
Gambar 5.2	Grafik kestabilan tegangan keluaran sinyal generator Modul AD9850	24
Gambar 5.3	Skema Rangkaian VCCS dengan dua Op-Amp (VCCS DOA)	25
Gambar 5.4	Rangkaian VCCS dengan dua Op-Amp (VCCS DOA)	26
Gambar 5.5	Setup mekanisme pengujian rangkaian VCCS DOA	27
Gambar 5.6	Grafik rangkaian VCCS x-frekuensi(kHz), y- arus(miliampere) dengan variasi resistansi beban 1, 2, 3 k Ω	28
Gambar 5.7	Setup mekanisme pengujian rangkaian VCCS DOA dengan penguat depan	29
Gambar 5.8	Grafik Rangkaian VCCS dengan resistansi sama, untuk variasi nilai 3, 4, 5 k Ω dan resistansi beban 1 k Ω	31
Gambar 5.9	Setup mekanisme pengujian rangkaian VCCS DOA dengan penambahan penguat untuk Resistor R_F , R_s dan R_L bernilai sama yaitu 2 k Ω dengan beban R_L bernilai 1, 2 dan 3 k Ω .	32
Gambar 5.10	Grafik Rangkaian VCCS x-frekuensi (kHz), y- arus (miliampere) untuk resistansi sama dengan nilai 2 k Ω dan resistansi beban 1, 2, 3 k Ω	33
Gambar 5.11	Skema rangkaian mekanisme elektrik pemilihan electrode injeksi arus dan pemilihan electrode pengukur tegangan.	35
Gambar 5.12	Rangkaian mekanisme elektrik untuk pemilihan electrode injeksi arus dan konversi tegangan ke arus	38
Gambar 5.13	Rangkaian mekanisme elektrik untuk pemilihan electrode untuk pengukuran tegangan dan pengukuran beda fase.	40
Gambar 5.14	Skema rangkaian untuk pengukuran beda fase arus injeksi dan beda potensial yang melewati obyek.	41

Gambar 5.15	Setup alat uji linieritas rangkaian <i>RMS to DC</i>	41
Gambar 5.16	Setup alat uji linieritas rangkaian <i>Phase Detector</i>	43
Gambar 5.17	Grafik linieritas antara beda fase dan tegangan keuaran pada phase detektor	44
Gambar 5.18	Grafik linieritas keluaran <i>phase detector</i> terhadap perbedaan amplitudo kedua sinyal	45
Gambar 5.19	Rangkaian sistem tomografi impedansi elektrik untuk mendeteksi kelainan pada citra fungsional <i>real</i> dan <i>imajiner</i>	46
Gambar 5.20.	Citra fungsional hasil rekonstruksi (a) Citra Fungsional Impedansi (b) Citra fungsional <i>Imajiner</i> (c) Citra fungsional <i>Real</i>	48

DAFTAR TABEL

No	Judul Tabel	Halaman
Tabel 1.1	<i>State of The Art</i> Sistem Deteksi Kelainan Payudara	12
Tabel 2.1	<i>Road Mam</i> yang telah dilakukan peneliti terkait dengan sistem Tomografi	13
Tabel 5.1	Pengujian kestabilan tegangan keluaran sinyal generator Modul AD9850	23
Tabel 5.2	Pengujian kesetabilan VCCS (DOA), kestabilan arus terhadap perubahan beban dan frekuensi	27
Tabel 5.3	Pengujian kesetabilan arus keluaran VCCS (DOA), untuk R_F , R_I dan R_S bernilai sama terhadap frekuensi dengan beban $1 \text{ k}\Omega$	29
Tabel 5.4	Pengujian kestabilan VCCS (DOA), Nilai arus terhadap beban dan frekuensi, untuk skema VCCS resistor R_I , R_F $R_S = 2 \text{ k}\Omega$ dan R beban 1, 2, 3 $\text{k}\Omega$	33
Tabel 5.5	Inisialisasi mekanisme elektrik untuk sistem injeksi arus listrik ke objek, IC I 4051 untuk kendali konektor sinyal dan IC II 4051 untuk ground.	36
Tabel 5.6	Inisialisasi mekanisme elektrik untuk sistem injeksi arus listrik ke objek, IC II 4051 untuk kendali konektor sinyal dan IC I 4051 ground.	37
Tabel 5.7	Inisialisasi mekanisme elektrik pengukuran tegangan pasangan elektrode berdekatan dengan IC III 4051 untuk elektrode ganjil dan IC IV 4051 elektrode genap	39
Tabel 5.8	Nilai tegangan RMS dan keluaran tegangan DC pada rangkaian <i>RMS to DC</i>	42
Tabel 5.9	Hubungan beda fase antara dua sinyal dengan tegangan keluaran <i>phase detector</i>	43
Tabel 5.10	Pengaruh perbedaan amplitude kedua sinyal terhadap tegangan keluaran <i>phase detector</i>	44

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Menurut World Health Organization (WHO) pada tahun 2012, terdapat 14 juta kasus baru dan 8.2 juta orang meninggal dunia akibat kanker. Kanker payudara adalah salah satu jenis kanker yang paling banyak menyebabkan kematian pada wanita. Sekitar 23% dari kasus kanker dan 14% dari total kematian adalah akibat kanker (A. J'emal, *et.al.*, 2011). Dari data Sistem Informasi RS di Indonesia tahun 2014, untuk pasien rawat jalan dan inap, jumlah penderita kanker payudara adalah terbanyak yaitu (28,7%) dari total penderita kanker atau 12.014 orang. Penanganan penyakit kanker di Indonesia menghadapi kendala yaitu sumber dan prioritas penanganannya terbatas. Hal ini menyebabkan hampir 70% penderita ditemukan sudah dalam keadaan stadium lanjut (Infodatin Kemenkes, 2015).

Menurut WHO ada dua program harus dilakukan untuk memerangi kanker payudara, yaitu program pendidikan dan *screening*. Untuk proses *screening* diperlukan peralatan medis yang mampu mendeteksi secara dini keberadaan kanker payudara. Semakin dini dideteksi dan penanganannya, maka akan semakin banyak wanita penderita kanker payudara dapat diselamatkan (Todd E. Kerner, *et.al.*, 2002). Peralatan yang digunakan untuk mendeteksi keberadaan kanker payudara, diantaranya *X-ray* mamografi, *Breast ultrasound* dan MRI (*Magneto Resonance Impedance*) *mammography* (Tyna A Hope and Sian Elles, 2004).

Untuk *X-ray* mamografi memiliki kelemahan bahwa radiasi *X-ray* yang digunakan dapat menimbulkan karsinogen (Shao,W. dan Adams, R.S. 2012). *X-ray* mamografi akan meningkatkan resiko hampir dua kali lipat jika dilakukan pada usia 40 sampai dengan 50 tahun, dan resiko tersebut akan terus meningkat sampai usia 75 tahun (Bijwaard, H. *et.al.*, 2010). Ultrasonografi sering digunakan untuk memeriksa jenis tumor dengan tujuan diagnostik (David S. Holder, 2005). Namun Kemampuan ultrasonografi untuk mendeteksi kanker payudara masih kalah jika dibandingkan dengan *X-ray* mamografi. Kelebihan ultrasonografi lebih fleksibel dan interaktif dibandingkan dengan mamografi *X-ray* dan MRI mamografi.

Penggunaan MRI mamografi untuk deteksi kanker payudara sangat terbatas karena kurang ekonomis jika untuk deteksi dini kanker payudara. hanya rumah sakit tertentu yang

memiliki. Pada umumnya MRI hanya digunakan untuk verifikasi hasil diagnosis. MRI mamografi hanya digunakan manakala *X-ray* mamografi tidak memungkinkan digunakan, misalnya pada wanita muda yang umumnya memiliki payudara masih padat atau wanita yang memiliki resiko tinggi jika terkena paparan radiasi sinar-X (David S. Holder, 2005). Sehingga perlu terus dikembangkan sistem deteksi yang lebih aman dan akurat.

Pengembangan sistem deteksi kanker payudara yang aman, akurat dan ekonomis telah dilakukan oleh Zou dan Guo, yaitu dengan mengembangkan *Electric impedans Mapping* (EIM) (Zou, Y. and Guo, Z. 2003). Hasil teknik pencitraan EIM ini masih belum bisa menunjukkan posisi kedalaman anomali pada suatu organ, dan resolusi citranya masih rendah jika dibandingkan *x-ray mammography*. Dari EIM ini berkembang Tomografi Impedansi Elektrik (TIE). Kelebihan TIE dan EIM ini, keduanya adalah sistem pencitraan non pengion yang aman untuk jaringan, sehingga perlu dikembangkan.

Tomografi adalah teknik pencitraan yang menampilkan struktur internal obyek tanpa harus merusak secara fisik. Prinsip kerja TIE adalah dengan menginjeksikan arus listrik dan mengukur potensial elektrik pada permukaan objek melalui elektrode yang ditempelkan. Sistem TIE memanfaatkan sifat kelistrikan yaitu impedansi dari suatu obyek. Perubahan nilai konduktivitas ini tampak pada jaringan normal sebesar 0,22 mS/cm sedangkan pada pusat jaringan tumor sebesar 3,98 mS/cm (Qiao, 2007). Bahkan konduktivitas jaringan payudara normal dan kanker pada sumber arus frekuensi yang berbeda menunjukkan nilai konduktivitas yang berbeda (Qiao, 2007).

Perubahan nilai konduktansi atau impedansi listrik pada organ tubuh sangat terkait dengan sifat fisiologis dan patologis jaringan. Kedua sifat tersebut sangat terkait erat dengan informasi aplikasi medis (G. Hu and B. He, 2011). Beberapa eksperimen telah menunjukkan bahwa kanker payudara memiliki impedansi lebih rendah jika dibandingkan dengan jaringan payudara normal, sehingga pencitraan berbasis impedansi dapat digunakan sebagai instrumen alternatif untuk mendeteksi kanker payudara (Surowiej, A.J. et.al., 1988 and J. Jossinet, 1998, Choi, M.H., 2007).

Penelitian tentang TIE untuk deteksi kanker payudara dengan geometri mamografi telah dilakukan. Suatu model kotak persegi panjang dengan menempatkan elektroda *array* di bagian atas dan bawah (Choi, M.H., 2007). Model ini cocok untuk penderita kanker diatas usia 40 tahun (Choi, M.H., 2007). Pada penelitian ini telah dibuat *forward problem* dan algoritma rekonstruksi *invers problem* dengan pendekatan linieritas pada potensial batas yang terukur terhadap perubahan konduktivitas tumor payudara yang diujikan pada

objek pantom. Hasil penelitian tersebut dapat menunjukkan keberadaan anomali pada obyek pantom, namun citra yang dihasilkan adalah citra struktural(Choi, M.H., 2007).

Citra struktural bisa diperoleh jika selisih potensial pada payudara normal dan pada saat terkena kanker dapat diukur (Sapuan, 2017); (Ain, 2014). Realitasnya, payudara penderita kanker tidak akan pernah didapatkan keadaan normalnya. Sementara struktur dan ukuran payudara dari dari masing-masing individu berbeda, sehingga secara teknis citra struktural (Choi, 2007) tidak bisa diterapkan.

Kelemahan TIE oleh Choi 2007 sebetulnya dapat dijawab dengan menggunakan sumber arus listrik dengan dua frekuensi yang terdapat perubahan nilai impedansi (Bera, 2016), sehingga tidak memerlukan kondisi background. Sebagaimana adanya perubahan konduktansi yang signifikan karena frekuensi arus listrik (Qiao, 2007). Hal ini juga sejalan dengan (Seo J.K., *et.al* 2008), bahwa spektrum admitansi jaringan biologi berubah terhadap frekuensi. Dua nilai frekuensi tersebut dapat diperoleh dari respon impedansi dari obyek dengan multifrekuensi sumber arus listrik yang digunakan.

Penggunaan sumber arus dengan dua frekuensi yang berbeda telah dikembangkan. Citra hasil rekonstruksi dengan sumber arus listrik frekuensi yang berbeda telah menghasilkan keadaan kualitas citra yang berbeda. Penggunaan frekuensi yg lebih tinggi telah menghasilkan citra yang lebih baik daripada frekuensi rendah (Bera, 2016). Selisih potensial yang terukur pada sistem TIE dengan arus injeksi pada dua frekuensi yang berbeda dengan menggunakan metode rekonstruksi pendekatan linieritas telah menghasilkan citra fungsional (Sapuan, 2017). Citra fungsional ini dapat menunjukkan anomali pada pantom payudara (Sapuan, 2017).

Kelemahan dari TIE Sapuan 2017 yaitu belum bisa membedakan jaringan dan anomali yang memiliki nilai impedansi yang sama atau hampir sama. Bahkan semua sistem TIE yang telah dikembangkan saat ini masih kesulitan mendeteksi jaringan dengan anomali yang memiliki impedansi yang sama atau hampir sama (Choi, 2007); (Ain, K., 2014); (Sapuan, 2017); (Bera, 2016). Pada penelitian ini, akan memecah komponen impedansi yaitu komponen resistansi (R) dan reaktansi kapasitif (X_c) sebagai komponen jaringan tubuh (Kyle *et.al*, 2004) dan (Pandya, 2010).

Jaringan tubuh yang memiliki struktur fisik dan material yang berbeda namun memiliki nilai impedansi sama, maka jaringan tersebut akan memiliki nilai resistansi dan reaktansi kapasitif yang berbeda. Suatu jaringan dan anomali dengan nilai impedansi sama atau hampir sama, tetapi keduanya memiliki selisih nilai resistansi dan atau reaktansi kapasitif yang cukup besar maka akan terdapat distribusi resistansi dan reaktansi kapasitif

yang berbeda. Jika TIE dibangun atas distribusi resistansi resistif dan atau reaktansi kapasitifnya, maka anomali jaringan tersebut akan kelihatan pada citranya, hal ini sejalan dengan prinsip dasar TIE (Ain, K., 2014), (Bera, 2016). Dengan menggunakan arus injeksi pada 2 frekuensi yang terdapat perbedaan nilai reaktansi/kapasitif listrik obyek yang diteliti, Asumsinya dapat meningkatkan akurasi dan ketelitian sistem TIE dalam mendeteksi anomali.

Model jaringan yang dapat digunakan untuk pengukuran distribusi komponen jaringan tubuh berupa rangkaian seri RC (Mylott, E., *et. al.*, 2014). Konsep ini sudah digunakan pada perangkat pengukuran *Bioelectrical Impedance Analysis* (BIA). BIA meniru konsep resistansi, kapasitansi, impedansi, dan pergeseran fase pada rangkaian AC. Berbagai variasi rangkaian seri dan parallel yang terdiri dari (R) resistor dan (C) kapasitor dapat digantikan dengan sebuah nilai yang ekuivalen dengan nilai tunggal rangkakan seri RC (Rizzoni, 2007). Analog dengan konsep tersebut, tubuh yang terdiri dari jaringan yang tersusun dari R dan C yang tidak tentu, dapat digantikan dengan rangkaian seri RC dengan nilai R dan C yang setara.

Untuk mendapatkan nilai resistansi resistif dan reaktansi capasitif secara terpisah, dapat dilakukan dengan mengukur besar impedansi dan pergeseran fase antara tegangan listrik pada titik tertentu dengan arus listrik setelah melewati objek. Dengan nilai impedansi dan pergeseran fase yang terukur, dapat dihitung nilai resistansi resistif dan reaktansi kapasitif (mylott, 2014). Konsep ini akan diterapkan untuk menyusun TIE agar mampu memetakan komponen resistansi dan reaktansi kapasitif jaringan tubuh. Distribusi komponen resistansi dengan proses rekonstruksi akan menghasilkan citra real, sedangkan distribusi komponen reaktansi kapasitif akan menghasilkan citra Imajiner. Dua citra ini dapat digunakan untuk proses identifikasi dan analisis suatu jaringan sehingga hasil diagnosis akan dapat lebih akurat dibandingkan dengan citra tunggal. Permasalahannya adalah bagaimana membuat sistem akuisisi data TIE agar dapat memperoleh nilai distribusi resistansi dan kapasitansi tersebut?

Sebelum membangun sistem akuisisi data pada TIE, ada dua proses penting yang harus diselesaikan yaitu *forward problem* dan *invers Problem*. Model sistem TIE yang akan diteliti pada penelitian ini berbentuk geometri mamografi X -ray berupa kotak persegi panjang. *Forward problem* adalah proses pembuatan simulasi pemodelan sebelum dilakukan secara eksperimen. Pada penelitian ini penyusunan *forward problem*, digunakan adalah metoda volume hingga (*Finite Volume Metode*, FVM). Metode FVM adalah salah satu metode matematika yang mampu menjelaskan distribusi arus listrik dalam suatu

obyek pantom payudara dan perhitungan potensial elektrik pada obyek yang memenuhi persamaan Laplace. Hasil perhitungan distribusi potensial listrik yang diperoleh dari proses *forward problem* akan digunakan untuk mencari matriks Jakobian atau matriks sensitivitas (Ain K, 2014) yang digunakan pada proses rekonstruksi citra. Oleh karena setiap model sistem yang akan dibuat mempunyai *forward problem* yang unik, sehingga hal ini merupakan salah satu permasalahan yang harus diselesaikan.

Invers problem adalah proses memperoleh distribusi impedansi objek dari data pengukuran potensial batas. Atau proses rekonstruksi citra pada sistem TIE. Rekonstruksi citra pada penelitian ini, akan menggunakan metode linieritas. Metode linieritas ini sering digunakan untuk mendapatkan citra fungsional. Metode linieritas pada penelitian ini akan menggunakan sumber arus listrik dua frekuensi untuk mendapatkan citra fungsional (Sapuan, 2016) dan (Bera 2016). Kelebihan dari citra fungsional ini adalah sistem TIE ini tidak memerlukan obyek homogen sebagai referensi atau pembanding (Sapuan, 2016).

Dengan *invers problem* data resistansi direkonstruksi menjadi citra real dan data reaktansi kapasitif akan diperoleh citra Imajiner dari suatu obyek. Dengan citra real dan atau imajiner dari obyek ini akan diperoleh informasi yang lebih jelas tentang kelainan pada obyek yang memiliki nilai impedansi sama tetapi memiliki komponen resistansi dan atau reaktansi kapasitif yang berbeda. Dengan metode ini diharapkan akan dihasilkan sistem impedansi tomografi elektrik yang menghasilkan citra real dan Imajiner sebagai sistem deteksi kelainan payudara yang aman, sederhana, lebih akurat.

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang disampaikan diatas dapatlah dijabarkan rumusan masalah dari penelitian ini adalah :

- a. Bagaimana sistem akuisisi data sistem tomografi elektrik untuk menghasilkan data citra fungsional 2D dengan variable reaktansi resistif dan reaktansi kapasitif, dengan dua frekuensi pada obyek pantom ?
- b. Bagaimana Kinerja sistem akuisisi data sistem tomografi elektrik untuk menghasilkan data citra fungsional 2D dengan variable reaktansi resistif dan reaktansi kapasitif, dengan dua frekuensi pada obyek pantom ?

1.3. Urgensi Penelitian

Sistem tomografi impedansi elektrik (TIE) adalah sistem pencitraan non pengion yang aman untuk pasien. Teknik pencitraan ini digunakan untuk menegakkan diagnosis penyakit dalam kedokteran modern dan merupakan teknik non Invasive dan relatif lebih murah. Sistem TIE ini akan dikembangkan untuk deteksi kanker payudara. Di Indonesia kanker payudara merupakan penyebab utama kematian wanita. Penderita kanker payudara dapat sembuh dan kematian akibat penyakit ini dapat diminimalisir jika terdeteksi lebih awal. Dengan demikian penelitian tentang TIE ini memiliki potensi yang besar untuk mendapatkan sistem deteksi yang lebih aman dari bahaya radiasi pengion dan relative lebih sederhana jika dibandingkan dengan sistem deteksi yang selama ini digunakan yaitu X-ray mamography, MRI mamography, dan positron emission tomography.

1.4. Keterkaitan Penelitian Dengan Penyelesaian Disertasi

Penelitian dalam disertasi saya adalah mengembangkan Tomografi Impedansi Elektrik multifrekuensi untuk deteksi dini kelainan pada pantom payudara melalui analisis Citra Fungsional real dan imajiner. citra yang lebih detail dari ekspresi komponen penyusun jaringan yang tertuang dalam citra real dan Imajiner. Tujuannya adalah untuk meningkatkan akurasi sistem TIE sebagai peralatan deteksi dini untuk kelainan yang ada pada payudara. Pada penelitian ini akan membuat sistem akuisisi data agar dapat memetakan didistribusi resistansi dan distribusi reaktansi kapasitif pada tomografi impedansi elektrik. Hal ini sangat mendukung sistem yang disusun dalam disertasi saya. Dengan demikian hasil dari penelitian ini akan memberikan kontribusi yang sangat besar pada penelitian terutama pada pembuatan perangkat keras dan sistem akuisisi data untuk mendukung metode yang ditawarkan dalam disertasi saya. Sehingga dengan selesainya penelitian ini maka akan mempercepat selesainya penelitian dalam disertasi saya.

1.5. Kontribusi Penelitian Dalam Pengembangan Iptek

Hasil yang diharapkan dalam penelitian ini adalah mendapatkan sistem tomografi elektrik yang sederhana, aman dan akurat. Sistem TIE ini akan memecah komponen impedansi. TIE ini nanti akan menampilkan ditribusi resistansi dan reaktansi kapasitif. Sehingga hasil penelitian ini akan dapat menampilkan anomali pada pantom payudara yang terdapat anomali yang sama atau hampir sama dengan jaringan Normal yang masih menjadi kelemahan sistem TIE sebelumnya. Obyek yang digunakan dalam penelitian ini adalah pantom payudara sehingga kontribusi teknologi yang dapat diberikan adalah

mendapatkan sistem TIE yang aman, akurat untuk skrining awal adanya anomali pada pantom payudara, untuk keberlanjutan penelitian berikutnya dapat diaplikasikan untuk pencitraan kanker payudara.

1.6. Luaran Penelitian

Luaran Penelitian Yang ditargetkan adalah :

- a. Sebuah artikel Ilmiah yang dipublikasikan pada: Jurnal internasional terindeks Scopus : Journal of Electrical Bioimpedance; Subject area : Engineering: Biomedical Engineering dengan Judul : “ Detection of an abnormality with a electrical impedance tomography through the analysis of real and imaginary images”
- b. Satu artikel ilmiah yang dipublikasikan pada seminar internasional dengan judul : “ Data acquisition system for electrical impedance tomography for the image of the real and imaginary”
- c. Draf disertasi yang telah disetujui pembimbing

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

Tomografi impedansi elektrik adalah teknik pencitraan untuk memanfaatkan sifat kelistrikan yaitu impedansi untuk mencitrakan suatu obyek. Impedansi dapat memberikan informasi yang sangat berharga berdasarkan struktur jaringan yang heterogen dan kondisi fisiologisnya (Walker dalam Pandya, 2010). Impedansi muncul karena keberadaan arus listrik bolak balik mengalir melewati rangkaian R , L dan C , dihambat ketika melewati komponen tersebut. Resistor memberikan hambatan terhadap arus yang disebut resistansi, sedangkan kapasitor dan induktor memberikan hambatan yang disebut reaktansi. Impedansi merupakan hasil reaksi antara resistansi dan reaktansi secara bersamaan. Konsep Impedansi adalah suatu metode untuk menyatakan bahwa kapasitor dan inductor bertindak sebagai resistor yang resistansinya bergantung pada frekuensi sinyal sinusoidal (Rizzoni, 2007).

Hubungan antara tegangan dan arus pada kapasitor ideal dapat dijelaskan dengan persamaan (2.1) dan (2.2) berikut ini :

$$i_C(t) = C \frac{dV_C(t)}{dt} \quad (2.1)$$

$$V_C(t) = \frac{1}{C} \int I_C(t') dt' \quad (2.2)$$

Dimana $i_C = i$ dan $V_C = V_S$ dalam diagram fasor kita dapat mengekspresikan arus kapasitor sebagai:

$$i_C(t) = C \frac{dV_C(t)}{dt}$$

$$i_C(t) = C \frac{dA \cos \omega t}{dt}$$

$$i_C(t) = \omega C A \cos \left(\omega t + \frac{\pi}{2} \right) \quad (2.3)$$

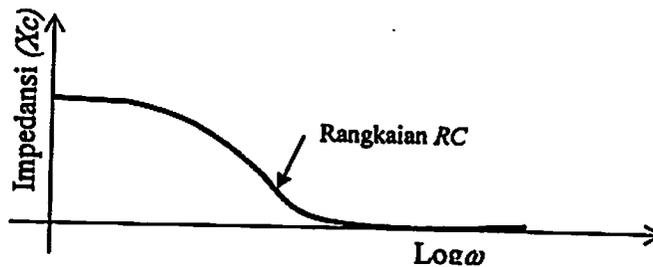
Dalam bentuk fasor dituliskan:

$$V_Z(j\omega) = A \angle 0; I(j\omega) = \omega C A \angle \frac{\pi}{2}$$

Hubungan antara fasor tegangan dengan Arus dan impedansi pada kapasitor Ideal $Z_C(j\omega)$ didefinisikan sebagai:

$$Z_C(j\omega) = \frac{V_Z(j\omega)}{I(j\omega)} = \frac{1}{\omega C} \angle -\frac{\pi}{2} = \frac{-j}{\omega C} = \frac{1}{j\omega C} \quad (2.4)$$

Dengan mengikuti kaidah bahwa $\frac{1}{j} = e^{-\frac{j\pi}{2}}$, maka impedansi kapasitor tergantung pada kuantitas kompleks frekuensi. Nilai Impedansi kapasitor bervariasi sebagai fungsi kebalikan dari frekuensi (Rizzoni, 2007). Grafik Hubungan antara impedansi dan frekuensi dalam rangkaian seri RC ditunjukkan dalam bagan bode Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Bode diagram impedansi dan frekuensi (Rizzoni, 2007)

Parameter impedansi ini didefinisikan dalam formula yang sangat bermanfaat dalam menyelesaikan problem analisis rangkaian AC. Susunan resistor dan kapasitor yang terdiri dari bermacam kombinasi baik secara seri dan atau paralel, dapat digantikan dengan satu nilai yang ekuivalen dalam bentuk rangkaian seri RC (Rizzoni, 2007).

Jaringan tubuh manusia terdiri dari resistansi (resistor) dan kapasitansi (kapasitor) (Kyle, *et al.*, 2004); (Pandya, 2010). Jadi bila arus listrik bolak balik di alirkan melewati jaringan tubuh maka arus mengalami pergeseran fase seperti halnya arus listrik yang melewati rangkaian RC (Mylott, 2014). Dengan menggunakan model seri rangkaian RC sebagai model komponen impedansi jaringan tubuh maka nilai resistansi dan reaktansi kapasitif dapat ditentukan secara terpisah (Mylott, 2014).

Teori tentang pemisahan komponen impedansi telah digunakan pada laboratorium untuk mengembangkan pemahaman dasar tentang perilaku rangkaian resistor dan kapasitor dalam rangkaian ac. Kegiatan dalam laboratorium tersebut untuk menunjukkan jaringan tubuh dapat dimodelkan sebagai rangkaian RC, dan untuk menunjukkan karakteristik listrik dari tubuh yang digunakan untuk memperoleh informasi fisiologis (Mylott, E., *et al.*, 2014). Dengan metode ini, dapat mengeksplorasi ketergantungan frekuensi resistansi, reaktansi, impedansi, dan sudut fase di rangkaian RC. Konsep-konsep ini diperkenalkan dan menunjukkan bahwa jaringan tubuh dapat digantikan dengan suatu nilai rangkaian seri RC (Mylott, E., *et al.*, 2014). Persamaan mengekspresikan impedansi dan sudut fase untuk rangkaian seri RC dengan resistor dan kapasitor diberikan oleh :

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (2.5)$$

$$\tan \theta = \frac{X_c}{R} \quad (2.6)$$

di mana Z adalah impedansi, R adalah resistensi, X_c adalah reaktansi kapasitif, dan θ adalah sudut fase. Persamaan ini dapat untuk menyelesaikan R dan X_c , sehingga

$$R = Z \cos \theta \quad (2.7)$$

$$X_c = Z \sin \theta \quad (2.8)$$

Konsep ini yang akan diterapkan pada Sistem TIE untuk mencari distribusi komponen impedansi secara terpisah yaitu resistansi (R) dan reaktansi kapasitif (X_c) dan merekonstruksi komponen tersebut dalam suatu citra secara terpisah. Distribusi Resistansi menghasilkan citra real dan distribusi reaktansi kapasitif menghasilkan citra Imajiner. Untuk tujuan tersebut maka diperlukan sebuah perangkat yang mampu mengukur nilai impedansi dan pergeseran fase arus listrik. Prinsip pengukuran ini mengacu pada model jaringan rangkaian seri RC (Mylott, E., et. al., 2014) serta persamaan (2.7) dan (2.8) dan rangkaian pengukur impedansi dan pergeseran fase.

Tomografi impedansi elektrik adalah teknik memperoleh nilai distribusi parameter elektrik dengan cara menginjeksikan arus elektrik dan mengukur potensial elektrik pada permukaan objek. Dua hal terpenting terkait dengan EIT adalah problema maju dan problema inversi.

Problema maju adalah proses perhitungan potensial elektrik berdasarkan model matematis. Jika di dalam objek tidak terdapat sumber listrik dan distribusi konduktivitas elektrik diketahui, maka distribusi potensial elektrik di dalam objek akan memenuhi persamaan Laplace.

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad \text{di dalam } \Omega \quad (2.9)$$

dengan kondisi batas potensial dan rapat arus elektrik di permukaan,

$$V = V_0 \quad \text{pada permukaan } \partial\Omega \quad (2.10)$$

$$\sigma \frac{\partial V}{\partial n} = J_0 \quad \text{pada permukaan } \partial\Omega \quad (2.11)$$

dengan σ adalah konduktivitas objek, V adalah distribusi potensial di dalam objek, V_0 adalah potensial dan J_0 adalah rapat arus di permukaan objek serta n adalah vektor satuan normal yang arahnya tegak lurus terhadap permukaan. Persamaan (2.9), (2.10) dan (2.11) dapat diselesaikan dengan menggunakan metode volume hingga (FVM). Pada metode FVM, sebuah titik potensial dapat diperoleh dari enam titik potensial tetangganya di dalam objek tiga dimensi yang dapat dinyatakan dengan pers. (2.12) (Ain, K., 2017).

$$a_{ijk}V_{ijk+1} + b_{ijk}V_{ijk-1} + c_{ijk}V_{i+1jk} + d_{ijk}V_{ij+1k} + e_{ijk}V_{i-1jk} + f_{ijk}V_{ij-1k} + g_{ijk}V_{ijk} = I_{ijk} \quad (2.12)$$

Dengan :

$$a_{ijk} = \frac{2\sigma_{ijk}\sigma_{ijk+1} \Delta x \Delta y}{\sigma_{ijk} + \sigma_{ijk+1} \Delta z} ; b_{ijk} = \frac{2\sigma_{ijk}\sigma_{ijk-1} \Delta x \Delta y}{\sigma_{ijk} + \sigma_{ijk-1} \Delta z} ; c_{ijk} = \frac{2\sigma_{ijk}\sigma_{i+1jk} \Delta y \Delta z}{\sigma_{ijk} + \sigma_{i+1jk} \Delta x}$$

$$d_{ijk} = \frac{2\sigma_{ijk}\sigma_{ij+1k} \Delta x \Delta z}{\sigma_{ijk} + \sigma_{ij+1k} \Delta y} ; e_{ijk} = \frac{2\sigma_{ijk}\sigma_{i-1jk} \Delta y \Delta z}{\sigma_{ijk} + \sigma_{i-1jk} \Delta x} ; f_{ijk} = \frac{2\sigma_{ijk}\sigma_{ij-1k} \Delta x \Delta z}{\sigma_{ijk} + \sigma_{ij-1k} \Delta y}$$

$$g_{ijk} = -(a_{ijk} + b_{ijk} + c_{ijk} + d_{ijk} + e_{ijk} + f_{ijk})$$

Sedangkan problema inversi adalah proses memperoleh distribusi konduktivitas objek dari data pengukuran potensial batas. Beberapa metode dengan pendekatan yang berbeda telah diusulkan oleh beberapa peneliti yang umumnya dapat dikelompokkan menjadi dua, yaitu linier dan non linier (L. Yaqin, 2010). Metode rekonstruksi berbasis linier akan menghasilkan citra relatif yang memberikan informasi tentang perbedaan citra relatif terhadap referensi yang merupakan refleksi dari perubahan fungsi fisiologis (J. Zhang, et al., 2002). Metode rekonstruksi berbasis non linier akan menghasilkan citra statik yang memberikan informasi tentang distribusi konduktivitas absolut.

Metode linierisasi mengasumsikan bahwa perubahan potensial batas merupakan fungsi linier terhadap perubahan konduktivitas (Andrea Borsic, 2002, X.Y. Chen, et.al., 2011). Fungsi linier tersebut diperoleh dengan cara melakukan pendekatan dengan deret Taylor pada $V(\gamma)$ di sekitar γ_0 (Johan Andoyo Efendy Noor, 2007), yaitu :

$$V(\gamma) = V(\gamma_0) + V'(\gamma_0)(\gamma - \gamma_0) + O(\|\gamma - \gamma_0\|^2) \quad (2.13)$$

dengan $V'(\gamma_0)$ adalah Jacobion dari $V(\gamma)$ pada γ_0 . Dengan mengabaikan suku terakhir, maka persamaan (2.13) menjadi :

$$\delta V \approx J \delta \gamma \quad (2.14)$$

dengan $\delta V = V(\gamma) - V(\gamma_0)$ dan $J = V'(\gamma_0)$ dan $\delta \gamma = \gamma - \gamma_0$. Jacobion umumnya disebut sebagai matriks sensitivitas, sehingga persamaan (2.14) dapat dituliskan dalam bentuk :

$$[\delta V]_{(q^2 \times 1)} = [S]_{(q^2 \times p)} [\delta \sigma]_{(p \times 1)} \quad (2.15)$$

Dengan $[\delta V]$ adalah perubahan potensial batas, $[S]$ adalah matriks sensitivitas, dan $[\delta \sigma]$ adalah perubahan konduktivitas (Sapuan, I. 2017).

Untuk Itu dalam penelitian ini akan dikembangkan sistem tomografi impedansi elektrik multifrekuensi untuk deteksi dini kelainan payudara melalui analisis citra real dan Imajiner. Sistem ini diharapkan mampu menampilkan citra real sebagai visualisasi dari distribusi komponen resistansi dari jaringan tubuh dan citra imajiner sebagai visualisasi dari distribusi reaktansi kapasitif. Harapannya akan meningkatkan akurasi dan ketelitian

sistem TIE dalam deteksi anomali pada payudara, yaitu mampu membedakan anomali pada jaringan yang memiliki impedansi yang sama atau hampir sama dari suatu obyek phantom payudara. *State of the Art* dari penelitian ini seperti pada Tabel 2.1

Table 2.1 *State of The Art* Sistem Deteksi Kelainan Payudara

No	Tahun	Nama	Research	Kelebihan	Kekurangan
1	Sebelum 2004	(Tyna A Hope and Sian Elles, 2004).	<i>x-ray</i> mamography,	Detail citranya jelas	Efek radiasi pengion yang bisa merusak jaringan, karsinogen
2	2005	David Holder, S.	<i>Breast Ultrasonography</i>	Lebih flexible dalam penggunaan	Detail citranya lebih jelas x ray mamopgraphy
3	2005	(David Holder, S.	<i>MRI mammography</i>	Detail citranya jelas	Relative sangat mahal, digunakan hanya untuk verivikasi
4	2003	Y. Zou and Z. Guo	<i>Electric impedans tomography (EIT)</i> untuk deteksi dini kanker payudara disain <i>mammography imaging</i>	Sistem deteksinya aman untuk tubuh	Belum diketahui posisi kedalaman kelainannya
5	2004	Myoung Hwan Choi	EIT dengan disain seperti geometri mamografi yang dimodelkan kotak persegi panjang dengan elektroda <i>array</i> di bagian atas dan bawah	Sistem deteksinya aman untuk tubuh	Detail citranya belum jelas, secara teknik belum bisa diterapkan.
6	2014	Helber R. Ferreira, Harold I. A. Bustos, Wilfredo B. Figuerola	Simulasi Inverse Masalah Rekonstruksi Data citra Menggunakan Patterned Tomography Impedansi Listrik Payudara Perempuan	Memperbaiki pengaruh nois pada pembentukan citra	Masih simulasi, hanya bisa memisahkan oyek dengan konduktifitas yang berbeda
7	2017	Sapuan, I., Ain, K., Suriyanto, A.	Dual frequency electrical Impedance Tomografy to Obtain Functional Image	-Dengan citra fungsional TIE ini secara teknik bisa diterapkan -Citra fungsional anomali kelihatan lebih jelas daripada citra struktural	Masih belum bisa menunjukkan anomali dengan impedansi yang sama atau hampr sama
8	2018	Sapuan, I, Yasin, M., Ain, K.	Tomografi Impedansi Elektrik Multifrekuensi Untuk Deteksi Dini Kelainan Melalui Analisis Citra Real dan Imajiner	Mampu menunjukkan anomali pada jaringan dengan impedansi yang sama atau hampr sama	Baru diajukan untuk penelitian

2.2 Penelitian Yang Sudah Dilakukan

Peneliti telah terlibat dalam riset tomografi di Laboratorium elektronika dan laboratorium Fisika Modern Departemen Fisika Universitas Airlangga selama kurun waktu tahun 2007 hingga 2017. Telah melakukan beberapa penelitian dan publikasi terkait dengan pengembangan, sistem tomografi pada umumnya dan tomografi impedansi elektrik untuk diagnosis dan analisis bidang medis. *Road map* penelitian yang sudah dilakukan oleh peneliti disusun seperti tampak pada Tabel 2.2

Table 2.2 *Road map* yang telah dilakukan Peneliti terkait dengan sistem tomografi

Tahun	Judul	Outcome
2007 (Sapuan, I, Suparta, G. B, Kusminarto)	Optimation Design of A Single Channel Analyzer for computed I tomography System	ICOWOBAS, International Conference UNAIR-UTM-RGU , surabaya, Indonesia, 2007
2007 (Winarno, Ain. K., Sapuan, I.)	Rancang bangun sistem tomografi komputer translasi rotasi berbasis cahaya tampak	Seminar Nasional FISIKA FMIPA Universitas Airlangga, Surabaya
2009 (Ain. K., Sapuan, I., Ukhrowiyah, N.)	Detection of osteoporosis with Translate-Rotate Computed Tomography System	Internasional : Journal Of Materials Science and Engineering, Volume 3, Number 10, 2009
2012(Ain. K., Sapuan, I., Wibowo, A. R	Sistem Tomografi Impedansi Listrik Sebagai Sarana Uji Tak Rusak, Sederhana	Jurnal Matematika, Sains, dan Teknologi, Universitas Terbuka, Jakarta
2017 (Sapuan, I., Ain. K., Suriyanto, A)	Dual frequency electrical Impedance Tomografy to Obtain Functional Image (studi kasus kanker payudara)	Journal International of Physics : conference series, Volume 853, conference 1 ; IOP publising 2017, Terindeks Scopus.
2018 (Sapuan, I., Ain. K., Yasin, M.)	Tomografi Impedansi Elektrik Multifrekuensi Untuk Deteksi Dini Kelainan Melalui Analisis Citra Real dan Imajiner (studi kasus kanker payudara)	Jurnal internasional bereputasi, terindeks scopus

BAB III

TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN

3.1. Tujuan Penelitian

Agar mampu menjawab rumusan masalah diatas maka pada penelitian ini maka dirumuskan Tujuan penelitian sebagai berikut:

- a. Membuat sistem akuisisi data sistem tomografi elektrik untuk menghasilkan data citra fungsional 2D dengan variable reaktansi dan reaktansi kapasitif, dengan dua frekuensi untuk deteksi dini anomali pada obyek pantom
- b. Kinerja sistem akuisisi data sistem tomografi elektrik untuk menghasilkan data citra fungsional 2D dengan variable reaktansi resistif dan reaktansi capasitif, dengan dua frekuensi pada obyek pantom

3.2 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah mendapatkan sistem tomografi elektrik yang sederhana, aman dan akurat. Sistem TIE ini akan memecah komponen impedansi. TIE ini nanti akan menampilkan distribusi resistansi dan reaktansi capasitif. Sehingga hasil penelitian ini akan dapat menampilkan anomali pada pantom payudara yang terdapat anomali yang sama dengan jaringan Normal yang masih menjadi kelemahan sistem TIE sebelumnya. Obyek yang digunakan dalam penelitian ini adalah pantom payudara sehingga kontribusi teknologi yang dapat diberikan adalah mendapatkan sistem TIE yang aman, kaurat untuk skreeneing awal adanya anomali pada pantom payudara, untuk keberlanjutan penelitian berikutnya dapat diaplikasikan untuk pencitraan kanker payudara.

MILIK
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA

BAB IV

METODE PENELITIAN

4.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini akan dilaksanakan di Laboratorium Instrumentasi dan Laboratorium Fisika Modern Departemen Fisika Universitas Airlangga dan Laboratorium Material Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Penelitian memerlukan waktu sekitar 12 bulan.

4.2 Alat dan Bahan

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini meliputi bahan yang digunakan untuk pembuatan perangkat elektronik dan bahan untuk pembuatan :

1. Komputer/ laptop
2. Seperangkat alat untuk perakitan komponen elektronik dan alat ukur beasarn listrik, LCR Meter (spketroskopi impedansi)
3. Komponen oscillator
4. Komponen sumber arus konstan
5. Modul pengukur besar impedansi listrik dan beda fase
6. Multiplexer dan demultiplexer

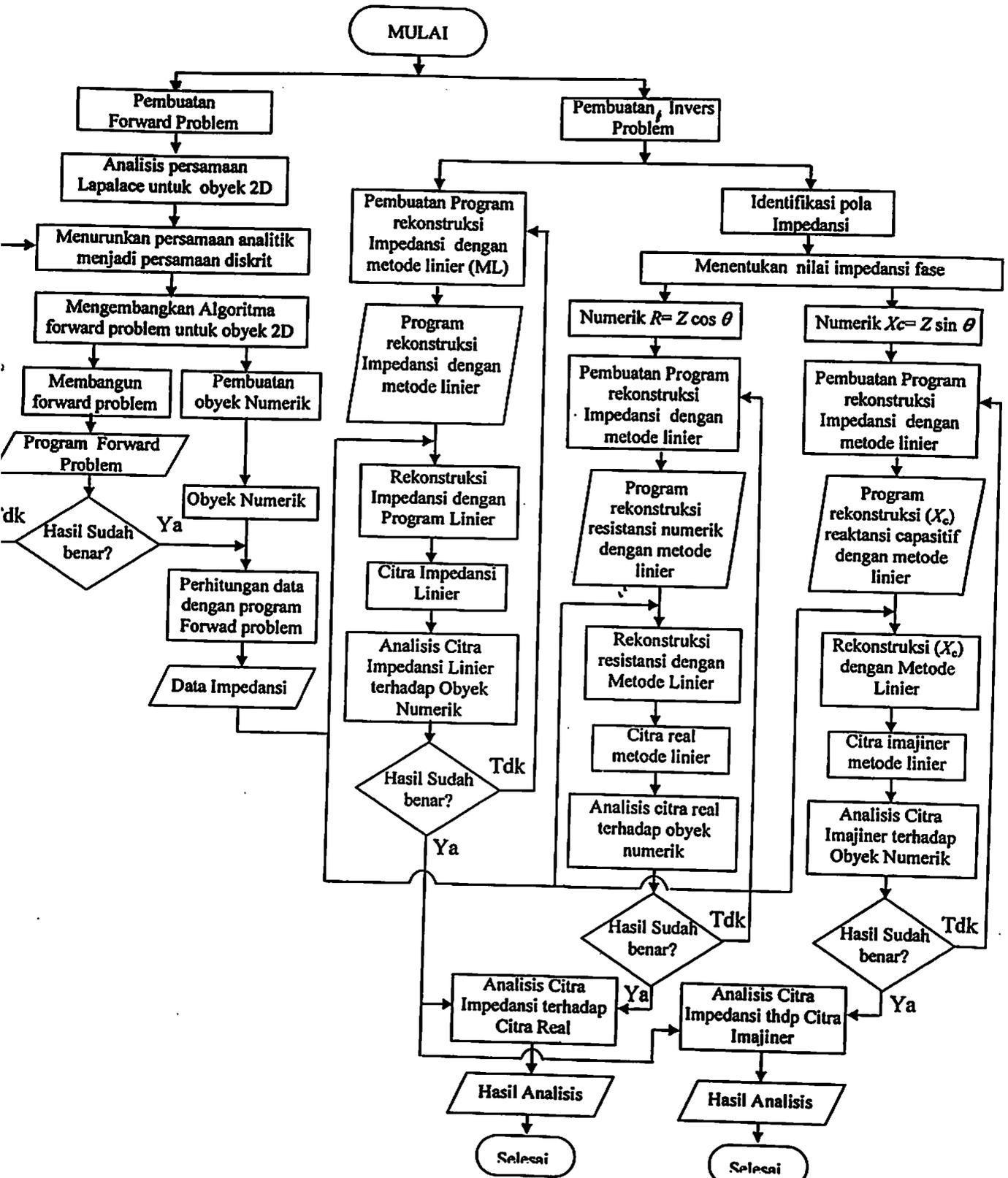
Bahan yang digunakan sdalam penelitian ini adalah :

1. Gelatin
2. Karbon hitam
3. Keramik (serbuk)

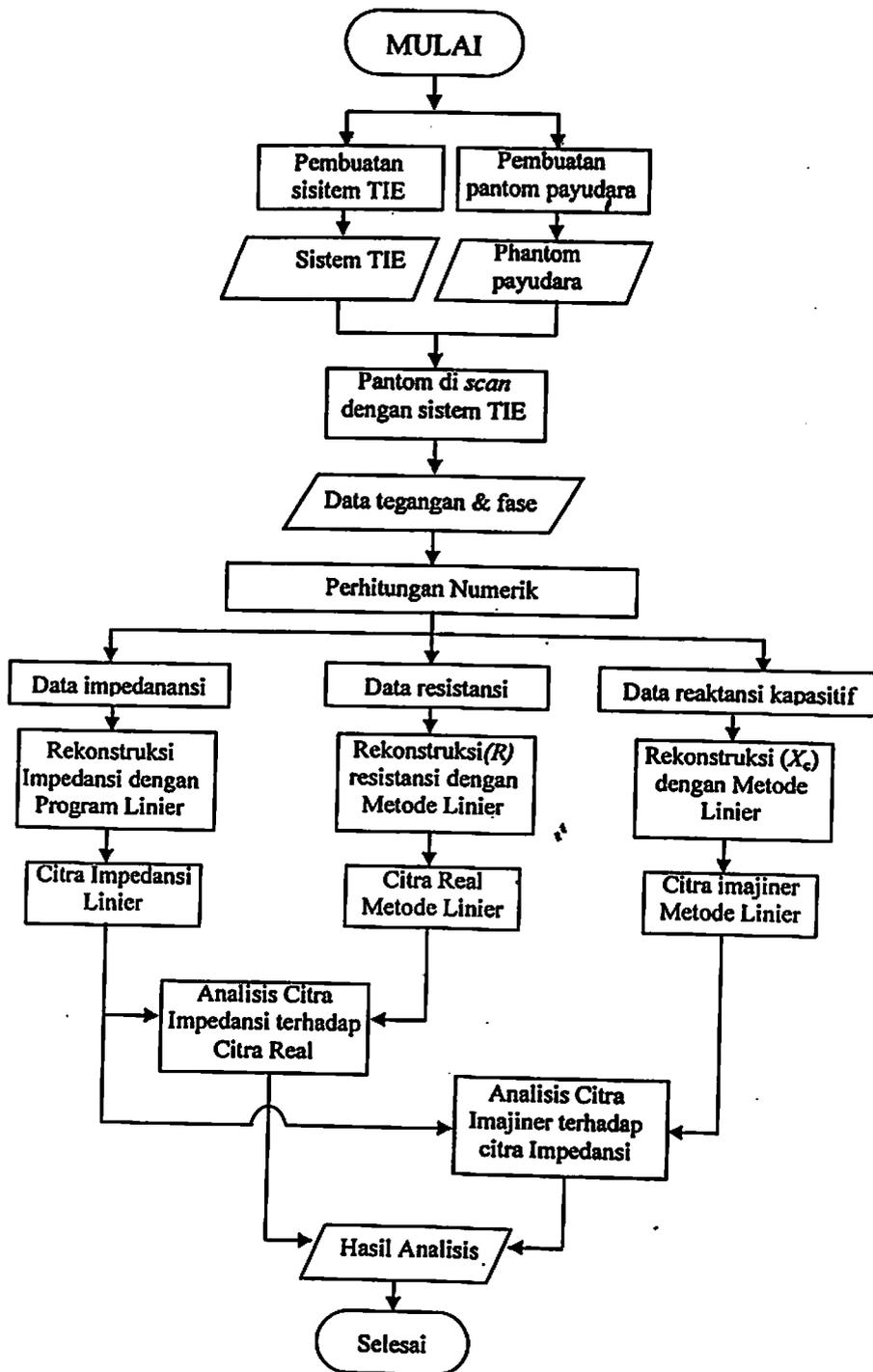
4.3. Prosedur Penelitian

Penelitian Disertasi yang saya rencanakan berjudul : Tomografi Impedansi Elektrik Multifrekuensi Untuk Deteksi Dini Kelainan Melalui Analisis Citra Real dan Imajiner (Studi Kasus Kanker Payudara). Dalam pelaksanaan penelitian, proses penyelesaiannya dilaksanakan dalam 2 tahap. Tahap I simulasi (Gambar 4.1) dan Tahap II eksperimen (Gambar 4.2).

MILIK
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA



Gambar 4.1 Prosedur Penelitian Tahap I Simulasi



Gambar 4.2 Prosedur Penelitian Tahap II Eksperimen

Objek dalam tahap simulasi akan dibangun dari data numerik yang disusun menyerupai pantom payudara berbentuk balok (geometri *X-ray mamography*). Data numerik tersebut adalah nilai impedansi elektrik payudara dan kanker payudara yang diperoleh dari referensi (Surowiej, A.J., *et.al.*, 1988). Sedang objek eksperimen adalah

pantom payudara berkanker berbentuk balok yang dibuat dari bahan gelatin, agar-agar dan keramik.

Penelitian pada tahap I meliputi : pengembangan model matematik medan potensial elektrik 2 dimensi dengan *Finite Volum Methods (FVM)*, menyelesaikan problem maju dan problem inversi metode linier, menyusun algoritma dan kode program penyelesaian problem maju dan problem inversi, melakukan kajian hardware TIE multifrekuensi. Penelitian pada tahap I saat ini sedang dalam proses dikerjakan. Menurut perencanaan, pada saat usulan penelitian ini disetujui penelitian tahap I sudah selesai dikerjakan.

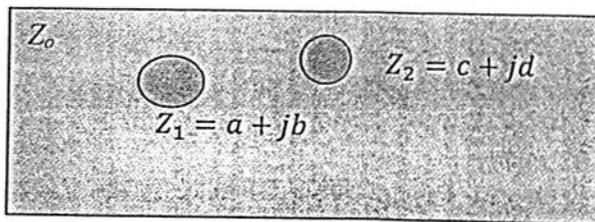
4.4. Pembuatan Sistem TIE

Kinerja dari sisitem TIE yang sudah di modelkan dalam program forward Problem dan invers problem, harus diuji dengan data eksperimen. Sistem TIE yang akan dibangun pada penelitian ini secara skematis seperti pada Gambar 4.3. Pada pembuatan sistem TIE ini adalah merupakan proses penelitian pada tahap yang ke II yang diusulkan pada Penelitian Disertasi Doktor ini.

Beberapa langkah yang dilakukan dalam membuat dan membuktikan kinerja dari sistem TIE ini adalah:

a. Pembuatan obyek tiruan (pantom payudara)

Pantom payudara dibuat dari bahan bahan yang mempunyai sifat-sifat elektrik (nilai impedansi) yang mendekati sifat sifat elektrik yang sesungguhnya) dalam penelitian ini akan digunakan dua pantom yaitu pantom 1 dan pantom 2 yang mempunyai kelainan.



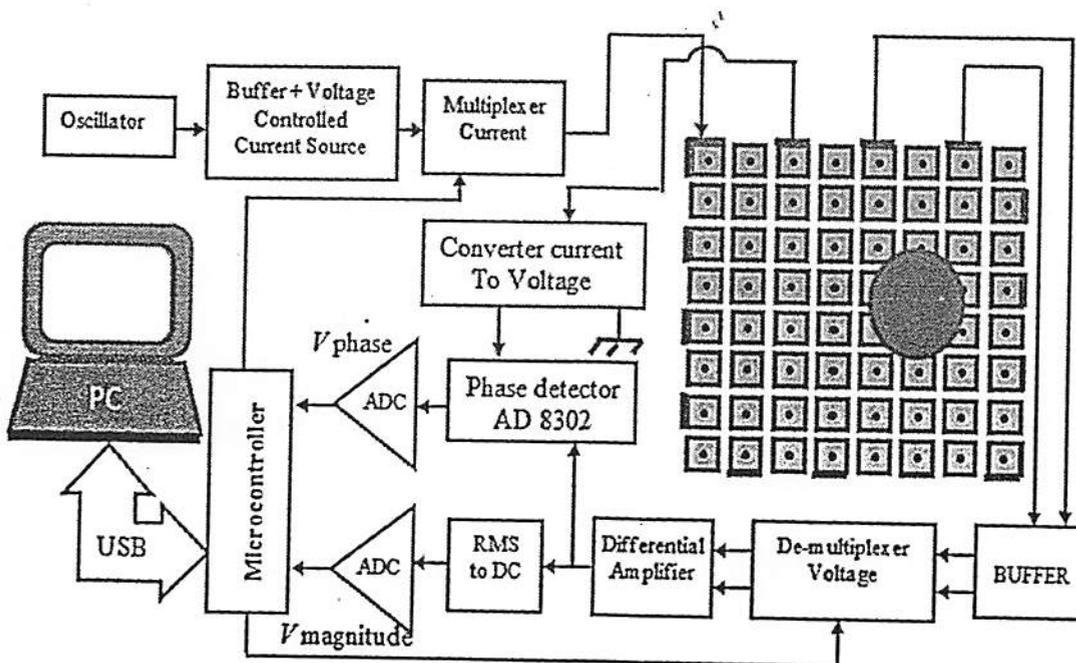
Gambar 4.3. Gambar Ilustrasi obyek pantom

Pantom payudara yang dibuat adalah pantom homogen Z_0 yang diberi dua atau lebih kelainan. Kelainan pada pantom ini dibuat bervariasi nilai komponen penyusun impedansi, tetapi nilai impedansinya sama. Sebagai gambaran $Z_1 = a + jb$: $Z_2 = c + jd$ dimana $Z_1 = Z_2$, $a \neq c$ dan $b \neq d$. seperti pada Gambar 4.3.

b. Rancang bangun sistem akuisisi data tomografi Impedansi Elektrik

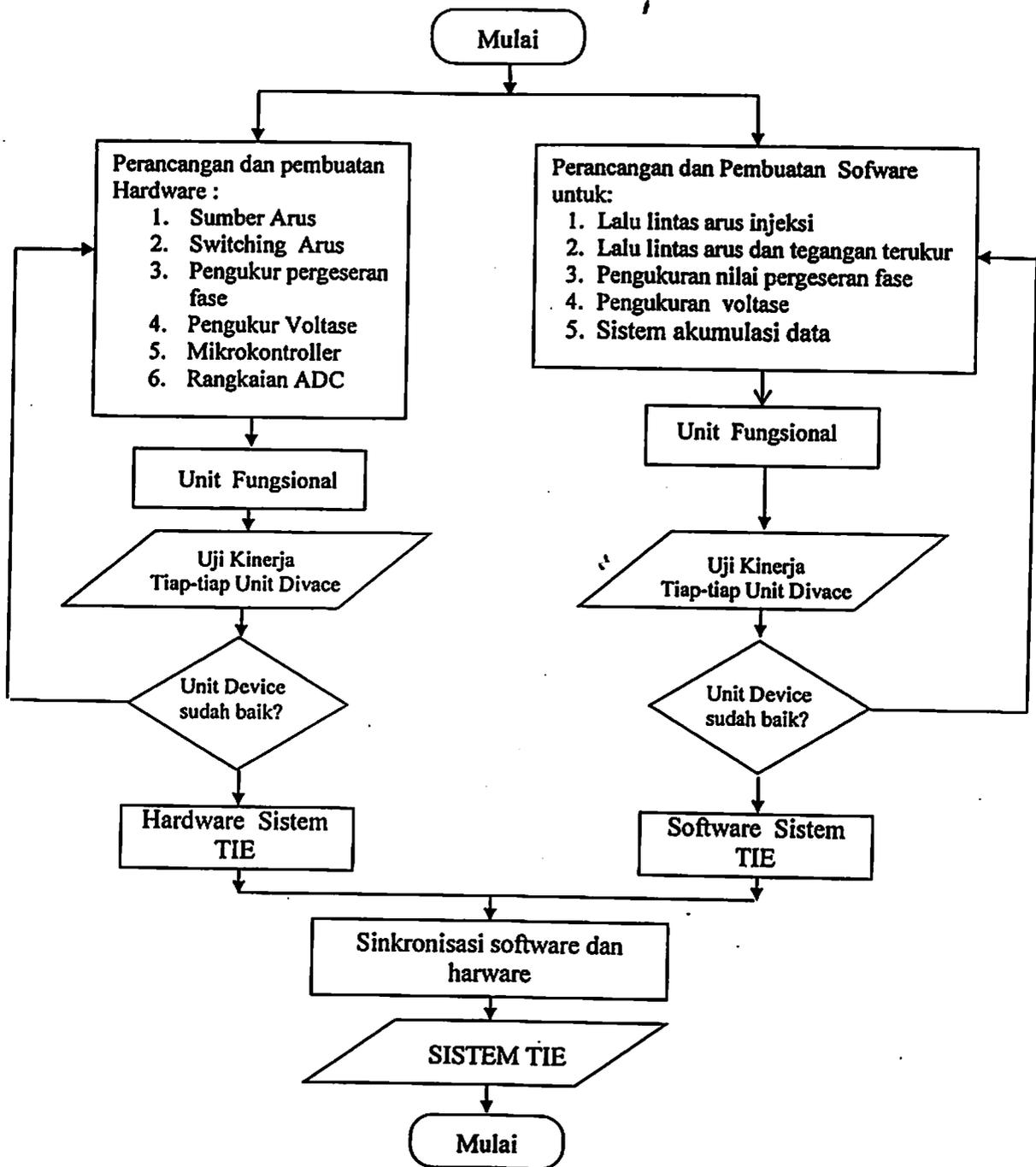
Berdasarkan mekanisme, bahan dan cara dalam membuat sistem tomografi elektrik dapat dikategorikan menjadi dua bagian. Bagian yang pertama adalah pengerjaan hardware dan yang kedua adalah pembuatan software. Secara garis besar rancang bangun hardware meliputi pembuatan rangkaian: sumber arus konstan, rangkaian multiplexer arus, obyek pantom, switching arus dan voltase, pengukur pergeseran fase, pengukur voltase, ADC dan mikrokontroler dan komputer.

Bagian yang kedua adalah pembuatan software pengendali sistem. Secara garis besar rancang bangun software meliputi pengendalian multiplexer untuk menentukan tujuan injeksi arus pada elektrode yang menempel pada obyek, pengendalian demultiplexer untuk pengatur lalu lintas pengukuran tegangan dan pergeseran fase, pembuatan program mikrokontroler untuk pengukuran tegangan dan pergeseran fase melalui ADC. Sistem TIE yang akan dibangun pada penelitian ini secara skematis seperti pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Sistem Tomografi Impedansi Elektrik

Flowcard rancang bangun sistem akuisisi data Tomografi impedansi elektrik seperti pada Gambar 4.5.



Gambar 4.5 Prosedur Penelitian Rancang Bangun Sistem TIE

Sistem TIE setelah dibuat akan digunakan untuk scanning pantom payudara. Data impedansi, resistansi dan reaktansi kapasitif direkonstruksi dengan program rekonstruksi

yang dibuat pada bagian simulasi, yaitu program rekonstruksi dengan metode linier multifrekuensi. Citra hasil rekonstruksi dari data impedansi disebut citra Impedansi, resistansi disebut citra real, dan reaktansi kapasitif disebut citra imajiner. Citra real dan imajiner akan dibandingkan dengan citra impedansi. Perbandingan dilakukan untuk melihat apakah citra real dan atau citra imajiner mampu menunjukkan anomali yang berbeda dengan impedansi yang sama tetapi tidak dapat ditunjukkan pada citra impedansi. Untuk analisis citra akan digunakan metode Histogram citra dan RMSE.

3.5 Analisis Cita Hasil Rekonstruksi

Model matematik medan potensial elektrik dianalisis dengan cara membandingkan citra rekonstruksi yang dihasilkan terhadap objek numeriknya. Perbandingan tersebut dilakukan secara numerik dengan menghitung *root means square error* (RMSE) dan *signal to noise ratio* (SNR). RMSE mengukur kesamaan distribusi konduktivitas antar data. Semakin kecil RMSE artinya semakin tinggi kesamaan antar distribusi data tersebut. Secara matematis RMSE dinyatakan dengan persamaan,

$$RMSE = \frac{1}{(D_{max}-D_{min})} \left[\sqrt{\frac{\sum (D_{rec}(i)-D_{ref}(i))^2}{N}} \right] \times 100\% \quad (3.1)$$

dengan D_{rec} adalah data hasil, D_{ref} adalah data referensi, D_{max} adalah data referensi maksimum, D_{min} adalah data referensi minimum dan N adalah jumlah data. Apabila citra yang dihasilkan secara simulasi ini sudah baik maka perangkat lunak rekonstruksi citra sudah dapat digunakan untuk rekonstruksi data secara eksperimen.

Metode lain yang akan digunakan untuk menganalisa kualitas citra adalah histogram citra. Histogram citra adalah grafik yang menggambarkan penyebaran nilai-nilai intensitas piksel suatu citra atau bagian tertentu atas citra. Tujuannya adalah untuk memperoleh penyebaran histogram yang merata, sehingga setiap derajat keabuan memiliki jumlah piksel yang relatif sama. Dari sebuah histogram dapat diketahui frekuensi kemunculan nisbi intensitas pada citra tersebut. Histogram adalah grafik yang menunjukkan frekuensi kemunculan setiap nilai gradasi warna. Sumbu x menunjukkan intensitas warna, sedangkan y menunjukkan frekuensi kemunculannya.

BAB V

HASIL DAN LUARAN YANG DICAPAI

Telah dilakukan penelitian, meliputi rancang bangun perangkat keras, perangkat lunak dan telah dihasilkan artikel ilmiah yang berhubungan dengan sistem elektrik impedansi tomografi (EIT). Artikel tersebut sudah dipublikasi dalam seminar internasional ICPIAM dan terbitkan dalam proceeding IOP yang terindeks scopus.

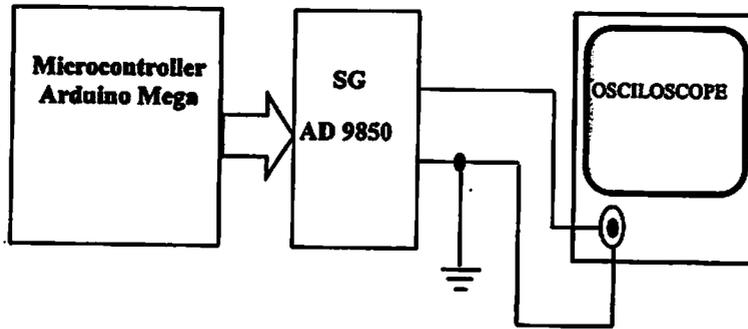
5.1. Hasil rancang bangun dan pengujian perangkat keras.

Hasil rancang bangun dan pengujian perangkat keras yang telah dilakukan meliputi semua perangkat keras dari sistem EIT seperti pada Gambar 4.4 yaitu meliputi, modul oscilator AD9850., Rangkaian VCCS, Multiplexer Arus, obyek, Converter current to Voltage, Phase detector 8302, mikrokontroller arduino Mega, demultiplexer pengukuran tegangan, RMS to DC,

5.1.1 Oscilator AD 9850

Pembangkit sinyal arus listrik bolak-balik yang digunakan untuk injeksi arus listrik ke objek menggunakan *signal Generator*(SG) Modul AD9850. Rangkaian Modul AD9850 menghasilkan sinyal berbentuk sinusoidal dan square DC dengan frekuensi 0-4 Mhz. Sinyal yang digunakan dalam sistem EIT ini adalah sinyal sinusoidal. Sinyal yang dihasilkan oleh sinyal generator Modul AD9850 adalah $V_{rms} = 0,313$ volt. Modul ini telah dilakukan uji kestabilan amplitude outputnya, dengan setup peralatan seperti pada Gambar 5.1. Sinyal Generator (SG) modul AD9850 ini dikendalikan mikrokontroller dalam pengaturan frekuensi sinyal outputnya. Pengujian ini bertujuan mengamati kestabilan amplitude sinyal output terhadap perubahan frekuensi.

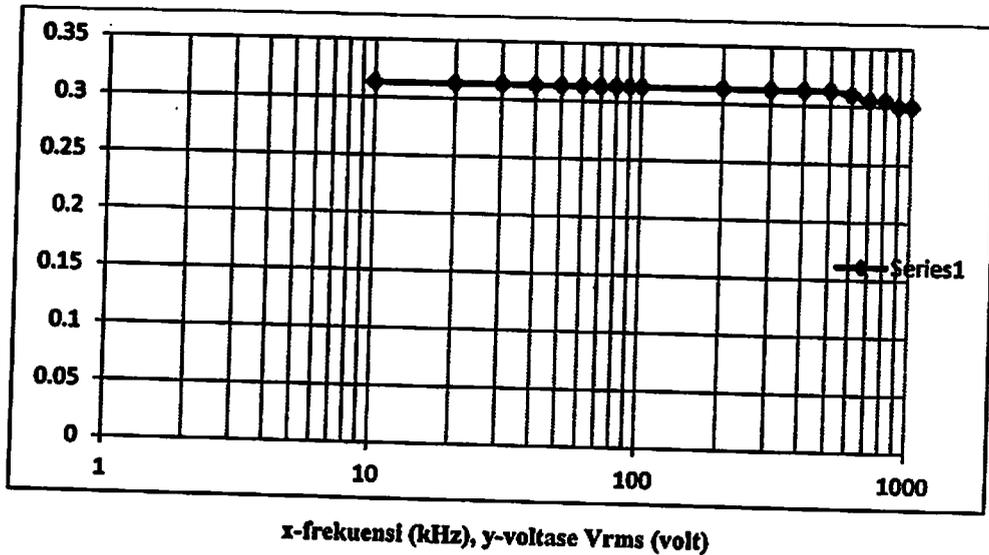
Gambar 5.2 adalah grafik hubungan antara tegangan keluaran dan frekuensi, hasil pengujian sinyal generator Modul AD9850. Dari hasil pengujian modul ini, amplitudo sinyal yang dihasilkan stabil sampai pada frekuensi 500 kHz. Amplitudo ini mulai menurun pada frekuensi 600 kHz sebesar 0,97%. Amplitudo sinyal ini terus menurun dan pada frekuensi 1 Mega Hz amplitudonya turun sebesar 4,33 % dari amplitude frekuensi rendah (stabil). Data pengujian kesetabilan amplitude output SG terhadap perubahan frekuensi seperti yang ditunjukkan pada Table 5.1.



Gambar 5.1 Setup Pengujian Rangkaian sinyal generator AD 9850

Tabel 5.1 Pengujian kestabilan tegangan keluaran sinyal generator Modul AD9850

No	Frekuensi (kHz)	Voltase rms (volt)
1	10	0.313
2	20	0.313
3	30	0.313
4	40	0.313
5	50	0.313
6	60	0.313
7	70	0.313
8	80	0.313
9	90	0.313
10	100	0.313
11	200	0.313
12	300	0.313
13	400	0.313
14	500	0.313
15	600	0.310
16	700	0.305
17	800	0.305
18	900	0.300
19	1000	0.300



Gambar 5.2 Grafik kestabilan tegangan keluaran sinyal generator Modul AD9850

5.1.2 Rangkaian VCCS

Skema rangkaian VCCS pada Gambar 5.3 ini merupakan modifikasi dari rangkaian *howland current source* (HCS) yaitu dengan memecah umpan balik positif sehingga daya yang diserap oleh resistor feedback dalam rangkaian HCS menjadi berkurang. Kelebihan dari rangkaian VCCS tipe *Double Operational Amplifier* (DOA) adalah memiliki nilai resistansi yang besar untuk setiap resistor dengan sumber tegangan yang sama. Dimana besar arus keluaran di tentukan oleh perbandingan nilai R_f dan R_1 dikalikan tegangan masukan. Sebagaimana dijelaskan oleh persamaan (5.4).

Op Amp 1 :

$$\frac{V_B - V_L}{R_s} = I_L$$

$$V_B - V_L = I_L \cdot R_s \quad \text{sehingga } V_L - V_B = -I_L \cdot R_s \dots\dots\dots (5.1)$$

$$\frac{V_{IN} - V_C}{R_1} = \frac{V_C - V_B}{R_f}$$

$$(V_{IN} - V_C)R_f = (V_C - V_B)R_1$$

$$V_{IN}R_f - V_C R_f = V_C R_1 - V_B R_1$$

$$V_{IN}R_f + V_B R_1 = V_C R_f + V_C R_1$$

$$V_{IN}R_f + V_B R_1 = V_C (R_f + R_1) \dots\dots\dots (5.2)$$

Op Amp 2 :

$$\frac{V_A - 0}{R_1} = \frac{V_L - V_A}{R_f}, \text{ dengan } V_C = V_A$$

$$\frac{V_C - 0}{R_1} = \frac{V_L - V_C}{R_f},$$

$$V_C \cdot R_f = (V_L - V_C)R_1$$

$$V_C \cdot R_f = V_L R_1 - V_C R_1$$

$$V_C R_1 + V_C R_f = V_L \cdot R_1$$

$$V_L \cdot R_1 = V_C (R_f + R_1) \dots \dots \dots (5.3)$$

Substitusi persamaan (5.2) ke (5.3)

$$V_{IN} \cdot R_f + V_B \cdot R_1 = V_L \cdot R_1$$

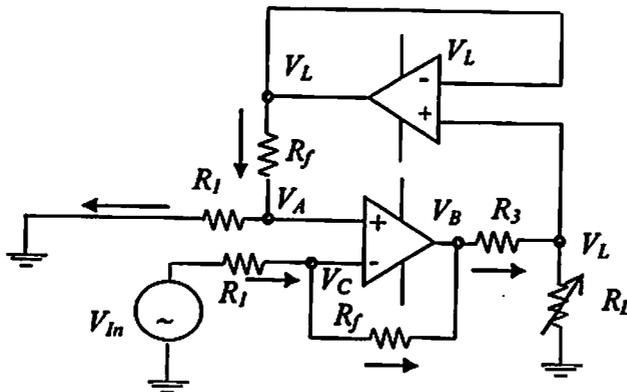
$$V_{IN} \cdot R_f = V_L - V_B)R_1$$

$V_{IN} \cdot R_f = (V_L - V_B)R_1$, dengan mensubstitusikan persamaan (5.1) ke persamaan (5.3) maka diperoleh persamaan baru sebagai berikut :

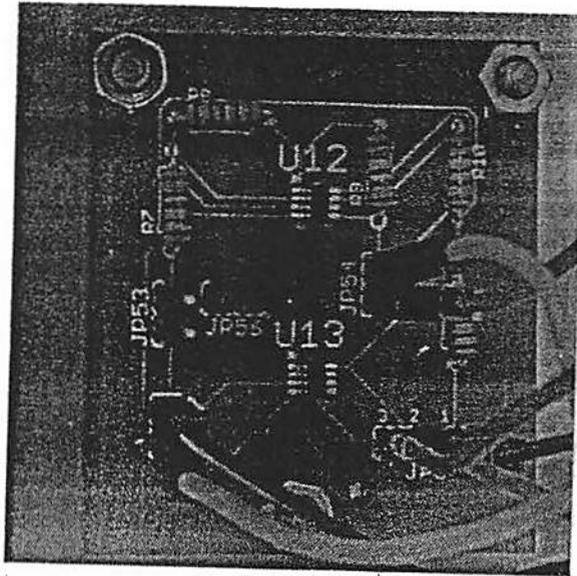
$$V_{IN} \cdot R_f = (-I_L R_s)R_1$$

$$I_L = -V_{IN} \frac{R_f}{R_s R_1} \dots \dots \dots (5.4)$$

Dimana nilai R_s dan R_f dapat diganti untuk mendapatkan perbandingan yang optimal sehingga menghasilkan nilai arus yang optimal.



Gambar 5.3 Skema Rangkaian VCCS dengan dua Op-Amp (VCCS DOA)



Gambar 5.4 Rangkaian VCCS dengan dua Op-Amp (VCCS DOA)

Skema rangkaian VCCS dengan dua op-Amp ini telah dibuat, seperti yang terlihat pada Gambar 5.4. Rangkaian VCCS ini merupakan bagian yang sangat penting dalam sistem tomografi elektrik. Penting karena VCCS ini harus bisa menyediakan sumber arus konstan yang berperan dalam menentukan nilai parameter impedansi yang akurat jika terukur tegangannya. Dalam penelitian VCCS ini dilakukan beberapa tahap penelitian :

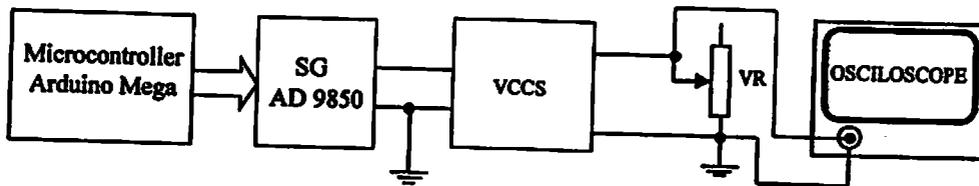
1. Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan dua Op-Amp
2. Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal input dan Nilai R_F , R_s dan R_1 pada VCCS bernilai sama dan bervariasi pada nilai 3, 4, 5 k Ω
3. Uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal input dan R_F , R_s dan R_1 pada VCCS bernilai 2k Ω dan bervariasi beban

Dalam ketiga tahap penelitian VCCS ini menggunakan op-Amp yang sama yaitu OP-Amp dengan seri AD 8039, IC ini memiliki tanggapan frekuensi yang sangat tinggi sampai orde MegaHz tergantung Gainnya.

5.1.2.1 Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan dua Op-Amp

Gambar 5.5 menunjukkan setup uji kinerja rangkaian VCCS DOA. Pada setup ini mikrokontroller sebagai pengatur perubahan frekuensi keluaran SG modul AD 9850 yang menjadi sinyal input VCCS. Sinyal output keluaran dari VCCS dihubungkan dengan V_R Variable resistor yang diatur pada nilai 1, 2,3 k Ω . Sinyal keluaran ini diamati dengan menggunakan Oscilloskop. Uji ini bertujuan untuk menguji kestabilan arus keluaran VCCS untuk R_F dan R_1 bernilai 2 k Ω , akibat pengaruh beban pada keluaran dan

perubahan frekuensi. Langkah yang dilakukan adalah : menyusun setup pengujian seperti Gambar 5.3 , Nilai R_F dan R_I pada VCCS bernilai $2\text{ k}\Omega$ dan beban keluaran (V_R) sebesar $1, 2, 3\text{ k}\Omega$.

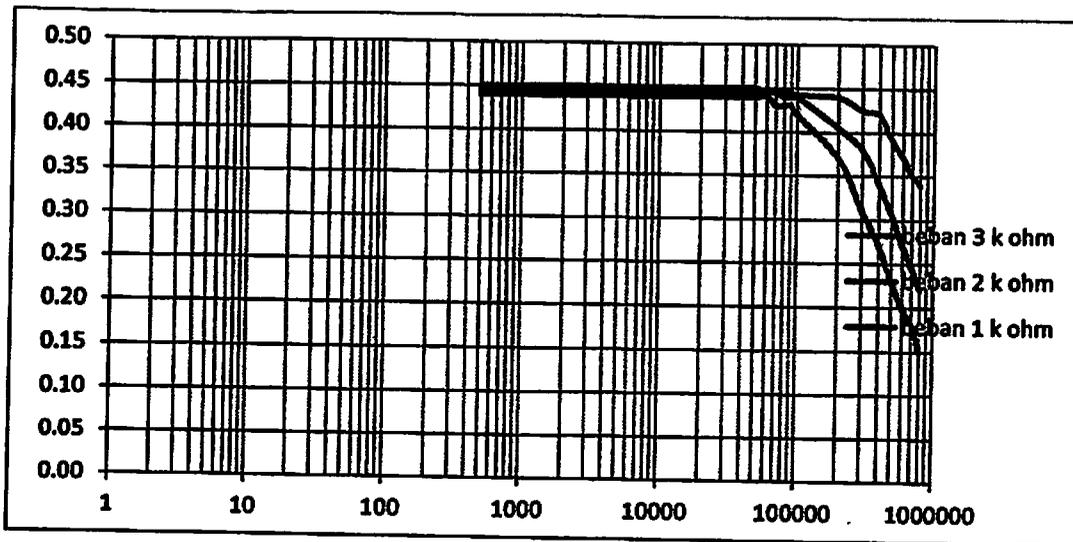


Gambar 5.5 Setup mekanisme pengujian rangkaian VCCS DOA

Hasil uji kinerja rangkaian VCCS dengan setup Gambar 5.5, data yang diperoleh disajikan dalam Table 5.2. Sedangkan grafik hubungan antara arus, beban dan frekuensi terlihat pada grafik Gambar 5.6.

Tabel 5.2 Pengujian kesetabilan VCCS (DOA), kestabilan arus terhadap perubahan beban dan frekuensi

No	Frekuensi Hz	VCCS dengan skema resistor $2\text{ k}\Omega$ Arus dengan beban ($1, 2, 3\text{ k}\Omega$)		
		I (mA) ($1\text{ k}\Omega$)	I (mA) ($2\text{ k}\Omega$)	I (mA) ($3\text{ k}\Omega$)
1	500	0.45	0.45	0.44
2	1000	0.45	0.45	0.44
3	5000	0.45	0.45	0.44
4	10000	0.45	0.45	0.44
5	20000	0.45	0.45	0.44
6	30000	0.45	0.45	0.44
7	40000	0.45	0.45	0.44
8	50000	0.45	0.45	0.44
9	60000	0.45	0.45	0.44
10	70000	0.45	0.45	0.43
11	80000	0.45	0.44	0.43
12	90000	0.45	0.44	0.43
13	100000	0.44	0.44	0.42
14	200000	0.44	0.41	0.37
15	300000	0.43	0.38	0.31
16	400000	0.42	0.34	0.27
17	500000	0.39	0.31	0.23
18	600000	0.37	0.27	0.20
19	700000	0.35	0.25	0.18
20	800000	0.34	0.22	0.15



Gambar 5.6 Grafik Rangkaian VCCS x-frekuensi (kHz), y-arus (miliampere) dengan variasi resistansi beban 1, 2, 3 k Ω

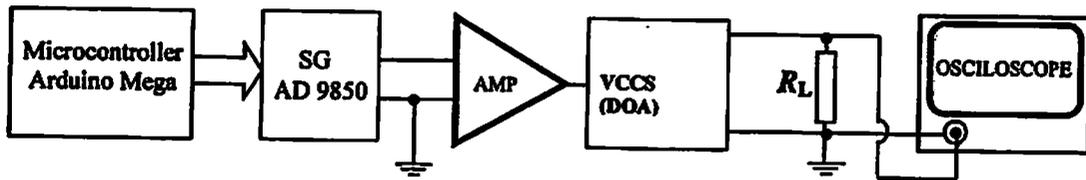
Dari data pada Table 5.2 dan grafik pada Gambar 5.6 terlihat bahwa untuk beban 1 k Ω terlihat bahwa arus pada frekuensi 500-90.000 Hz arus yang dihasilkan VCCS masih stabil. Untuk beban 2 k Ω arus stabil pada frekuensi 500-70.000 Hz sedangkan Untuk beban 3 k Ω arus stabil pada frekuensi 500-60.000Hz. dari grafik tampak bahwa semakin besar beban pada keluaran VCCS maka daerah frakuensi kestabilan arus semakin berkurang. Namun daerah kestabilan frekuensi arus ini relative lebih lebar dari penelitian sebelumnya.

Dalam skema rangkaian VCCS ini diperoleh arus maksimumnya sekitar 0.45 mA. Berdasarkan persamaan (12), besar arus yang dihasilkan oleh rangkaian VCCS tergantung pada perbandingan resistansi feedback R_f dan resistansi depan R_1 atau dapat juga dengan menguatkan V_{in} . Jadi ada dua cara untuk meningkatkan arus yang dihasilkan yang pertama dengan adalah membuat perbandingan R_f terhadap R_1 , yang kedua memperbesar V_{in} dengan membuat rangkaian penguat antara sinyal generator dan rang kaian VCCS DOA.

5.1.2.2 Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal input dan R_f , R_s dan R_1 pada VCCS bernilai sama dan bervariasi pada nilai 3, 4, 5 k Ω

Telah dilakukan penelitian dengan membuat rangkaian penguat sinyal generator sebagai sinyal masukan (V_{in}) VCCS. Resistor yang digunakan pada VCCS untuk R_f , R_1 dan R_s bernilai sama dengan variasi nilai 3, 4 dan 5 k Ω dengan resistansi beban R_L bernilai 1 k Ω . Mekanisme uji ini diambil untuk mengamati pengaruh nilai resistor

sebagai komponen penyusun VCCS terhadap kesetabilan arus keluaran VCCS. Data dan grafik kestabilan arus keluaran VCCS terhadap frekuensi seperti pada Tabel 5.3 dan Gambar 5.7.

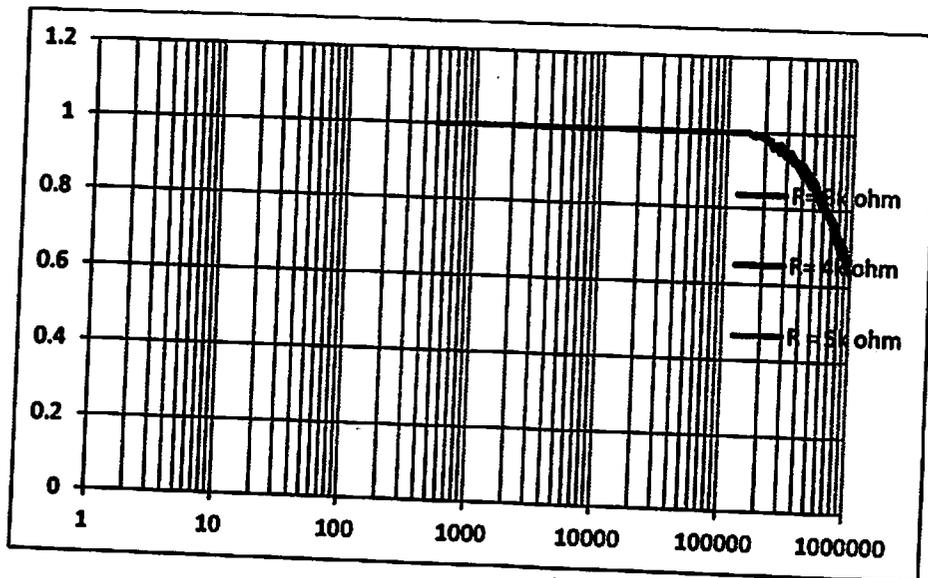


Gambar 5.7 Setup mekanisme pengujian rangkaian VCCS DOA dengan penguat depan

Tabel 5.3 Pengujian kesetabilan arus keluaran VCCS (DOA), untuk R_F , R_1 dan R_2 bernilai sama terhadap frekuensi dengan beban $1\text{ k}\Omega$

No	Frekuensi (Hz)	Arus I (mA) untuk R_F , R_1 dan R_2 bernilai sama		
		$3\text{ K}\Omega$	$4\text{ K}\Omega$	$5\text{ K}\Omega$
1	500	1	1	1
2	1000	1	1	1
3	5000	1	1	1
4	10000	1	1	1
5	20000	1	1	1
6	30000	1	1	1
7	40000	1	1	1
8	50000	1	1	1
9	60000	1	1	1
10	70000	1	1	1
11	80000	1	1	1
12	90000	1	1	1
13	100000	1	1	1
14	110000	1	1	1
15	120000	1	1	1
16	130000	1	1	1
17	140000	1	1	1
18	150000	1	1	1
19	160000	0.99	0.99	0.99
20	170000	0.99	0.99	0.99
21	180000	0.99	0.99	0.99
22	190000	0.99	0.99	0.99
23	200000	0.99	0.99	0.98

No	Frekuensi (Hz)	Arus I (mA) untuk R_1 , R_2 , dan R_3 bernilai sama		
		3 K Ω	4 K Ω	5 K Ω
24	210000	0.98	0.98	0.98
25	220000	0.97	0.98	0.97
26	230000	0.96	0.97	0.97
27	240000	0.96	0.97	0.96
28	250000	0.96	0.97	0.96
29	260000	0.95	0.97	0.96
30	270000	0.95	0.97	0.96
31	280000	0.95	0.96	0.95
32	290000	0.94	0.96	0.95
33	300000	0.94	0.95	0.94
34	310000	0.94	0.95	0.93
35	320000	0.93	0.95	0.93
36	330000	0.93	0.94	0.93
37	340000	0.93	0.94	0.92
38	350000	0.92	0.93	0.92
39	400000	0.89	0.92	0.9
40	450000	0.88	0.9	0.87
41	500000	0.88	0.87	0.85
42	550000	0.85	0.85	0.82
43	600000	0.84	0.82	0.8
44	650000	0.78	0.8	0.78
45	700000	0.77	0.78	0.76
46	750000	0.74	0.76	0.72
47	800000	0.72	0.73	0.7
48	850000	0.7	0.72	0.68
49	900000	0.68	0.7	0.66
50	950000	0.66	0.68	0.64
51	1000000	0.64	0.66	0.63

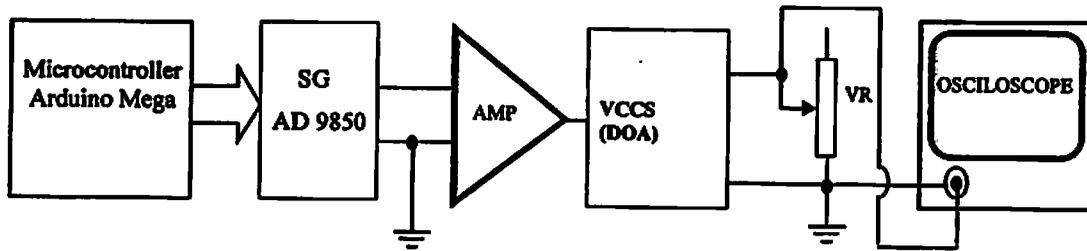


x-frekuensi (kHz), y- arus (miliampere)
Gambar 5.8 Grafik Rangkaian VCCS dengan resistansi sama, untuk variasi nilai 3, 4, 5 k Ω dan resistansi beban 1 k Ω

Dengan menambah rangkaian penguat didepan VCCS, seperti pada setup Gambar 5.7 dari uji yang dilakukan ternyata data hasil secara eksperimen mampu memperlebar rentang frekuensi arus stabil keluaran VCCS. Ada dua manfaat dari penambahan rangkaian penguat ini yaitu menaikkan arus yang dihasilkan VCCS dan memperlebar daerah stabil frekuensi arus yang dihasilkan. Dengan menambah rangkaian penguat, arus keluaran VCCS dengan beban 1 K Ω , keluaran dapat stabil 1 miliAmpere untuk sinyal frekuensi 500-150.000 hz. Tampak juga dalam grafik dan table bahwa nilai R_F , R_s dan R_L yang nilainya sama, untuk nilai 3, 4, 5 k Ω dengan beban yang sama tidak mempengaruhi lebar frekuensi kestabilan arus.

5.1.2.3. Uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal input dan Nilai R_F , R_s dan R_L pada VCCS bernilai 2k Ω dan bervariasi beban

Pada eksperimen ini telah dibuat dan diuji rangkaian VCCS DOA yang dilengkapi dengan rangkaian penguat untuk sinyal generator sebelum masuk ke input VCCS. Pada VCCS Resistor R_F , R_s dan R_L bernilai sama yaitu 2 k Ω dengan beban R_L bernilai 1, 2 dan 3 k Ω . Dari hasil uji kestabilan arus keluaran diperoleh data dan grafik kestabilan arus keluaran terhadap perubahan frekuensi sinyal masukan VCCS seperti pada Tabel 5.4 dan Gambar 5.9.



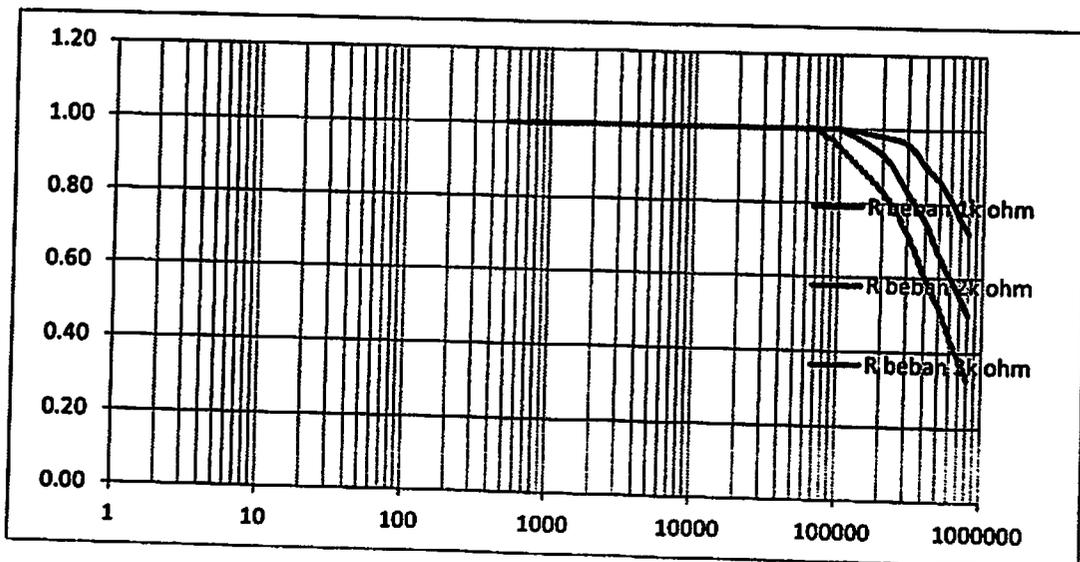
Gambar 5.9 Setup mekanisme pengujian rangkaian VCCS DOA dengan penambahan penguat untuk Resistor R_F , R_s dan R_1 bernilai sama yaitu $2\text{ k}\Omega$ dengan beban R_L bernilai 1, 2 dan $3\text{ k}\Omega$.

Data yang ditunjukkan pada Tabel 5.4 dan grafik pada Gambar 5.10 menunjukkan bahwa rangkaian penguat mampu memperlebar daerah stabil frekuensi arus yang dihasilkan dibandingkan dengan Table 5.2 dan Gambar 5.6 . Pada Gambar 5.10, Terlihat bahwa untuk beban $1\text{ k}\Omega$ dan $2\text{ k}\Omega$ memiliki daerah stabil yang sama. Sementara untuk beban $3\text{ k}\Omega$ terlihat bahwa terjadi pergeseran frekuensi yang lebih kecil. Analisis grafik pada Gambar 5.8. dan grafik Gambar 5.10 untuk resistor R_F , R_s dan R_1 pada VCC bernilai sama yaitu $2\text{ k}\Omega$, untuk beban yang nilainya dibawah $2\text{ k}\Omega$ memiliki daerah frekuensi arus stabil yang lebih lebar, dibandingkan dengan beban yang nilainya diatas $2\text{ k}\Omega$. Tampak dari data data tersebut bahwa arus stabil yang dihasilkan VCCS mempunyai nilai tertentu yang sama untuk besar beban yang tidak melebihi R_F , R_s dan R_1 , untuk nilai yang sama.

Dari grafik tersebut dapat ditarik sebuah kesimpulan bahwa VCCS yang tersusun dari R_F , R_s dan R_1 bernilai sama yaitu $X\text{ k}\Omega$, maka VCCS tersebut akan memiliki daerah frekuensi stabil tertentu dan kestabilan arus tersebut akan sama untuk beban R_L yang tidak melampaui Resistansi X . Bila dihubungkan dengan persamaan (1) maka kestabilan arus VCCS akan memiliki daerah frekuensi yang lebih lebar dengan memperbesar resistansi penyusun VCCS dengan nilai yang sama, dan untuk memperbesar arus dapat dilakukan dengan menguatkan tegangan inputnya.

Tabel 5.4 Pengujian kesetabilan VCCS (DOA), Nilai arus terhadap beban dan frekuensi, untuk skema VCCS resistor $R_1, R_F, R_S = 2 \text{ k}\Omega$ dan R beban 1, 2, 3 $\text{k}\Omega$

No	Frekuensi	Arus pada Skema VCCS resistor $R_1, R_F, R_S = 2 \text{ k}\Omega$ R beban = 1, 2, 3 k ohm		
		I (mA) 1 $\text{k}\Omega$	I (mA) 2 $\text{k}\Omega$	I (mA) 3 $\text{k}\Omega$
1	500	1.00	1.00	1.00
2	1000	1.00	1.00	1.00
3	5000	1.00	1.00	1.00
4	10000	1.00	1.00	1.00
5	20000	1.00	1.00	1.00
6	30000	1.00	1.00	1.00
7	40000	1.00	1.00	1.00
8	50000	1.00	1.00	1.00
9	60000	1.00	1.00	1.00
10	70000	1.00	1.00	1.00
11	80000	1.00	1.00	0.98
12	90000	1.00	1.00	0.97
13	100000	1.00	1.00	0.95
14	200000	0.98	0.93	0.83
15	300000	0.96	0.83	0.72
16	400000	0.90	0.75	0.60
17	500000	0.86	0.66	0.52
18	600000	0.81	0.60	0.44
19	700000	0.76	0.55	0.38
20	800000	0.72	0.50	0.33



Gambar 5.10 Grafik Rangkaian VCCS x-frekuensi (kHz), y- arus (miliampere) untuk resistansi sama dengan nilai 2 $\text{k}\Omega$ dan resistansi beban 1, 2, 3 $\text{k}\Omega$

5.1.3. Mekanisme elektrik *current Injection* dan *voltage measurement*, rangkaian *Current to voltage* untuk pengukuran beda fase.

Pada penelitian ini digunakan 16 elektrode yaitu elektrode $E_1, E_2, E_3, \dots, E_{16}$. Pengukuran tegangan pada sistem EIT ini dimulai injeksi arus AC melalui elektrode yang berdekatan. Proses ini dimulai dari injeksi arus listrik melalui elektrode yang berdekatan yaitu E_1 (sinyal) dan E_2 (ground), pengukuran tegangan pada pasangan elektrode berdekatan yaitu ($E_2-E_3, E_3-E_4, E_4-E_5, \dots, E_{16}-E_1$). Proses Injeksi arus dilanjutkan pada elektrode E_2 (sinyal) dan E_3 (ground), pengukuran tegangan pada pasangan elektrode bertetangga yaitu ($E_3-E_4, E_4-E_5, E_5-E_6, \dots, E_1-E_2$). Injeksi dilanjutkan pada E_3 (sinyal) dan E_4 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu ($E_6-E_7, E_7-E_8, E_8-E_9, \dots, E_4-E_5$). Dan seterusnya sampai semua elektrode yang saling berdekatan menjadi elektrode injeksi arus listrik.

Untuk alasan teknik proses injeksi arus dan pengukuran tegangan dalam sistem ini dibagi dalam dua bagian mekanisme. Mekanisme pertama elektrode ganjil sebagai sinyal dan elektrode genap sebagai ground. Mekanisme kedua elektrode ganjil sebagai ground dan yang ganjil sebagai sinyal).

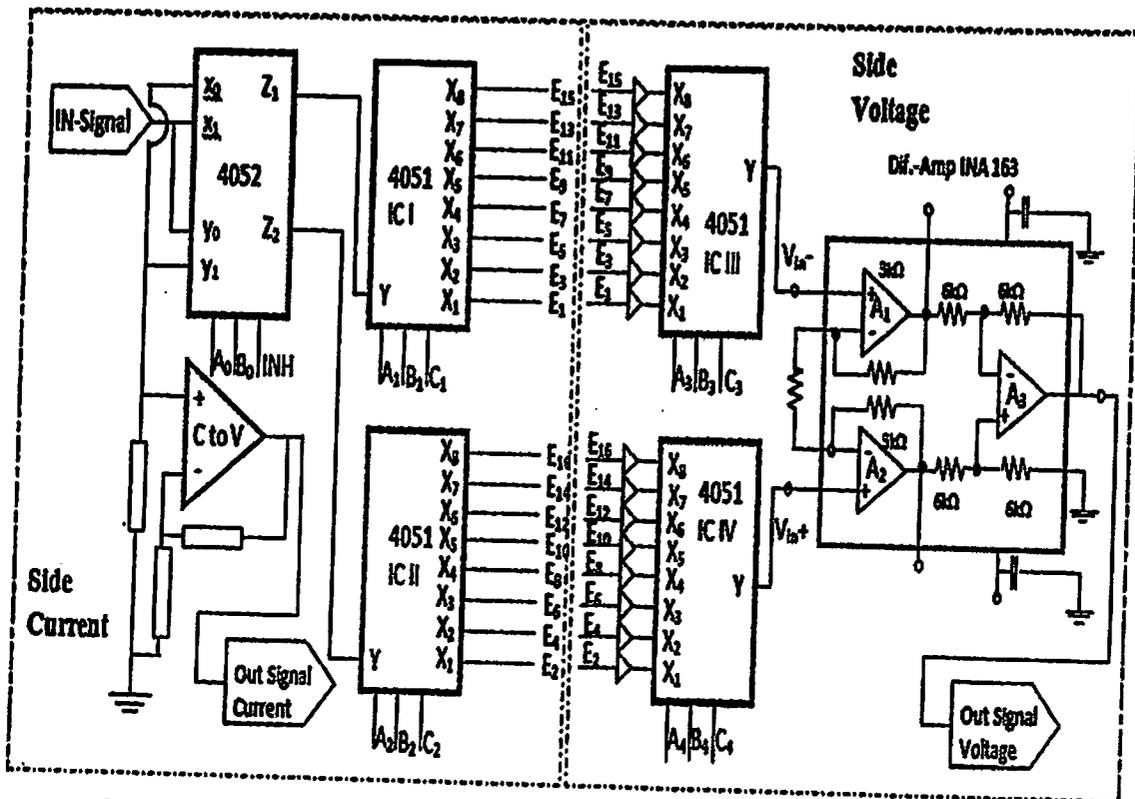
Pada mekanisme pertama proses ini dimulai dari injeksi arus listrik yang berdekatan yaitu E_1 (sinyal) dan E_2 (ground) pengukuran tegangan dilakukan berpasangan elektrode yang berdekatan yaitu ($E_2-E_3, E_3-E_4, E_4-E_5, \dots, E_{16}-E_1$). Proses injeksi arus dilanjutkan pada E_3 (sinyal) dan E_4 (ground) dan pengukuran tegangan antara elektrode yang berdekatan yaitu ($E_4-E_5, E_5-E_6, E_6-E_7, \dots, E_2-E_3$). Injeksi arus dilanjutkan pada E_5 (sinyal) dan E_6 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu ($E_6-E_7, E_7-E_8, E_8-E_9, \dots, E_4-E_5$). Dan seterusnya

Pada mekanisme kedua proses ini dimulai dari injeksi arus listrik yang berdekatan yaitu E_2 (sinyal) dan E_3 (sinyal) pengukuran tegangan dilakukan berpasangan elektrode yang berdekatan yaitu ($E_2-E_3, E_3-E_4, E_4-E_5, \dots, E_{16}-E_1$). Proses Injeksi arus dilanjutkan pada E_4 (sinyal) dan E_5 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu ($E_5-E_6, E_7-E_8, E_8-E_9, \dots, E_3-E_4$). Injeksi arus dilanjutkan pada E_6 (sinyal) dan E_7 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu ($E_7-E_8, E_8-E_9, E_9-E_{10} \dots, E_5-E_6$). Dan seterusnya

5.1.3.1 Mekanisme elektrik *current injection*

Proses injeksi arus pada sistem EIT ini dilakukan dengan mekanisme elektrik. Proses injeksi arus ini pada Gambar 5.11 bagian rangkaian *side current*. Mekanisme

elektrik untuk pemilihan elektrode injeksi arus pada obyek dengan menggunakan sebuah *multiplexer* IC4052 dan dua buah *demultiplexer* IC 4051. Mekanisme yang sama juga digunakan untuk pemilihan elektrode pada pengukuran beda potensial antara electrode yang berdekatan, juga dikendalikan dengan dua buah IC 4051. Skema mekanisme elektrik yang dirancang seperti skema rangkaian pada Gambar 5.11.



Gambar 5.11 Skema rangkaian mekanisme elektrik pemilihan elektrode injeksi arus dan pemilihan electrode pengukur tegangan.

Tabel 5.5 adalah tabel inialisasi mekanisme elektrik injeksi arus sinyal dari *In-signal* masuk ke 4052 (Gambar 5.11). Pada IC 4052 x_1 terhubung ke Z_1 dan Z_2 terhubung ke y_1 yang dikontrol dengan CS ($INH=0$ $B_0=0$ dan $A_0=1$). Pada saat yang bersamaan pada Y sebagai input ICI 4051 terhubung dengan output ($X_1, X_2, X_3, X_4, X_5, X_6, X_7, X_8$) dikontrol dengan CS (C_1, B_1, A_1). Pada IC II 4051 ($X_1, X_2, X_3, X_4, X_5, X_6, X_7, X_8$) sebagai input dihubungkan dengan Y (sebagai output IC II 4051) yang terhubung pada z_2 (ICI 4051) dikontrol dengan CS (C_2, B_2, A_2). Pengontrolan ini dilakukan secara berurutan dan bergantian.

Tabel 5.5 Inisialisasi mekanisme elektrik untuk sistem injeksi arus listrik ke objek, IC I 4051 untuk kendali konektor sinyal dan IC II 4051 untuk ground.

4052 (Pengubah Arah Arus)										4051 ICI (Signal)																			
CS			INPUT				OUTPUT			INPUT			OUTPUT 4051 ICI (Signal)																
INH	B ₀	A ₀	X ₁	X ₂	Y ₀	Y ₁	Z ₁	Z ₂		C1	B1	A1	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8	E1	E3	E5	E7	E9	E11	E13	E15	
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
										INPUT			OUTPUT 4051 ICI (Ground)																
CS										CS																			
										C2	B2	A2	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8	E2	E4	E6	E8	E10	E12	E14	E16	
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	1	1	1		1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Aliran arus listrik pada proses ini dimulai dari sinyal generator yang dihubungkan ke 4052 melalui x₁ dan keluar melalui Z₁. Mekanisme hubungan x₁ dengan Z₁ dikontrol dengan CS (INH=0 B₀=0 dan A₀=1). Dari Z₁ dihubungkan ke input Y pada IC I 4051 dan melalui output (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) terhubung dengan elektrode untuk injeksi arus ke obyek secara bergantian dan berurutan (E₁, E₃, E₅, E₇, E₉, E₁₁, E₁₃, E₁₅) dan berpasangan dengan elektrode (E₂, E₄, E₆, E₈, E₁₀, E₁₂, E₁₄, E₁₆) yang akan diteruskan ke ground melalui IC II 4051 (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) sebagai input dan Y sebagai output. Pengaturan mekanisme pada IC I 4051 melalui CS (A₁, B₁ C₁) sedangkan IC II 4051 melalui CS (A₂, B₂ C₂). Dari pin Y IC II 4051 dihubungkan dengan Z₂ IC 4052 sebagai input yang terhubung dengan output y₁, selanjutnya arus ini melalui resistor yang terhubung dengan ground. Dengan menghubungkan rangkaian penguat Op-Amp secara paralel dengan resistor tersebut maka diperoleh bentuk arus pada resistor atau yang diinjeksikan. Rangkaian penguat Op Amp untuk kasus ini sebagai rangkaian *current to voltage*.

Tabel 5.6 adalah tabel inisialisasi mekanisme elektrik injeksi arus sinyal *In-signal* yang masuk ke 4052, pada IC 4052 x₀ terhubung ke Z₁ dan Z₂ terhubung ke y₀ yang

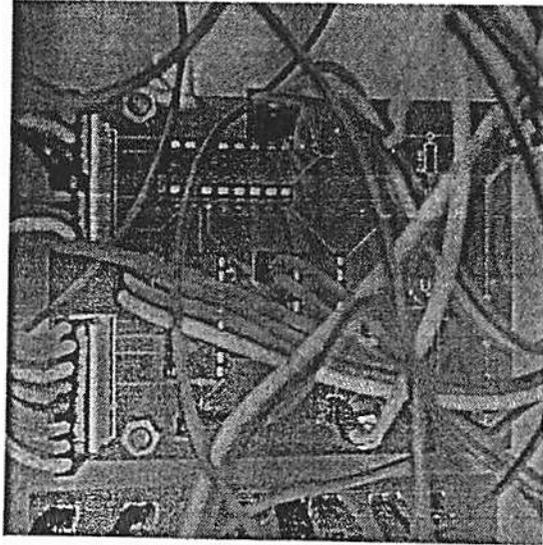
dikontrol dengan CS (INH=0 B₀=0 dan A₀=1). Pada saat yang bersamaan pada ICI 4051 Y sebagai input yang terhubung dengan output (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) dikontrol dengan CS (C₁, B₁, A₁). Pada IC II 4051 (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) sebagai input akan di hubungkan dengan Y terhubung dengan output dikontrol dengan CS (C₂, B₂, A₂). Pengontrolan ini dilakukan secara berurutan dan bergantian.

Tabel 5.6 Inisialisasi mekanisme elektrik untuk sistem injeksi arus listrik ke objek, IC II 4051 untuk kendali konektor sinyal dan IC I 4051 ground.

4052 (Pengubah Arah Arus)								INPUT			OUTPUT 4051 ICI (Ground)								
CS			INPUT				OUTPUT		CS			E1	E3	E5	E7	E9	E11	E13	E15
INH	B ₀	A ₀	Z ₁	X ₁	Y ₀	Y ₁	Z ₁	Z ₂	C1	B1	A1	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
								INPUT			OUTPUT 4051 ICI (Signal)								
CS			INPUT				OUTPUT		CS			E2	E4	E6	E8	E10	E12	E14	E16
C2	B2	A2	Z ₁	X ₁	Y ₀	Y ₁	Z ₁	Z ₂	C2	B2	A2	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1

Aliran arus listrik pada proses ini dimulai dari sinyal generator yang dihubungkan ke 4052 melalui y₀ dan keluar melalui Z₂. Mekanisme hubungan y₀ dengan Z₂ dikontrol dengan CS (INH=0 B₀=0 dan A₀=0). Dari Z₂ dihubungkan ke input Y pada IC II 4051 dan melalui output (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) terhubung dengan elektrode untuk injeksi arus ke obyek secara bergantian dan berurutan (E₂, E₄, E₆, E₈, E₁₀, E₁₂, E₁₄, E₁₆) dan berpasangan dengan elektrode (E₁, E₃, E₅, E₇, E₉, E₁₁, E₁₃, E₁₅) yang akan diteruskan ke ground melalui IC I 4051 (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) sebagai input dan Y sebagai output. Pengaturan mekanisme tersebut, Pada IC I 4051 melalui CS (A₁, B₁ C₁) dan IC II 4051 melalui CS (A₂, B₂ C₂). Dari pin Y IC I 4051 dihubungkan dengan Z₁ IC 4052 sebagai input yang terhubung dengan output x₀, selanjutnya arus ini melalui resistor yang terhubung dengan ground. Dengan menghubungkan rangkaian penguat Op-Amp secara

paralel dengan resistor tersebut maka diperoleh bentuk arus pada resistor atau yang diinjeksikan. Rangkaian penguat Op Amp untuk kasus ini sebagai rangkaian *current to voltage (C to V)*. Dari rangkaian *C to V* ini diperoleh besar dan bentuk sinyal arus injeksi (*signal current*). Rangkaian ini telah dibuat sebagaimana pada Gambar 5.12.



Gambar 5.12 Rangkaian mekanisme elektrik untuk pemilihan elektrode injeksi arus dan konversi tegangan ke arus.

5.1.3.2 Mekanisme elektrik *voltage measurement*

Proses pengukuran tegangan pada sistem EIT ini dilakukan dengan mekanisme elektrik. Mekanisme elektrik untuk proses pengukuran tegangan adalah rangkaian pada Gambar 5.11 pada bagian rangkaian *side voltage*. Rangkaian tersebut menggunakan buffer op-Amp AD 8039 dan dua buah multiplexer IC 4051. Semua elektrode yang terhubung dengan pengukur tegangan sebelum terhubung dengan multiplexer melalui rangkaian buffer.

Elektrode ganjil ($E_1, E_3, E_5, E_7, E_9, E_{11}, E_{13}, E_{15}$) masing masing terhubung dengan buffer sebelum terhubung dengan multiplexer IC III 4051 berturut turut pada input ($X_1, X_2, X_3, X_4, X_5, X_6, X_7, X_8$). Elektrode genap ($E_2, E_4, E_6, E_8, E_{10}, E_{12}, E_{14}, E_{16}$) masing masing terhubung dengan buffer sebelum terhubung dengan multiplexer IC IV 4051 berturut turut pada input ($X_1, X_2, X_3, X_4, X_5, X_6, X_7, X_8$).

Sesuai dengan penjelasan sebelumnya bahwa pengukuran tegangan pada pasangan elektrode dilakukan setelah injeksi arus. Pemilihan elektrode ganjil yang aktif dikendalikan oleh IC III 4051 melalui CS (A_3, B_3, C_3) sedangkan pemilihan elektrode genap yang aktif dikendalikan oleh IC IV 4051 melalui CS (A_4, B_4, C_4). Inisialisasi

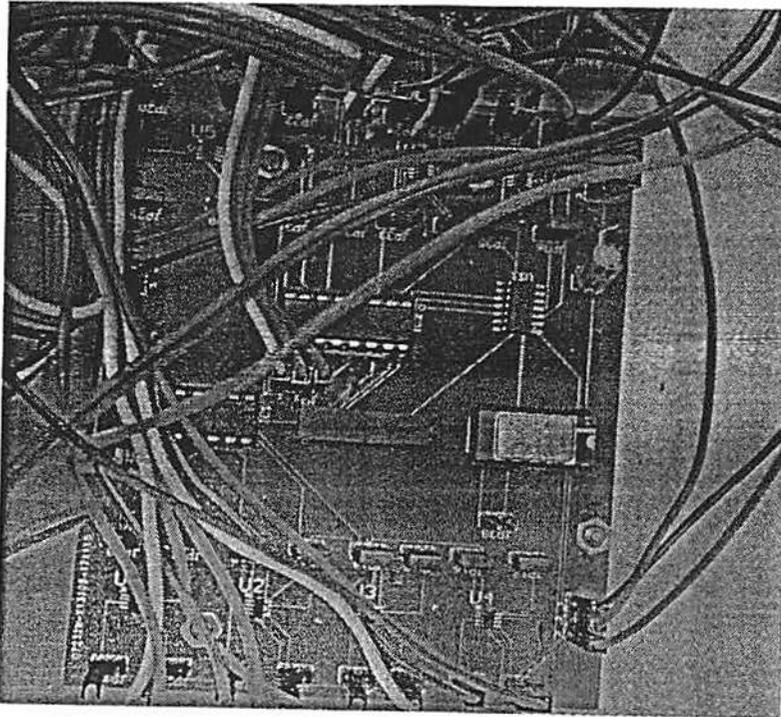
elektrode yang aktif sesuai dengan Tabel 5.7. Sebagai contoh misalkan akan mengukur tegangan antara E_1 - E_2 maka kita harus mengaktifkan elektrode 1 dan elektrode 2 dengan memberi nilai CS pada IC III 4051 ($A_3=0, B_3=0, C_3=0$) dan CS pada IC IV 4051 ($A_4=0, B_4=0, C_4=0$). Dan seterusnya dengan cara yang sama untuk mengaktifkan elektrode pada pengukuran tegangan ini dilakukan dengan merubah kedua input CS secara bersamaan sesuai dengan Tabel 5.7.

Tabel 5.7 Inisialisasi mekanisme elektrik pengukuran tegangan pasangan elektrode berdekatan dengan IC III 4051 untuk elektrode ganjil dan IC IV 4051 elektrode genap.

INPUT			OUTPUT 4051 IC III									Keterangan
CS			E1	E3	E5	E7	E9	E11	E13	E15		
C ₃	B ₃	A ₃	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8		
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	Elektrode 1 Aktif	
0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	Elektrode 3 Aktif	
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	Elektrode 5 Aktif	
0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	Elektrode 7 Aktif	
1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	Elektrode 9 Aktif	
1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	Elektrode 11 Aktif	
1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	Elektrode 13 Aktif	
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	Elektrode 15 Aktif	

INPUT			OUTPUT 4051 IC IV									Keterangan
CS			E2	E4	E6	E8	E10	E12	E14	E16		
C ₄	B ₄	A ₄	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8		
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	Elektrode 2 Aktif	
0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	Elektrode 4 Aktif	
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	Elektrode 6 Aktif	
0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	Elektrode 8 Aktif	
1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	Elektrode 10 Aktif	
1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	Elektrode 12 Aktif	
1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	Elektrode 14 Aktif	
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	Elektrode 16 Aktif	

Dari output pin Y IC III 4051 dan Y IC IV 4051 dihubungkan dengan penguat differensiator. Output dari differensiator amplifier ini akan menghasilkan besar dan bentuk tegangan antara kedua elektrode. Output tegangan ini memberikan bentuk dan besar tegangan yang melewati bagian dari obyek antara elektrode berdekatan. Bentuk dari sinyal ini yang menghasilkan "signal voltage".



Gambar 5.13 Rangkaian mekanisme elektrik untuk pemilihan elektrode untuk pengukuran tegangan dan pengukuran beda fase.

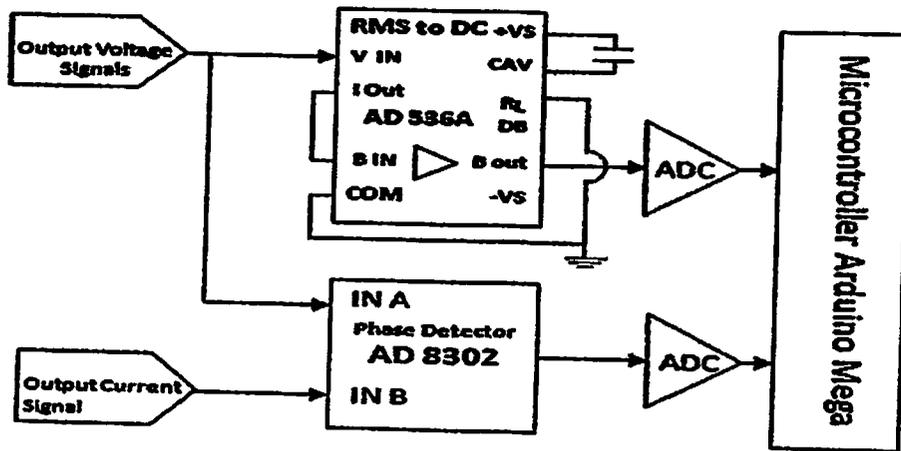
5.1.3.3 Mekanisme elektrik pengukuran beda fase.

Dari dua sinyal yaitu *current signal* dan *voltage signal*, kedua sinyal ini akan memberikan informasi tentang beda fase antara arus yang diinjeksikan dengan tegangan yang melewati bagian tertentu dari obyek. Agar kedua sinyal ini dapat memberikan informasi tentang beda fase, maka kedua sinyal tersebut diolah dengan rangkaian phase detektor. Secara umum skema rangkaian tersebut ditunjukkan pada Gambar 5.14. Pada rangkaian tersebut ditunjukkan bahwa kedua sinyal *output voltage signals* dan *output current signals* terhubung dengan input A dan Input B phase detector AD8302. Keluaran dari rangkaian phase detektor adalah tegangan DC yang memenuhi persamaan (5.5) yang berkaitan dengan besarnya beda phase dari kedua sinyal tersebut.

$$\begin{aligned}
 V_{PSET}(V) &= -10 \text{ mV}^{\rho} (|\text{Phase}^{SP}(\circ)| - 90^{\circ}) + 900 \text{ mV} \\
 -\{[V_{PSET}(V) - 900 \text{ mV}] / 10 \text{ mV}^{\rho}\} + 90^{\circ} &= |\text{Phase}^{SP}(\circ)| \\
 |-\{[V_{PSET}(V) - 900 \text{ mV}] / 10 \text{ mV}^{\rho}\} + 90^{\circ}| &= \text{Phase}^{SP}(\circ)
 \end{aligned}
 \tag{5.5}$$

Tinjauan lain pada rangkaian Gambar 5.14, *output voltage signal* dihubungkan dengan V_{in} rangkaian AD 536A RMS to DC. *Output voltage signal* ini adalah hasil diferensiasi dari sinyal pada dua elektrode yang berdekatan berbentuk sinyal sinusoida.

Rangkaian RMS to DC ini disebut juga sebagai rangkaian converter RMS to DC. Jika sinyal sinusoidal adalah input dari rangkaian ini maka keluarannya adalah nilai RMS dari sinyal sinusoidal tersebut. Jadi tegangan keluaran DC dari rangkaian tersebut merupakan V_{rms} dari sinyal Inputnya. Dari rangkaian ini nilai magnitudenya (Z) dapat dihitung.



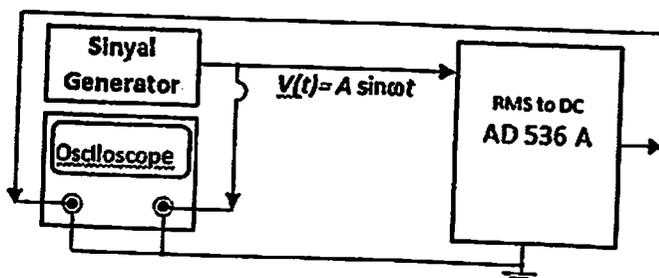
Gambar 5.14 Skema rangkaian untuk pengukuran beda fase arus injeksi dan beda potensial yang melewati obyek.

Pada skema rangkaian Gambar 5.14, ada dua langkah untuk menguji linieritas dari kinerja dari sub sistem rangkaian ini.

1. Uji linieritas VRMS to DC
2. Uji linieritas rangkaian Phase detektor AD 8302

a. Uji Linieritas Vrms to DC

Proses ini adalah suatu eksperimen yang dilakukan untuk menguji linieritas input dan output dari rangkaian RMS to DC. Alat yang digunakan pada uji kinerja phase detector antara lain: sinyal generator, rangkaian RMS to DC dan oscilloscope digital. Setup alat pada uji ini seperti pada Gambar 5.15. data yang diperoleh ditabulasikan pada Tabel 5.8.



Gambar 5.15 Setup alat uji linieritas rangkaian RMS to DC

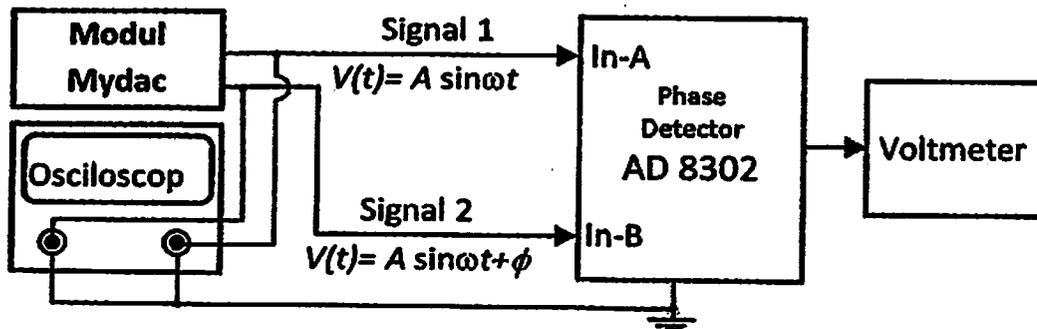
Tabel 5.8 Nilai tegangan RMS dan keluaran tegangan DC pada rangkaian *RMS to DC*

Frekuensi (Hz)	Tegangan Input (Vrms)	Tegangan Output (VDC)	Sinyal DC
50	3.72	3.852	Stabil
100	3.72	3.851	Stabil
200	3.72	3.850	Stabil
300	3.72	3.850	Stabil
400	3.70	3.852	Stabil
500	3.72	3.854	Stabil
600	3.72	3.860	Stabil
700	3.72	3.864	Stabil
800	3.74	3.867	Stabil
900	3.74	3.868	Stabil
1.0k	3.74	3.869	Stabil
2.0k	3.75	3.878	Stabil
3.0k	3.76	3.880	Stabil
4.0k	3.76	3.881	Stabil
5.0k	3.76	3.881	Stabil
10.0k	3.76	3.882	Stabil
20.0k	3.75	3.882	Stabil
30.0k	3.72	3.883	Stabil
40.0k	3.70	3.883	Stabil
50.0k	3.67	3.881	Stabil
70.0k	3.64	3.875	Stabil
100k	3.60	3.875	Stabil
200k	3.53	3.888	Tidak stabil
300k	3.48	3.914	Tidak stabil
400k	3.44	3.937	Tidak stabil
500k	3.41	3.946	Tidak stabil
600k	3.29	3.844	Tidak stabil
1.107M	3.21	3.797	Tidak stabil
2.211M	2.95	3.730	Tidak stabil
3.090M	2.76	2.883	Stabil
4.055M	2.55	2.574	Stabil
5.088M	2.45	1.793	Stabil

b. Uji Kinerja rangkaian *Phase detektor AD 8302*

Alat yang digunakan pada uji kinerja phase detector antara lain : modul Mydac, phase detector , oscilloscope dan Voltmater. Uji ini dilakukan dengan menggunakan sinyal generator MyDac yang bisa menghasilkan dua sinyal yang berbeda karakteristiknya. Alur proses pengujiannya dimulai dengan membangkitkan Sinyal 1 dan 2 dengan frekuensi yang sama, tetapi sinyal dua ada penambahan beda fase yang dapat diubah-ubah nilainya. Sinyal 1 dengan sinyal $V(t) = A \sin \omega t$ pada phase detektor menjadi input A dan sinyal 2 dengan sinyal $V(t) = A \sin \omega t + \phi$ menjadi inbut B. Output dari detector phase AD 8302

berupa tegangan DC yang terukur oleh multimeter sebagai fungsi linier dari beda fase. Setup alat uji linieritas *Phase Detector* ditunjukkan pada Gambar 5.16.

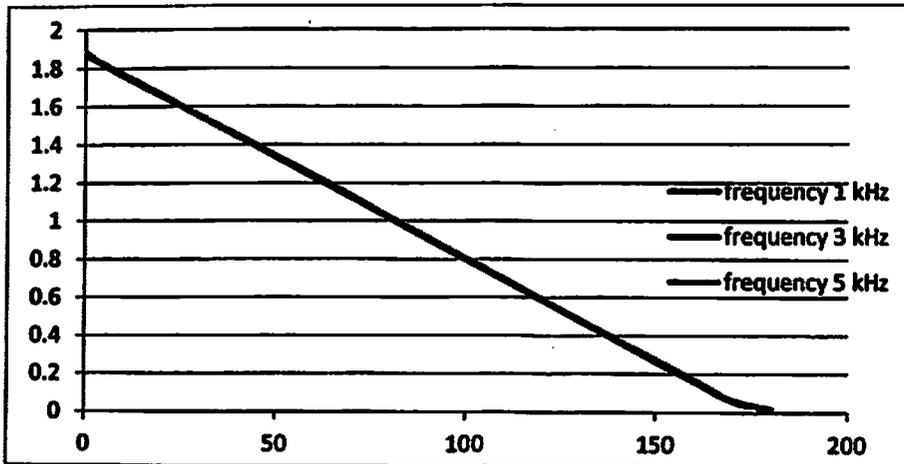


Gambar 5.16 Setup alat uji linieritas rangkaian *Phase Detector*

Pada uji kinerja ini, data pertama yang diperoleh adalah uji linieritas hubungan antara beda fase antara dua sinyal dengan tegangan keluaran *phase detector* ditunjukkan pada Tabel 5.9. Data kedua adalah hubungan pengaruh perbedaan amplitude kedua sinyal terhadap tegangan keluaran *phase detector* ditunjukkan pada Tabel 5.9.

Tabel 5.9 Hubungan beda fase antara dua sinyal dengan tegangan keluaran *phase detector*

No	Beda fase sinyal 1 dan 2 (derajat)	Tegangan Keluaran phase detector antara dua sinyal untuk Frekuensi (volt)		
		1 kHz	3 kHz	5 kHz
1	0	1.884	1.871	1.866
2	5	1.814	1.818	1.821
3	10	1.76	1.766	1.764
4	20	1.655	1.661	1.662
5	30	1.55	1.554	1.552
6	40	1.442	1.448	1.45
7	50	1.335	1.341	1.342
8	60	1.228	1.234	1.24
9	70	1.122	1.127	1.132
10	80	1.013	1.019	1.019
11	90	0.905	0.911	0.914
12	100	0.798	0.804	0.801
13	110	0.691	0.697	0.698
14	120	0.584	0.589	0.587
15	130	0.476	0.482	0.484
16	140	0.369	0.375	0.376
17	150	0.263	0.27	0.275
18	160	0.158	0.164	0.169
19	170	0.056	0.061	0.061
20	180	0.016	0.017	0.017



Gambar 5.17 Grafik linieritas antara beda fase dan tegangan keuaran pada phase detektor

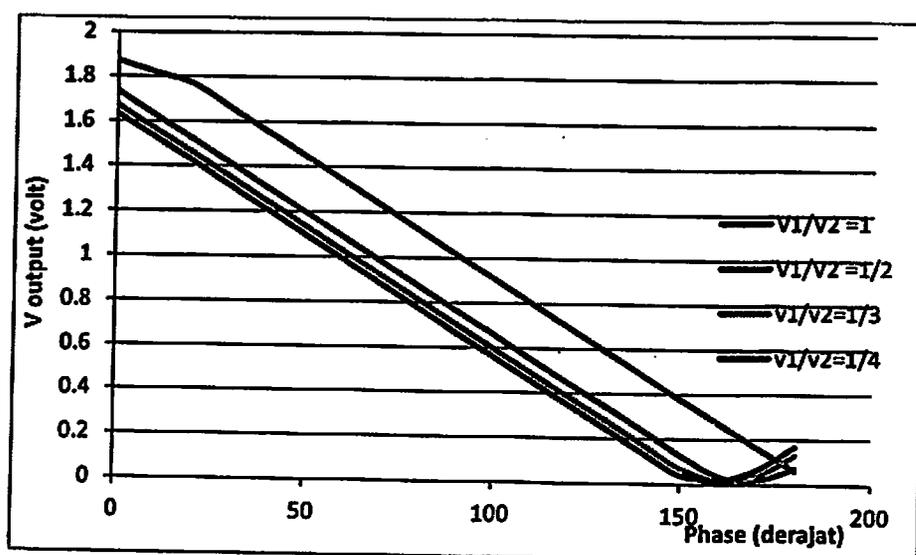
Data kedua pada Tabel 5.10. adalah hubungan pengaruh perbedaan amplitude kedua sinyal terhadap tegangan keluaran *phase detector*.

Tabel 5.10 Pengaruh perbedaan amplitude kedua sinyal terhadap tegangan keluaran *phase detector*

No	Phase (derajat)	Perbandingan Amplitudo Sinyal (V_1/V_2)			
		1:02	1:02	1:03	1:04
1	0	1.871	1.733	1.671	1.634
2	10	1.818	1.627	1.565	1.528
3	20	1.766	1.52	1.459	1.422
4	30	1.661	1.413	1.352	1.314
5	40	1.554	1.306	1.244	1.206
6	50	1.448	1.199	1.137	1.099
7	60	1.341	1.091	1.029	0.992
8	70	1.234	0.984	0.922	0.884
9	80	1.127	0.877	0.815	0.777
10	90	1.019	0.769	0.707	0.669
11	100	0.911	0.662	0.599	0.562
12	110	0.804	0.554	0.492	0.455
13	120	0.697	0.447	0.386	0.349
14	130	0.589	0.341	0.28	0.242
15	140	0.482	0.236	0.174	0.137
16	150	0.375	0.129	0.07	0.04
17	160	0.27	0.036	0.018	0.017
18	170	0.164	0.018	0.036	0.064
19	180	0.061	0.07	0.13	0.167

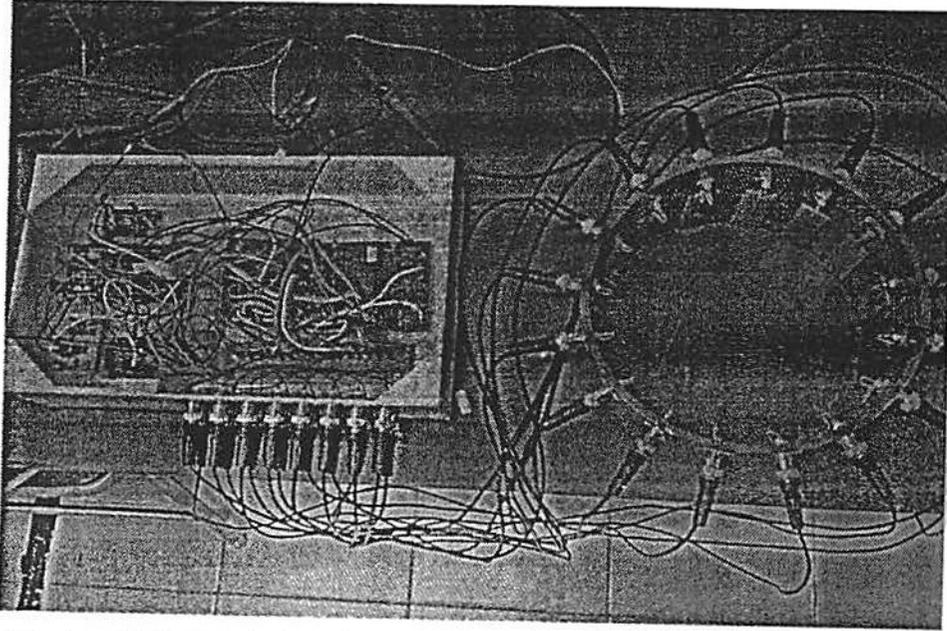
Tabel 5.10 adalah hasil tabulasi dari hasil eksperimen yang diperoleh dari pengukuran tegangan keluaran dari phase detector. Setup eksperimen seperti Gambar

5.16. Dalam ekperimen ini Input sinyal 1 dan sinyal 2 besar amplitudonya dibuat berbeda dengan perbandingan 1:1, 1: 2, 1:3 dan 1:4. Dengan perubahan phase sinyal 2 terhadap sinyal 1 seperti yang tertera pada tabel. Sinyal 1 dan sinyal 2 keduanya sama sama dibangkitkan pada frekuensi 3 kHz. Dari data yang ada linieritas dari output phase detektor menunjukkan pola linieritas yang sama meskipun kedua input rangkaian tersebut amplitudonya berbeda, ditunjukkan pada Gambar 5.18. Namun kelihatan pada grafik bahwa perbedaan amplitudo dari kedua sinyal akan menggeser linieritas tegangan keluarannya.



Gambar 5.18 Grafik linieritas keluaran detektor phase terhadap perbedaan amplitudo kedua sinyal

Dari bagian-bagian yang telah dirancang dan beberapa modul yang tersedia telah diintegrasikan dalam satu kesatuan fungsional sistem *electric impedance tomography* (EIT). Sistem EIT yang telah terintegrasi seperti yang ditunjukkan dalam Gambar 5.19. Sistem EIT ini didesain agar dapat memisahkan distribusi reaktansi kapasitif dan resistansi. Untuk pemisahan kedua komponen tersebut diasumsikan bahwa skema dari komponen resistor dan kapasitor adalah terhubung seri.



Gambar 5.19 Rangkaian sistem tomografi impedansi elektrik untuk mendeteksi kelainan pada citra real dan imajiner

Konsep pengukuran ini diperkenalkan dalam skema rangkaian seri RC sirkuit (Mylott, E., *et. al.*, 2014). Persamaan mengekspresikan impedansi dan sudut fase untuk seri RC sirkuit dengan resistor dan kapasitor diberikan oleh :

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (5.6)$$

$$\tan \theta = X_c / R \quad (5.7)$$

di mana Z adalah impedansi, R adalah resistensi, X_c adalah reaktansi kapasitif, dan θ adalah sudut fase. Persamaan ini dapat untuk menyelesaikan R dan X_c , sehingga

$$R = \sqrt{Z^2 / (1 + \tan^2 \theta)} \quad \text{atau } R = Z \cos \theta \quad (5.8)$$

$$X_c = R \sin \theta \quad (5.9)$$

5.2. Rekonstruksi

Rekonstruksi citra dilakukan menggunakan software matlab dengan metode rekonstruksi *Filtered Back Projection*. Algoritma metode ini disusun berdasarkan koleksi data *neighboring* dengan geometri berbentuk lingkaran dan berbasis equipotensial. Algoritma *Filtered Back Projection* berbasis equipotensial pertama kali diusulkan oleh Barber-Brown yang dalam notasi matriks dapat dinyatakan pada persamaan (5.9):

$$[\delta\rho_n]_{(px1)} = [F]_{(pxp)}[B]_{(pxq^2)}[\delta V_n]_{(q^2x1)} \tag{5.9}$$

dengan p adalah jumlah elemen dan q adalah jumlah elektroda, $[B]$ adalah matriks bobot *Back Projection*, $[F]$ adalah matriks representasi dari filter, $[\delta V_n]$ adalah perubahan potensial batas ternormalisir, dan $[\delta\rho_n]$ adalah perubahan distribusi konduktivitas ternormalisir.

Metode linierisasi mengasumsikan bahwa perubahan potensial batas merupakan fungsi linier terhadap perubahan konduktivitas, sehingga persamaan (5.10) dapat dituliskan dalam bentuk matriks yang dapat dilihat pada persamaan (5.10).

$$[\delta V]_{(q^2x1)} = [S]_{(q^2xp)}[\delta\rho]_{(pxp)} \tag{5.10}$$

Dengan $[\delta V]$ adalah perubahan potensial batas, $[S]$ adalah matriks sensitivitas, dan $[\delta\rho]$ adalah perubahan resistivitas. Langkah-langkah yang dapat dilakukan untuk mendapatkan matriks sensitivitas $[S]$ adalah dengan cara melakukan variasi $\delta\rho$ pada seluruh elemen pada persamaan (5.13).

Persamaan (5.10) dapat diselesaikan setelah matriks $[S]$ ditemukan dengan cara melakukan manipulasi aljabar. Namun karena matriks $[S]$ bukan *square* maka $[\delta\rho]$ tidak dapat diperoleh secara langsung.

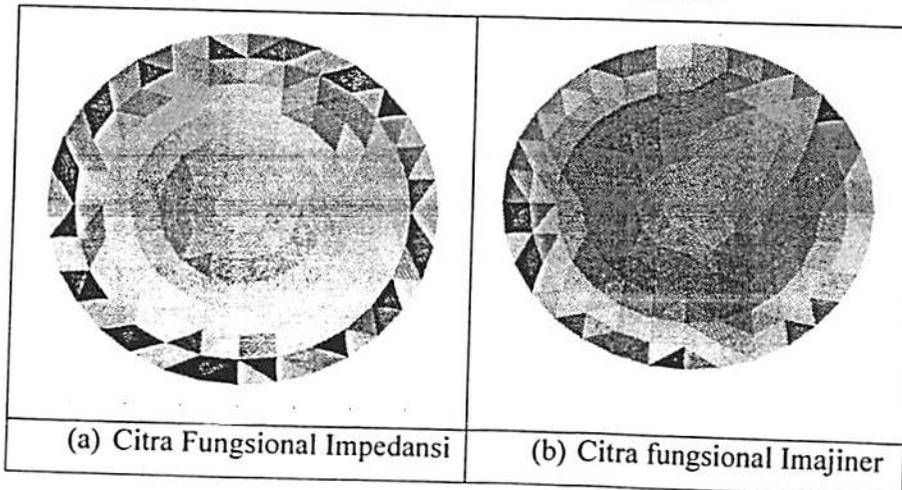
$$[S]^T_{(pxq^2)}[\delta V]_{(q^2x1)} = [S]^T_{(pxq^2)}[S]_{(q^2xp)}[\delta\rho]_{(pxp)} \tag{5.11}$$

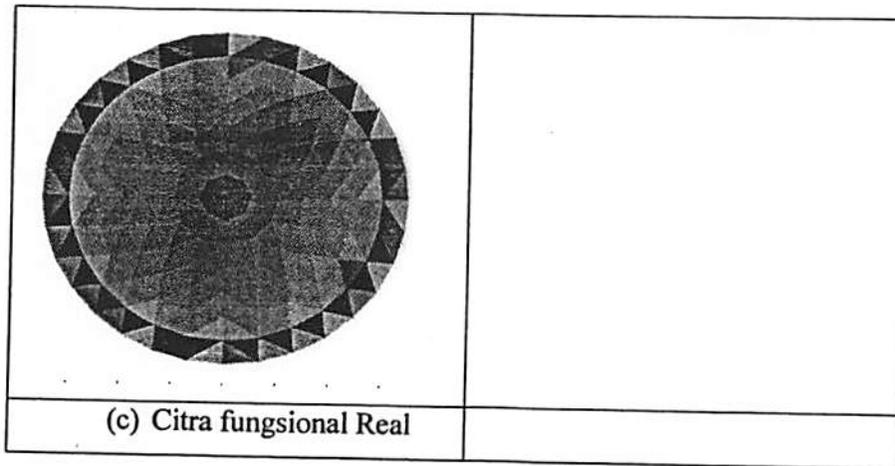
$$[\delta V]_{(q^2x1)} = ([S]^T[S])^{-1}_{(pxp)}[S]^T_{(pxq^2)}[\delta\rho]_{(pxp)} \tag{5.12}$$

Umumnya $[S]^T[S]$ adalah matriks *singular* sehingga matriks tersebut tidak memiliki *invers*. Untuk menyelesaikan permasalahan tersebut maka dapat digunakan regulasi Tikonov sehingga matriks tersebut memiliki *invers*.

$$[\delta V]_{(q^2x1)} = ([S]^T[S] + \alpha I)^{-1}_{(pxp)}[S]^T_{(pxq^2)}[\delta\rho]_{(pxp)} \tag{5.13}$$

Dengan α adalah parameter regulasi dan I adalah matriks identitas.





Gambar 5.20. Citra fungsional hasil rekonstruksi (a) Citra Fungsional Impedansi (b) Citra fungsional Imajiner (c) Citra fungsional Real

5.3 . Draff Publikasi

Telah dibuat 2 draff publikasi, namun masih perlu data pendukung yang harus diperbaiki lagi yaitu :

1. Untuk Seminar Internasional dengan judul :
“ Voltage Controlled Current Source (VCCS) With Amplifier for Multi-frequency Electrical Impedance Tomography Systems”

2. Untuk dipublikasikan pada jurnal International dengan judul :
“ Detection of an Abnormality with a Electrical Impedance Tomography Through the Analysis of Real and Imaginary Images “

BAB VI

KESIMPULAN DAN SARAN

VI. 1 Kesimpulan

Dalam penelitian ini telah berhasil dibuat prototipe sistem EIT yang dapat digunakan untuk memisahkan komponen impedansi yaitu komponen reaktansi resistif dan reaktansi kapasitif. Ekperimen ini menggunakan arus listrik AC dengan dua frekuensi yaitu 10 kHz dan 100 kHz. Dengan dua sumber arus pada frekuensi yang berbeda diperoleh perubahan nilai impedansi dan reaktansi kapasitif. Dengan algoritma forward problem dan invers problem diperoleh citra fungsional impedansi dan citra fungsional reaktansi kapasitif. Oleh karena itu dapat ditarik kesimpulan:

1. Sistem EIT ini dapat menghasilkan citra fungsional impedansi dan citra fungsional reaktansi kapasitif.
2. Citra fungsional reaktansi kapasitif lebih sensitif untuk mendeteksi anomali dibanding dengan citra fungsional impedansi. Hal terlihat dari citra reaktansi kapasitif wortel sebagai anomali pada air kelihatan lebih jelas dibandingkan pada citra fungsional impedansi.
3. Anomali pada Citra reaktansi resistif masih belum kelihatan, Asumsi karena resistansi pada wortel bernilai sama dengan medium air.

VI. 1 SARAN

Berdasarkan hasil penelitian yang sudah diperoleh, kesimpulan ketiga yaitu anomali pada citra reaktansi resistif belum kelihatan, maka kami menyarankan bahwa perlu penelitian lebih lanjut untuk mengungkap realitas tersebut. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut

1. Penelitian tentang pantom sistem EIT yang memiliki Anomali. Pantom tersebut memiliki tiga bagian yaitu obyek yang terdapat anomali didalamnya nilai reaktansi resistif dan reaktansi kapasitif berbeda beda.
2. Penelitian tentang *Forward* problem yg digunakan masih menggunakan fungsi Jakobian besaran impedansi, namun hasilnya sudah menunjukkan terbentuknya citra imajiner (citra reaktansi kapasitif). Penelitian berikutnya adalah penyelesaian *Forward problem* untuk mendapatkan Jakobian besaran resistansi dan kapasitansi secara terpisah beserta *invers problem* (rekonstruksi).



DAFTAR PUSTAKA

- Ain, K. 2014, Tomography of Dual modality Electrical And Acoustical Properties To Increase Image Quality, Disertasi Jurusan Teknik Fisika ITB, Bandung.
- Ain, K. 2017, Modeling of electrical impedance tomography to detect breast cancer by finite volume methods, IOP Science, Journal of Physics: Conference Series; Volume 853
- Bera, T. K, Nagaraju J., Lubineau, G., 2016 *Electrical impedance spectroscopy (EIS)-based evaluation of biological tissue phantoms to study multifrequency electrical impedance tomography (Mf-TIE) systems Breast Cancer*, Facts & Figures 2011-2012
- Bijwaard H, Brenner A, Dekkers F, van Dillen T, Land C.E, Boice J.D, 2010, Breast cancer risk from different mammography screening practices., Radiat Res, Vol.174, pp. 367-376.
- Borsic, A. 2002, Regularisation Methods for Imaging from Electrical Measurements, A thesis of Philosophy Doctor, Oxford Brookes University.
- Carol H.Lee, D.David Dershaw, Daniel Kopans, Phil Evans, Barbara Monsees, Debra Monticciolo, R.James Brenner, Lawrence Bassett, Wendie Berg, Stephen Feig, Edward Hendrick, Ellen Mendelson, Carl D'Orsi, Edward Sickles, Linda Warren Burhenne, 2010, Breast Cancer Screening With Imaging: Recommendations From the Society of Breast Imaging and the ACR on the Use of Mammography, Breast MRI, Breast Ultrasound, and Other Technologies for the Detection of Clinically Occult Breast Cancer, journal American college of Radiology, Vol.7, pp. 18 -27
- Chen, X.Y. Wang, H.X. Newell, J. C., 2011, Lung Ventilation Reconstruction by Electrical Impedance Tomography Based on Physical Information, 3rd International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation, IEEE Computer Society.
- Choi M. H., 2007, *A Reconstruction Algorithm for Breast Cancer Imaging With Electrical Impedance Tomography in Mammography Geometry*, Journal IEEE
- David S. Holder, 2005, Electrical Impedance tomography, Series in Medical Physics and Biomedical Engineering, Department of Medical Physics and Bioengineering, University College London.
- Gang Hu and Bin He, 2011, Magnetoacoustic Imaging of Electrical Conductivity of Biological Tissues at a Spatial Resolution Better than 2 mm, Vol. 6, issue 8 (<http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0023421>).
- Helber R. Ferreira, Harold I. A. Bustos, Wilfredo B. Figuerola, 2014, Simulation Inverse Problems of Reconstruction of Image Data Using Patterned Electrical Impedance Tomography Female Breast. 2014 IEEE 16th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)
- Jemal, A., Bray, F., Melissa M. Center, Jacques Ferlay, Elizabeth Ward, David Forman, 2011, Global Cancer Statistics, CA Cancer Journal CLIN, Vol. 61, No. 2, pp. 69-90.
- Kyle, U. G., Bosaeus, I., De Lorenzo, A. D., Deurenberg, P., Elia, M., Gómez, J. M., Heitmann, B. L., Kent-Smith, L Melchior, J-C., Pirlich, M, 2004, *Bioelectrical Impedance Analysis- Part 1: review Of Principles And Methods*, Clinical, Nutrition, value 23, PP, 1226-1243.
- Mylott, E., Kutschera, E., and Widenhor, R., 2014, Bioelectrical impedance analysis as a laboratory activity: At the interface of physics and the body, American Journal. Physics., Vol. 82, No. 5.
- Noor, J. A. E., 2007, Electrical Impedance Tomography at Low Frequencies, Thesis of Doctor Philosophy, University of New South Wales.

- Pandya, A. S., Arimoto, A., Agarwal, A., Kinouchi, Y. 2010, *Anovel Approach for measuring Electrical Impedance Tomography for Local Tissue with Artificial Intelligent Algorithm*, International Journal of Biometrics and Bioinformatics, (IJBB), volume (3); Issue (5).
- Qiao, G. , Wang, W., Wang, L. , He, Y. , Bramer, B. , Al-Akaidi, M. ,2007, Investigation of biological Phantom for 2D and 3 D Breast TIE images, IMBE proceding 17.pp. 328-331, Graz, Austria
- Rizzoni, G. 2007, Principles and Applications of Elektrical Enggineering, Fifth Edition, Mc Graw-Hill, New york, Printed in Singapore.ISBN:007-125444-7,
- Sapuan, I., Ain, K., Suryanto, A. 2017, Dual frequency electrical Impedance Tomografy to Obtain Functional Image, Journal of Physics , IOP Science; conference series. Volume 853
- Seo JK., Lee J., Kim SW., Zribi H., and Woo EJ., 2008, Frequency difference electrical impedance tomography (fdTIE) algorithm development and feasibility study, physical measurement, Vol. 29, S929-S944.
- Shao W. and R.S. Adams, 2012, Multi-Polarized Microwave Power Imaging Algorithm for Early Breast Cancer Detection, Progress in Electromagnetic Research, Vol.23, pp. 93 - 107.
- Surowiej A. J., Stanislaw S. Stuchly, J. Robin Barr, And Arvind Swarup, 1988, Dielectric Properties of Breast Carcinoma and the Surrounding Tissues, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 35, No. 4, pp. 257 - 263.
- Todd E. Kerner, KTIEh D. Paulsen, Alex Hartov, Sandra K. Soho, and Steven P. Poplack, 2002, Electrical Impedance Spectroscopy of the Breast: Clinical Imaging Results in 26 Subjects, IEEE Transactions On Medical Imaging, Vol. 21, No. 6, pp. 638 - 645.
- Tyna A Hope1 and Siân Elles, 2003, Technology review: The use of electrical impedance scanning in the detection of breast cancer, online <http://breast-cancer-research.com/content/6/2/69>
- Tyna A Hope and Siân E Iles, 2004, Technology review: The use of electrical impedance scanning in the detection of breast cancer, *Breast Cancer Res*, Vol.6,pp.69-74
- Yaqin, L. 2010, A Novelty Dynamic Image Reconstruction Algorithm in Electrical Impedance Tomography Based on Nachman Theory, International Forum on Information Technology and Applications.
- Yerworth RJ., Bayford RH., Brown B., Milnes P., Conway M. and Holder DS., 2003, Electrical Impedance Tomography Spectroscopy (TIES) for human head imaging, physical measurement, Vol. 24, S477-S489.
- Zhang, J., Patterson, R. P. Koqenevsky, A. V., 2002, Comparison and Analysis of Electrical Impedance Tomographic Images Reconstructed Using Two Algorithms, Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference.
- Zou Y. and Guo, Z. 2003, A review of electrical impedance technique for breast cancer detection, Medical engineering and physics, Vol. 25, pp. 79-90.

LAMPIRAN 1.
(BUKTI LUARAN YANG DIDAPAT)

- **Dua draft Artikel Ilmiah**

MILIK
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA

ARTIKEL I:**Voltage Controlled Current Source With Amplifier for Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography Systems**⁽¹⁾Sapuan, I. ⁽²⁾Yasin, M. ⁽³⁾Ain, K. ⁽⁴⁾Apsari R⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾Departement of Physic, Universitas of Airlangga

Voltage Controlled Current Source (VCCS) sangat berperan dalam system electrical impedance tomography. Pembangkit sinyal ini menggunakan modul AD9850. Modul AD9850 menghasilkan sinyal sinusoidal 0-4 Mhz. Rangkaian ini merupakan modifikasi rangkaian howland current source, yaitu memecah umpan balik positif, sehingga daya yang diserap oleh resistor feedback pada rangkaian tersebut berkurang. Kelebihan rangkaian VCCS Double Operational Amplifier (DOA) memiliki impedansi keluaran besar. VCCS DOA ini dibuat dengan IC AD8039. Pada VCCS ini ditambahkan rangkaian penguat antara modul AD9850 dan Penambahan penguat pada VCCS tersebut mampu menaikkan besar arus stabilnya. VCCS tanpa penguat menghasilkan arus sebesar 0,45 mA dan stabil pada frekuensi 500 Hz-90 kHz. VCCS dengan penguat mengasilkan arus lebih dari 1 mA dan stabil pada frekuensi 0,5 -150 kHz untuk beban 1 k Ω . VCCS DOA tersusun dari R_f , R_i dan R_f bernilai sama, dan memiliki daerah frekuensi stabil pada nilai tertentu. Arus pada frekuensi tersebut stabil untuk beban dibawah resistansi penyusunnya. Frekuensi stabil akan melebar dengan memperbesar resistansi penyusunnya. Untuk memperbesar arus diperkuat tegangan inputnya.

I. Pendahuluan

Teknologi EIT prinsip dasarnya adalah memetakan distribusi impedansi elektrik organ tubuh manusia. Sifat impedansi elektrik pada tubuh manusia ini sepenuhnya dapat dimanfaatkan untuk memberikan informasi tentang sifat fisiologis dan patologis tubuh manusia. Beberapa penelitian aplikasi klinis EIT telah dilakukan untuk: deteksi kanker payudara (Choi, 2007); (Pak, 2012), pengukuran fungsi paru-paru (Ain, 2014); (Shono, 2017), kelainan pada otak (Romsauerova 20006); (Kirill, 2016) dan seterusnya. Teknik pencitraan EIT memiliki beberapa keunggulan seperti non invasive, portable, simple, fast, mudah digunakan, ekonomis, aman bagi tubuh pasien, dan tidak menyebabkan radiasi pengion di tubuh pasien (proses aman secara medis) [2,3] (Kirill, 2016) .

Pada sistem EIT Hardwatre yang dibutuhkan terdiri dari rangkaian osilator, Voltage Control Current Source (VCCS), sistem akuisisi data meliputi pengendali injeksi arus dan pengukur voltase melalui elektroda. Keberadaan VCCS pada sistem EIT adalah mutlak harus ada. VCCS berperan sebagai penyedia sumber arus konstan yang diinjeksikan ke obyek melalui elektrode dan mengukur tegangan melalui elektroda yang sama. Dari tegangan yang terukur dilakukan perhitungan, sehingga diperoleh nilai inpedansi didalam tubuh manusia. Melalui proses rekonstruksi dengan algoritma perhitungan tertentu akan didapatkan gambar yang menunjukkan distribusi impedansi tubuh manusia (Ain, 2016). Agar dapat diperoleh citra Fungsional VCCS yang dibutuhkan harus memiliki lebar kestabilan frekuensi dan beban yang cukup lebar. Citra Multi frekuensi EIT yang didapatkan untuk obyek, kelihatan jelas untuk arus pada frekuensi 10-100 kHz (Bera, 2016), untuk arus frekuensi diatas 200 Hz detail citra yang dihasilkan kabur. Pada

penelitian lain untuk untuk obyek lemak dan daging untuk menghasilkan citra fungsional diperlukan sumber arus konstan 10 kHz sampai 100 kHz (Sapuan, 2017).

Beberapa penelitian melalui simulasi telah dibandingkan sumber arus konstan VCCS tipe *Double Operational Amplifier* (DOA) dan *Advantaged Howland* (AH). Dari simulasi tersebut diperoleh hasil bahwa arus yang dihasilkan oleh rangkaian VCCS tipe DOA lebih kosntan daripada VCCS tipe AH (Li Zhangyong 2010). Merujuk pada penelitian Li Zhangyong 2010, dengan memanfaatkan IC XR-2206 sebagai pembangkit sinyal dan IC LM4562 untuk membangun VCCS DOA hasilnya tidak maksimum. Beban hambatan maksimum pada VCCS agar arus konstan hanya sampai hambatan sebesar 800Ω (Sapuan, 2017).

Rangkaian VCCS yang dilakukan oleh (Umbu, 2017) mengkombinasikan AD9850, Triple Op-Amp dan Butterworth Band Pass Filter (BPF) dalam bentuk rangkaian *Advantaged Howland* (AH) VCCS diperoleh hasil sebuah VCCS yang mampu memberikan arus konstan untuk 1 mA pada 20 kHz dengan nilai beban hingga 3,72 kohm. VCCS ini dapat digunakan sebagai sumber arus konstan dalam sistem EIT untuk frekuensi tunggal (Umbu, 2017). Kelemahan VCCS ini kurang tepat jika digunakan untuk EIT yang menginginkan citra fungsional. Karena frekuensi stabil yang dihasilkan relatif pendek.

Pada sistem EIT citra fungsional memerlukan minimal arus listrik bolak-balik dengan 2 frekuensi yang berbeda, dimana pada frekuensi tersebut terdapat nilai impedansi yang berbeda dari obyek (Sapuan, 2017). Jika sistem EIT citra fungsional menggunakan VCCS satu frekuensi (Umbu, 2017), maka akan diperlukan dua buah VCCS untuk menghasilkan citra tersebut. Untuk obyek yang berbeda maka respon impedansi elektrik obyek tersebut juga akan memerlukan VCCS yang berbeda.

Pada penelitian ini dikembangkan VCCS programmable dengan memanfaatkan module AD 9850 sebagai pembangkit sinyal. IC AD8039 sebagai komponen penyusun rangkaian VCCS tipe DOA. Penambahan rangkaian high pass filter setelah signal generator dan penambahan penguat bermanfaat untuk mengatur besar arus konstan yang dihasilkan oleh VCCS. Besar arus konstan yang dihasilkan oleh VCCS tipe DOA berdasarkan formulanya tergantung tegangan input pada rangkaian VCCS (Li Zhangyong 2010). Dengan skema ini VCCS yang dihasilkan mampu mengcover arus konstan pada frekuensi sampai frekuensi 200 kHz dan beban 4 k Ω . Alasan membuat VCCS dengan IC AD8039 dalam penelitian ini karena IC tersebut memiliki bandwith tanggapan frekuensi yang sangat lebar.

II. BAHAN DAN METODE

Salah satu perangkat utama dalam sistem tomografi impedansi elektrik adalah sumber arus kontan. Semakin konstan sumber arus listrik yang digunakan maka nilai impedansi yang didapatkan dari pengukuran akan mendekati nilai sebenarnya. Sumber arus konstan yang diperlukan pada sistem tomografi elektrik multifrekuensi (Bera, 2016) rentang frekuensinya yang diperlukan antara 10 kHz dan 120 kHz. Untuk sumber arus dengan frekuensi diatas 120 detail citranya semakin kabur. Dalam penelitian ini dikembangkan sebuah DOA VCCS dipadu dengan rangkaian High pass Filter, buffer, penguat, dan sinyal generator AD9850. Dan penggunaan IC op-amp AD8039 Dalam dua jenis kombinasi rangkaian.

A. Sinyal Generator AD 9850

Pembangkit sinyal arus listrik bolak-balik yang digunakan untuk merancang objek *signal Generator*(SG) Modul AD9850. Modul ini menghasilkan sinyal berbentuk sinusoidal dan square DC dengan frekuensi 0-4 Mhz. Suatu jenis module generator programmable yang disusun dengan IC AD9850 yang mudah untuk diatur secara software

$$\frac{V_B - V_L}{R_s} = I_L$$

$$V_B - V_L = I_L \cdot R_s \quad \text{sehingga} \quad V_L - V_B = -I_L \cdot R_s \dots \dots \dots (1)$$

$$\frac{V_{IN} - V_C}{R_1} = \frac{V_C - V_B}{R_f}$$

$$(V_{IN} - V_C)R_f = (V_C - V_B)R_1$$

$$V_{IN}R_f - V_C R_f = V_C R_1 - V_B R_1$$

$$V_{IN}R_f + V_B R_1 = V_C R_f + V_C R_1$$

$$V_{IN}R_f + V_B R_1 = V_C (R_f + R_1) \dots \dots \dots (2)$$

Op Amp 2 :

$$\frac{V_A - 0}{R_1} = \frac{V_L - V_A}{R_f}, \text{ dengan } V_C = V_A$$

$$\frac{V_C - 0}{R_1} = \frac{V_L - V_C}{R_f},$$

$$V_C \cdot R_f = (V_L - V_C)R_1$$

$$V_C \cdot R_f = V_L R_1 - V_C R_1$$

$$V_C R_1 + V_C R_f = V_L \cdot R_1$$

$$V_L \cdot R_1 = V_C (R_f + R_1) \dots \dots \dots (3)$$

Substitusi persamaan (2) ke (3)

$$V_{IN} \cdot R_f + V_B \cdot R_1 = V_L \cdot R_1$$

$$V_{IN} \cdot R_f = (V_L - V_B)R_1$$

$$V_{IN} \cdot R_f = (V_L - V_B)R_1, \text{ dengan mensubstitusikan persamaan (1) ke}$$

persamaan (3) maka diperoleh persamaan baru sebagai berikut :

$$V_{IN} \cdot R_f = (-I_L R_s)R_1$$

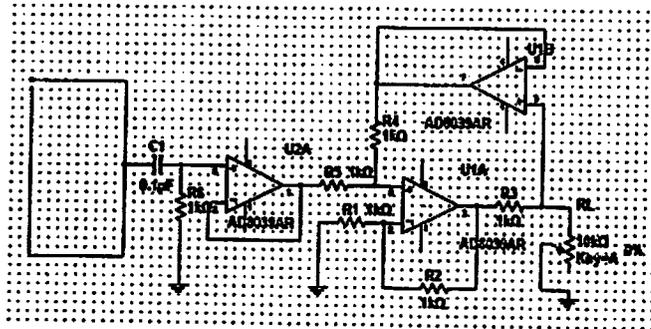
$$I_L = -V_{IN} \frac{R_f}{R_s R_1} \dots \dots \dots (4)$$

Dimana nilai R_s dan R_f dapat diganti untuk mendapatkan perbandingan yang optimal sehingga menghasilkan nilai arus yang optimal.

C. DOA VCCS tanpa penguat

Gambar 3 terdiri dari sinyal generator dengan IC AD8950, rangkaian HPF pasif, rangkaian buffer, dan DOA VCCS. Rangkaian AD8950 menghasilkan sinyal sinusoidal dan square DC pada frekuensi 0-4 Mhz. Rangkaian HPF ini akan memblokir sinyal AC frekuensi rendah dan meloloskan frekuensi tinggi. Komponen kapasitor yang tersusun serial pada rangkaian HPF akan memblokir sinyal DC yang melewatinya, sedangkan komponen resistor yang tersusun parallel akan mengangkat tegangan input AC pada

rangkaian HPF. Rangkaian buffer, dan DOA VCCS ini memanfaatkan IC AD8039 yang memiliki respon frekuensi yang sangat lebar yaitu -3 dB bandwidth ($G = +1$): 350 MHz dan Slew rate: 425 V/ μ s. Rangkaian buffer berfungsi untuk menyangga tegangan yang dihasilkan sinyal generator AD8950 agar tidak drop pada saat diberi beban rangkaian VCCS. Rangkaian VCCS ini sebagai sumber arus kostan yang akan diinjeksikan pada obyek yang diamati.



Gambar 3 . VCCS Double Op-Amp

V_{is} adalah sinyal tegangan bolak-balik yang dihasilkan oleh sinyal generator AD8950. Setelah melewati rangkaian HPF maka tegangan keluaran HPF akan memenuhi persamaan:

$$V_{hpf} = \frac{R}{R + j\frac{1}{wc}} V_{is} \dots\dots\dots(13.5)$$

Dari persamaan (13.5) disubtitusikan ke dalam persamaan (12.4) maka arus yang dihasilkan oleh VCCS akan tergantung dengan persamaan ;

$$I_L = \frac{R_f}{R_s R_1} \times \frac{R}{R + j\frac{1}{wc}} V_{is} \dots\dots\dots(14.6)$$

D. VCCS DOA dengan Penguat

Gambar 4 adalah pengembangan dari skema rangkaian Gambar 3 dengan menambahkan rangkaian penguat. Posisi rangkaian penguat ini ada diantara rangkaian HPF dan rangkaian buffer. Fungsi rangkaian multi frekuensi ini adalah untuk menyesuaikan agar besar arus yang dihasilkan oleh rangkaian VCCS tetap konstan. Alasan penambahan rangkaian Amplifier ini mengacu pada persamaan (14), bahwa besarnya arus listrik tergantung dari besarnya V_{is} . Terkait dengan persamaan tersebut maka, sebagai upaya untuk menjaga agar arus yang dihasilkan oleh VCCS tetap konstan adalah dengan mengkondisikan dengan mengatur penguatan tegangan V_{is} sebagai tegangan input VCCS.

Penguat yang digunakan adalah penguat non Inverting yang bervariasi. Besar penguat yang diberikan tergantung pada saat arus listrik yang dihasilkan oleh VCCS tidak stabil pada saat ada beban dan frekuensi tertentu. Besar penguatan tegangan yg diberikan ditentukan dengan mengamati resistansi beban dan frekuensi yang menyebabkan arusnya tidak stabil. Rumus dasar rangkaian penguat inverting adalah :

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) V_{in} \quad (7)$$

$$V_{out} = (A)V_{in} ; A = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$$

Untuk bervariasi penguatan maka persamaan (15.7) bisa dituliskan :

$$V_{out-Amp} = (A_n)V_{in-Amp} \tag{8}$$

$$V_{out-Amp} = (A_n)V_{hpf} \tag{9}$$

Dimana $V_{out-Amp}$ adalah tegangan keluaran penguat Op Amp, V_{in-Amp} adalah tegangan masukan amplifier, dan A_n adalah penguatan ke n, dengan $n = 1, 2, 3, \dots$

Nilai penguatannya disesuaikan dengan perubahan arusnya. Rangkaian VCCS dengan penguat terlihat pada rangkaian Gambar 3. Menghubungkan Persamaan (8) dan persamaan (5) maka $V_{in-amp} = V_{hpf}$ dan hubungan antara persamaan (9) dan persamaan (4) maka $V_{in} = V_{out-amp}$

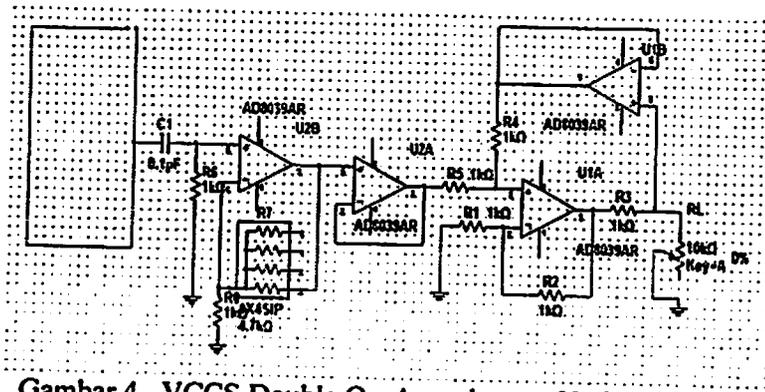
Menggunakan kedua persamaan tersebut maka persamaan arus yang memenuhi skema rangkaian pada Gambar 3 adalah :

$$I_L = \frac{R_f}{R_s R_1} \cdot (A_n) \cdot V_{hpf} \dots\dots\dots(10)$$

$$I_L = \frac{R_f}{R_s R_1} \cdot (A_n) \cdot \frac{R}{R + j\frac{1}{wc}} V_{is}$$

$$I_L = (A_n) \cdot k \cdot V_{is} \dots\dots\dots(11)$$

dimana k adalah : $\frac{R_f}{R_s R_1} \cdot \frac{R}{R + j\frac{1}{wc}}$ dan A_n adalah besar penguatan.



Gambar 4 . VCCS Double Op-Amp dengan Variasi Penguat

III. HASIL DAN DISKUSI

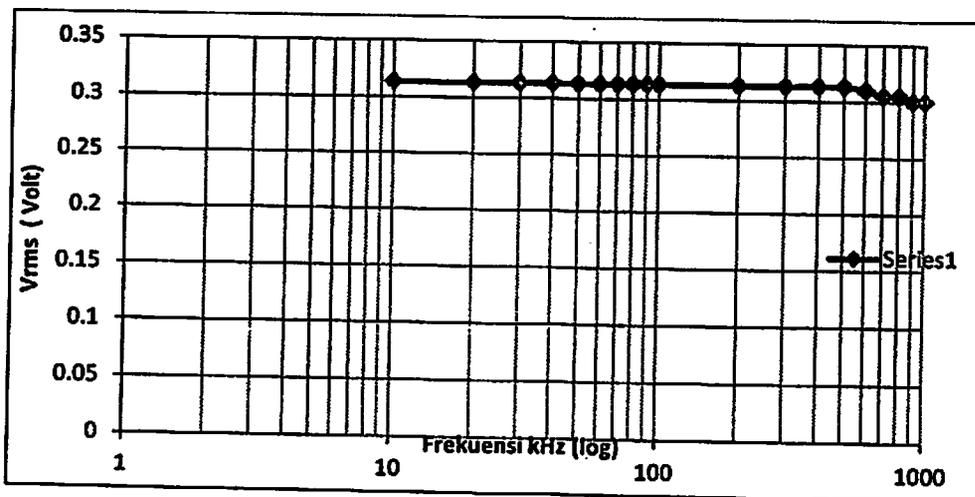
Tema utama dalam artikel ini adalah membuat sebuah rangkaian VCCS yang mampu menghasilkan arus konstan dalam range frekuensi yang lebar dan beban yang besar. Ada dua skema rangkaian yang dikembangkan dalam penelitian tentang rangkaian VCCS DOA ini. Kedua skema rangkaian ini dan ada dua metoda yang digunakan untuk menguji kinerja dari kedua rangkaian tersebut. Pertama, mengamati keadaan konstan sumber arus yang dihasilkan untuk variasi dari frekuensi 10 kHz sampai 1MHz, hasilnya ditunjukkan pada grafik Gambar. 5. Kedua adalah mengamati beban maksimum yang bisa menghasilkan arus konstan dari output rangkaian tersebut. Dalam penelitian VCCS ini dilakukan beberapa tahap penelitian :

4. Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan dua Op-Amp
5. Rancang bangun dan uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal input dan Nilai R_F , R_s dan R_1 pada VCCS bernilai sama dan bervariasi pada nilai 3, 4, 5 k Ω
6. Uji kinerja VCCS dengan penguat sinyal input dan R_F , R_s dan R_1 pada VCCS bernilai 2k Ω dan bervariasi beban

Dalam ketiga tahap penelitian VCCS ini menggunakan op-Amp yang sama yaitu OP-Amp dengan seri AD 8039, IC ini memiliki tanggapan frekuensi yang sangat tinggi sampai orde MHz.

A. Oscilator AD 9850

Dari hasil eksperimen, sinyal sinusida yang dihasilkan Modul AD9850 sinyal maksimum nya adalah $V_{rms} = 0,313$ volt. Gambar 5. adalah grafik hubungan antara tegangan keluaran dan frekuensi dari modul tersebut. Hasil pengujian sinyal generator Modul AD9850, amplitudo sinyal yang dihasilkan stabil sampai pada frekuensi 500 kHz. Amplitudo ini mulai mengecil pada frekuensi 600 kHz sebesar 0,97%. Amplitudo sinyal ini terus menurun, dan pada frekuensi 1 Mega Hz amplitudonya turun sebesar 4,33 % dari amplitude frekuensi rendah (stabil). Data pengujian kesetabilan amplitude output SG terhadap perubahan frekuensi ditunjukkan pada grafik Gambar 5. Pengukuran amplitudo ini tanpa beban dan menggunakan Oscilloscope EZ OS-5020 20 MHz.

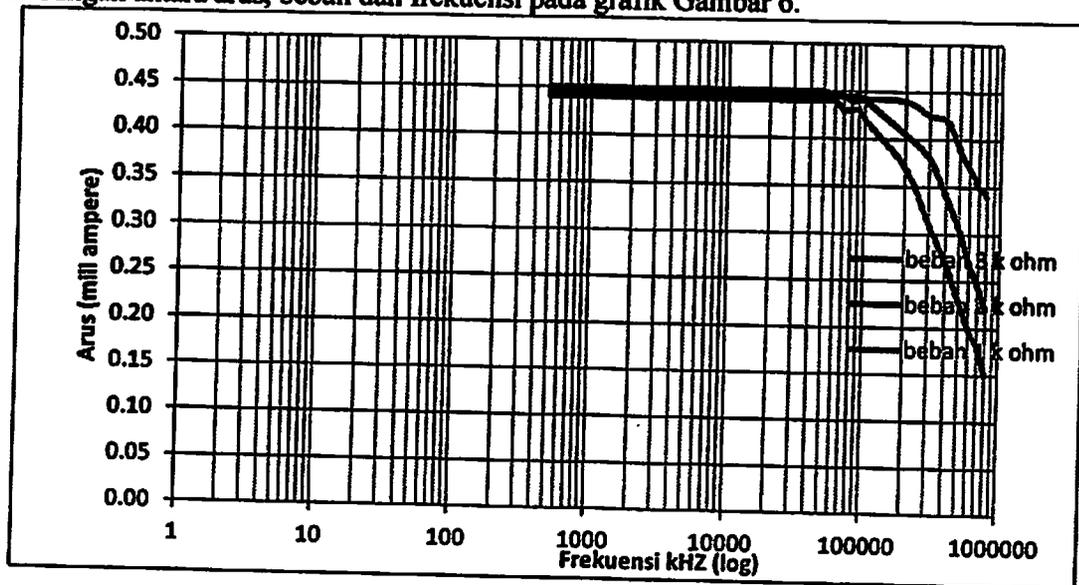


Gambar 5. Grafik kestabilan tegangan keluaran sinyal generator Modul AD9850

B. Rangkaian VCCS dengan dua Op-Amp

VCCS DOA ini tersusun atas R_F , R_s dan R_1 yang bernilai 2 k Ω dan op-amp AD 9830. Setup pengujian VCCS ini terdiri dari mikrocontroller sebagai pengatur perubahan

frekuensi modul AD 9830 yang menjadi sinyal input VCCS. Sinyal keluaran VCCS dihubungkan dengan V_R variable resistor pada nilai 1, 2, 3 k Ω . Perubahan amplitudo sinyal keluaran VCCS ini diukur dengan menggunakan osciloskop, terhadap pengaruh beban dan frekuensi. Hasil uji kinerja rangkaian VCCS ini disajikan dalam grafik hubungan antara arus, beban dan frekuensi pada grafik Gambar 6.



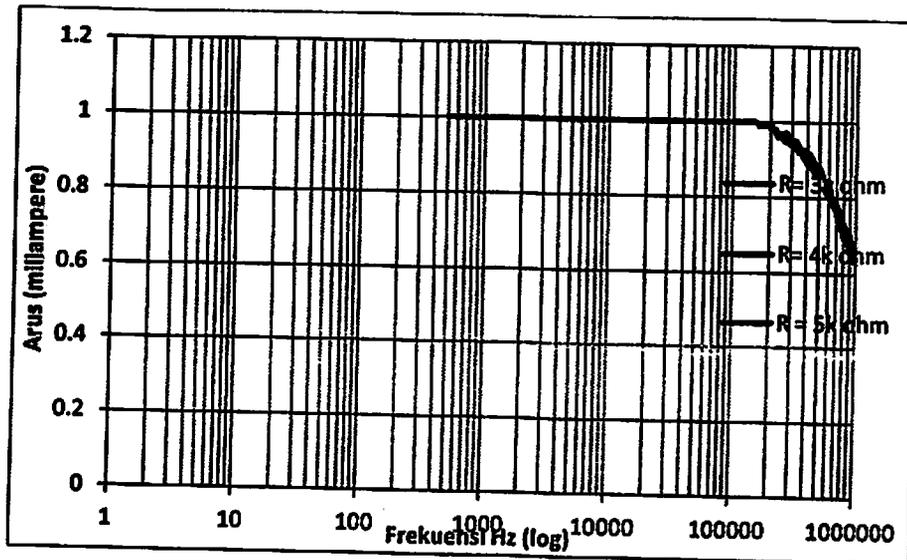
Gambar 6 Grafik Rangkaian VCCS dengan R_F , R_S dan R_1 yang bernilai 2 k Ω dan resistansi beban 1, 2, 3 k Ω

Dari grafik pada Gambar 6 terlihat bahwa untuk beban 1 k Ω pada VCCS terlihat bahwa arus yang dihasilkan VCCS masih stabil pada frekuensi 500-90.000 Hz. Untuk beban 2 k Ω pada VCCS arus stabil pada frekuensi 500-70.000 Hz. Sedangkan untuk beban 3 k Ω arus yang dihasilkan VCCS stabil pada frekuensi 500-60.000Hz. Dari grafik diketahui bahwa semakin besar beban pada keluaran VCCS maka daerah frakuensi kestabilan arus semakin berkurang. Lebar daerah kestabilan frekuensi arus ini lebih lebar dari penelitian sebelumnya.

Dalam skema rangkaian VCCS ini diperoleh arus maksimumnya sekitar 0.45 mA. Berdasarkan persamaan (4), besar arus yang dihasilkan oleh rangkaian VCCS tergantung pada perbandingan resistansi feedback R_f dan resistansi depan R_1 atau dapat juga dengan menguatkan V_{in} . Jadi ada dua cara untuk meningkatkan arus yang dihasilkan yang pertama dengan adalah membuat perbandingan R_f terhadap R_1 , yang kedua memperbesar V_{in} dengan membuat rangkaian penguat antara sinyal generator dan rangkaian VCCS DOA.

C. VCCS dengan penguat sinyal dan variasi nilai yang sama untuk R_F , R_S , dan R_1

Telah dilakukan penelitian yaitu membuat rangkaian penguat sinyal generator sebagai sinyal masukan (V_{in}) VCCS. Resistor yang digunakan pada VCCS untuk R_F , R_1 dan R_S bernilai sama dengan variasi nilai 3, 4 dan 5 k Ω dengan resistansi beban R_L bernilai 1 k Ω . Hasil uji yang dilakukan untuk beban $R_L = 1$ k Ω , Arus yang dihasilkan oleh VCCS stabil sampai frekuensi 150 kHz. Untuk frekuensi 160-200kHz Amplitudo arus turun 1% dibanding amplitudo frekuensi stabil. Grafik kestabilan arus keluaran VCCS terhadap frekuensi seperti grafik pada Gambar 7.



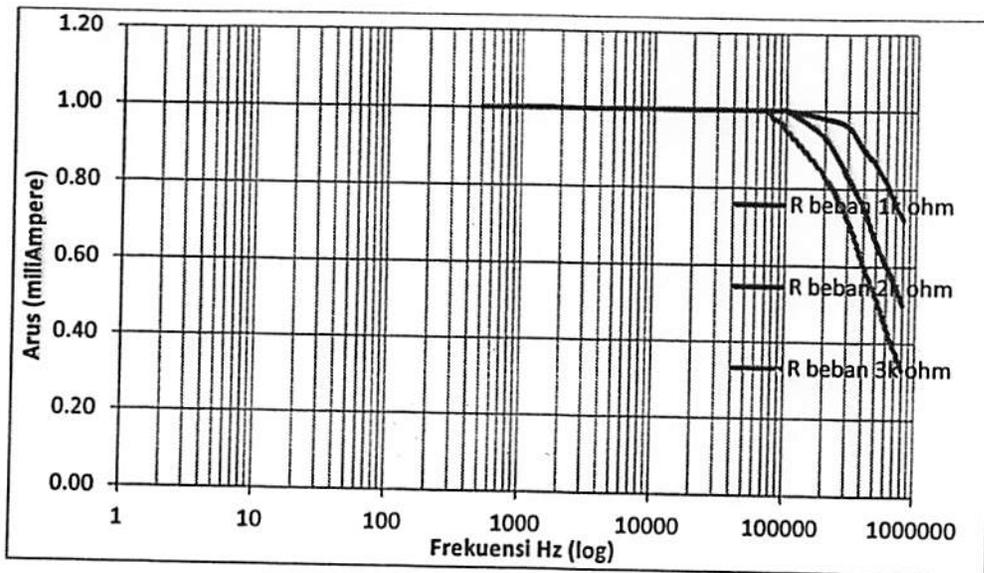
Gambar 7 Grafik Rangkaian VCCS dengan resistansi sama, untuk variasi nilai 3, 4, 5 k Ω dan resistansi beban 1 k Ω

Dengan menambah rangkaian penguat didepan VCCS, seperti pada skema rangkaian Gambar 4 dan dari uji yang dilakukan ternyata data hasil secara eksperimen mampu meningkatkan besar arus keluaran VCCS. Manfaat dari penambahan rangkaian penguat ini yaitu untuk menaikkan arus yang dihasilkan VCCS. Dengan mengambil data dengan interval frekuensi yang lebih kecil, arus keluaran VCCS dapat stabil 1 miliAmpere untuk frekuensi 500-150.000 Hz pada beban dibawah 1 k Ω . Pada Gambar 7, Kelihatan pada grafik nilai R_F , R_1 dan R_S yang nilainya sama, untuk nilai 3, 4, 5 k Ω dengan beban yang sama tidak mempengaruhi lebar frekuensi kestabilan arus.

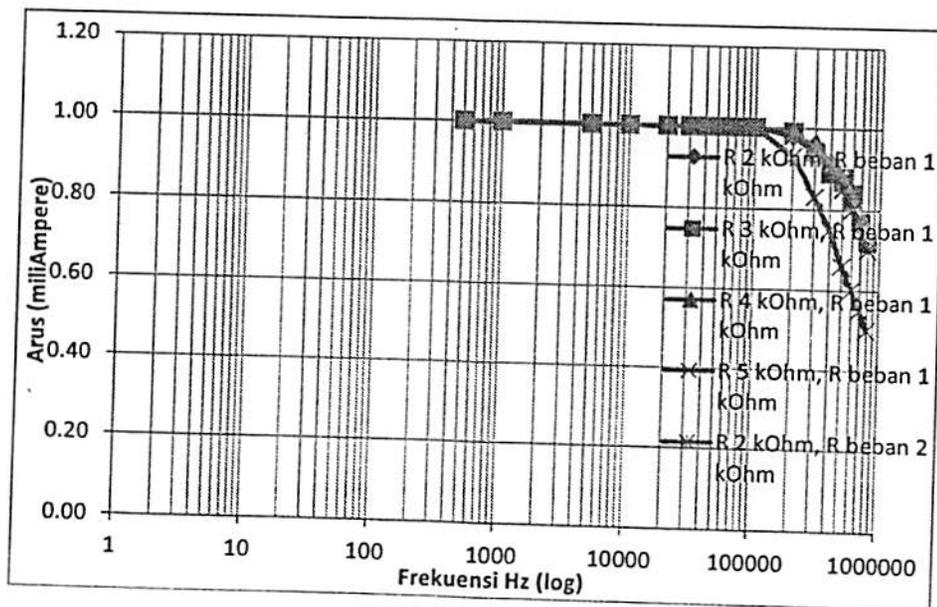
D. VCCS dengan penguat sinyal input dan Nilai R_F , R_S dan R_1 2k Ω dan bervariasi beban

Pada eksperimen ini telah dibuat dan diuji rangkaian VCCS DOA yang dilengkapi dengan rangkaian penguat untuk sinyal generator sebelum masuk ke input VCCS. Pada VCCS resistor R_F , R_S dan R_1 bernilai sama yaitu 2 k Ω dengan beban R_L bernilai 1, 2 dan 3 k Ω . Dari hasil uji kestabilan arus keluaran diperoleh grafik kestabilan arus keluaran terhadap perubahan frekuensi sinyal masukan VCCS seperti pada Gambar 8.

Hasil uji kinerja VCCS yang ditunjukkan grafik pada Gambar 8 menunjukkan bahwa rangkaian penguat mampu meningkatkan besarnya nilai arus stabil frekuensi arus yang dihasilkan. Pada Gambar 8, Terlihat bahwa untuk beban 1 k Ω daerah frekuensi arus stabil sampai frekuensi 150 kHz sedangkan untuk beban 2 k Ω sampai frekuensi 100 kHz. Sementara untuk beban 3 k Ω terlihat bahwa terjadi pergeseran daerah frekuensi stabil sampai 80 kHz, untuk arus keluaran VCCS 1 miliAmpere. Analisis grafik pada Gambar 7. dan grafik Gambar 8 untuk resistor R_F , R_S dan R_1 pada VCC bernilai sama yaitu 2k Ω , untuk beban yang nilainya dibawah 2 k Ω memiliki daerah frekuensi arus stabil yang lebih lebar, dibandingkan dengan beban yang nilainya diatas 2 k Ω . Tampak dari data tersebut bahwa arus stabil yang dihasilkan VCCS mempunyai nilai stabil tertentu yang sama, untuk resistansi beban yang tidak melebihi R_F , R_S dan R_1 untuk nilai yang sama.



Gambar 8 Grafik Rangkaian VCCS untuk resistansi rangkaian 2 kΩ dan resistansi beban 1, 2, 3 kΩ



Gambar 9 Grafik frekuensi terhadap arus VCCS untuk resistansi bervariasi dengan nilai 2 kΩ dan resistansi beban 1 dan 2 kΩ

Pada Gambar 9, terlihat bahwa untuk beban 1 k Ω pada VCCS dengan R_F , R_s dan R_l bernilai sama yaitu 2, 3, 4, 5 k Ω , terjadi kesamaan arus stabil sampai dengan frekuensi 150 kHz. Perbandingan untuk kasus dengan beban VCCS 1 k Ω dan 2 k Ω , pada R_F , R_s dan R_l bernilai 2 k Ω , kelihatan terjadi perbedaan yang signifikan dari keadaan tersebut. Pada beban 2 k Ω arus stabil sampai frekuensi 100 kHz. Dari sini dapat diambil kesimpulan bahwa nilai R_F , R_s dan R_l tidak menentukan lebar kestabilan frekuensi arus yang dihasilkan. Hasil penelitian sebelumnya (Sapuan, 2017), VCCS yang dibuat hanya mampu stabil pada beban dibawah 800 ohm. Perbedaan ini disebabkan oleh karakteristik dari IC op-amp yang digunakan. Op Amp.

IV. KESIMPULAN

Dalam hasil penelitian dan uji kinerja dari VCCS, ada beberapa hasil yang bermanfaat terkait dengan peralatan tersebut yang dapat diambil kesimpulan:

1. Penguat sinyal pada VCCS DOA berfungsi meningkatkan arus listrik yang dihasilkan oleh rangkaian tersebut.
2. Untuk beban 1 k Ω arus listrik stabil sampai pada frekuensi 150 kHz, untuk frekuensi 150-200 kHz terjadi penurunan amplitudo 1 %. Untuk beban 2 k Ω arus listrik stabil sampai pada frekuensi 100 kHz, dan untuk beban 3 k Ω arus listrik stabil sampai pada frekuensi 80 kHz.
3. VCCS ini sudah memenuhi syarat untuk melengkapi sistem elektrik impedance tomography citra fungsional. Karena lebar beban dan lebar daerah frekuensi arus stabil yg cukup besar.

V. Tinjauan Pustaka

- [1] Ain, K. 2014, Tomography of Dual modality Electrical And Acoustical Properties To Increase Image Quality, Disertasi Jurusan Teknik Fisika ITB, Bandung.
- [2] A.A. Al-Obaidi, and M. Meribout, "a New Enhanced Howland Voltage Controlled Current Source Circuit for EIT Applications", IEEE GCC Conference and Exhibition (gcc), Dubai, 2011.
- [3] Bera, T. K., Nagaraju, Gilles Lubineau, J. (2016), Electrical impedance spectroscopy (EIS)-based evaluation of biological tissue phantoms to study multifrequency electrical impedance tomography (Mf-EIT) systems
- [4] Bera, Manobjyoti Saikia, J. Nagaraju (2013) A Battery-based Constant Current Source (Bb-CCS) for Biomedical Applications *Tushar Kanti*, 4th ICCCNT 2013 July 4 - 6, 2013, Tiruchengode, India, publisher : IEEE
- [5] Choi M. H., 2007, *A Reconstruction Algorithm for Breast Cancer Imaging With Electrical Impedance Tomography in Mammography Geometry*, *Journal IEEE*
- [6] P. B.-Filho, A. Felipe, Volney C. Vincence, 2013 High Accurate Howland Current Source: Output Constraints Analysis , *Circuits and Systems*, 2013, 4, 451-458 Published Online November 2013, scientific research

- [7] J. Karsten,a,c M.K. Bohlmann,b B. Sedemund-Adib,c J. Wnent,c H. Paarmann,c P. Iblher,c T. Meier,d H. Heinze 2012 . Electrical impedance tomography may optimize ventilation in a postpartum woman with respirator, Elsevier Ltd. All rights reserved.
- [8] Kirill Y. Aristovich, Brett C. Packham , HwanKoo, Gustavo Sato dos Santos, Andy McEvoy , David S.Holder, 2016 Imaging fast electrical activity in the brain with electrical impedance tomography , *NeuroImage Volume 124, Part A*, 1 January 2016, Pages 204-213
- [9] Li Zhangyong, Xu Zhui, Ren Chaoshi, Wang Wei, Zhao Dechun, Zhang Huiquan, 2010 Study of Voltage Control Current Source in Electrical Impedance Tomography System, 2010 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Publisher: IEEE
- [10] Pak, D. D., Rozhkova, N. I., Kireeva, M. N., Ermoshchenkova, M. V. *, Nazarov, A. A., D. K. Fomin, and N. A. Rubtsova, 2012, Diagnosis of Breast Cancer Using Electrical Impedance Tomography, *Biomedical Engineering, Vol. 46, No. 4, November, 2012, pp. 154_157.*
- [11] A.J. Puspitasari, and Endarko, "Study of Precision Constant Current Sources with Resistor Load and a Cole-Cole Load For MultiFrequency in Electrical Impedance Tomography", IEEE International Seminar on Sensors, Instrumentation, Measurement and Metrology (ISSIMM), Malang, 2016. Publisher : IEEE
- [12] Romsauerova A, McEwan A, Horesh L, Yerworth R, Bayford RH, Holder DS (2006). Multi-frequency electrical impedance tomography (EIT) of the adult human head: initial findings in brain tumours, arteriovenous malformations and chronic stroke, development of an analysis method and calibration. *Physiol Meas* 27, S147-S161.
- [13] Sapuan, I., Ain, K., Suryanto, A. 2017, Dual frequency electrical Impedance Tomography to Obtain Functional Image, ICPIAM Proceeding international Conference, Airlangga University. Indonesian, Surabaya, IOP jurnal.
- [14] Shono, A. , Somhorst, P., Gommers, D. 2017, Electrical impedance tomography and trans-pulmonary pressure measurements in a patient with extreme respiratory drive, *Respiratory Medicine Case Reports* 20 (2017) 141-144, Elsevier
- [15] Umbu, A. B S., Endarko, 2017 The Design of Voltage Controlled Current Source (VCCS) for Single Frequency Electrical Impedance Tomography (EIT), International Seminar on Sensor, Instrumentation, Measurement and Metrology (ISSIMM), Surabaya, Indonesia, August 25th - 26th, 2017 978-1-5386-0745-9/17/\$31.00 ©2017 IEEE 30

ARTIKEL II :**Detection of an Abnormality with a Electrical Impedance Tomography Through the Analysis of Real and Imaginary Images**

(¹)Sapuan, I. (²)Yasin, M. (³)Ain, K. (⁴)Apsari R
 (¹)(²)(³)(⁴) Departement of Physic, Universitas of Airlangga

Abstrak

Sistem EIT (*electric impedance tomography*) ini memisahkan distribusi komponen impedansi yaitu: reaktansi resistif dan kapasitif sebagai komponen penyusun sifat elektrik jaringan tubuh. Distribusi komponen reaktansi resistif menghasilkan citra resistif sedangkan reaktansi kapasitif akan menghasilkan citra kapasitif.

Penelitian ini memanfaatkan pergeseran fase dari arus yang melewati jaringan tubuh terhadap arus injeksi. Dengan arus konstan injeksi, mengukur tegangan dan beda fase maka dapat dihitung nilai komponen (real) reaktansi resistif dan (imajiner) kapasitif. EIT yang dikembangkan selama ini tidak bisa membedakan anomali dan obyek dengan impedansi yang sama.

Penelitian EIT ini menysasar jaringan yang memiliki susunan material dan struktur sel berbeda tetapi memiliki nilai impedansi yang sama. Telah berhasil dibuat prototipe sistem EIT dan telah dilakukan eksperimen. Dari eksperimen diperoleh citra komponen impedansi secara terpisah yaitu citra resistif dan Citra kapasitif.

Proses rekonstruksi yang digunakan adalah metode linieritas dengan memanfaatkan perubahan komponen impedansi pada injeksi arus dua frekuensi yang dipilih 10 kHz dan 100 kHz. Rekonstruksi citra yang dihasilkan adalah citra fungsional. Secara teknis sistem EIT ini. Hasil yang didapatkan dari sistem EIT ini yaitu mampu memisahkan distribusi reaktansi resistif dan kapasitif, yang menghasilkan citra fungsional resistif dan kapasitif. Melalui citra fungsional resistif dan kapasitif didapatkan kontras citra yang dihasilkan lebih baik dalam menunjukkan keberadaan anomali. Sehingga dapat meningkatkan akurasi sistem EIT, serta bisa diterafkan untuk menemukan kelainan pada obyek untuk impedansi yang sama.

Keywords : Citra resistif dan kapasitif, citra fungsional, Electric Impedance Tomography

I. PENDAHULUAN

Penelitian tentang *electric impedance tomography* EIT telah dimulai sejak tahun 70 an pada abad ke 20. Teknologi EIT prinsip dasarnya adalah memetakan distribusi impedansi elektrik organ tubuh manusia. Sifat impedansi elektrik pada tubuh manusia ini sepenuhnya dapat dimanfaatkan untuk memberikan informasi tetang sifat fisiologis dan patologis tubuh manusia. Kedua sifat tersebut sangat terkait erat dengan informasi aplikasi medis (G. Hu and B. He, 2011). Dengan teknologi artificial intelegant, impedansi elektrik ini telah diteliti untuk mendeteksi cancer payudara (Shetiye, 2015). Mekanisme teknologi EIT ini dilakukan dengan menginjektikan arus konstan arus listrik bolak balik. Arus listrik tersebut diinjeksikan ke tubuh (obyek) manusia melalui elektroda dan mengukur tegangan melalui elektroda yang sama. Dari informasi tegangan yang terukur

dilakukan perhitungan, sehingga diperoleh nilai impedansi dalam tubuh manusia. Melalui proses rekonstruksi dengan algoritma perhitungan tertentu akan didapatkan gambar yang merupakan karakteristik sifat listrik tubuh manusia (Ain, 2016).

Teknik pencitraan EIT memiliki beberapa keunggulan seperti noninvasif, portable, simple, fast, mudah digunakan, ekonomis, nyaman bagi tubuh pasien, dan tidak menyebabkan radiasi pengion pada tubuh pasien sehingga proses aman secara medis (Singh 2012; Khalighi, 2012). Beberapa penelitian tentang EIT telah mengerjakan penelitian ini dari aplikasi klinis di beberapa bidang seperti: deteksi kanker payudara (Choi, M.H., 2007; D.D. Pak, 2012), aktifitas syaraf dalam otak (Kirill Y.2015), gangguan pernapasan (J. Karsten, 2012), deteksi fungsi paru-paru (Ain, 2016). dan seterusnya.

EIT untuk aplikasi klinis salah satunya adalah deteksi kanker (D.D.Pak, 2012). Metode ini diimplementasikan menggunakan mamograph komputer impedansi listrik, efisiensinya diperkirakan 87,39%. Dalam penelitian ini dikatakan bahwa teknik pencitraan EIT ini sangat diperlukan karena kebutuhan alat untuk skrining deteksi dini yang bebas radiasi pengion. Kelebihan lain dari teknik pencitraan EIT ini adalah mampu menggambarkan perubahan impedansi aktivitas saraf selama milidetik di seluruh otak (Kirill Y. 2015), dan ini tidak dimiliki oleh teknik pencitraan yang lain.

Untuk proses rekonstruksi citra pada EIT ini ada dua mekanisme untuk mendapatkan citra dan sistem seleksi kelainan yang menggunakan citra struktural dan fungsional. Citra struktural ini salah satunya bisa diperoleh dengan interpolasi data dengan metode Newton-rapson, namun metode ini memerlukan data yang bagus dan waktu yg lama untuk proses interpolasi(Ain,2104; Ukhrowiyah, 2017). Sementara citra fungsional EIT diperoleh dari rekonstruksi selisih dua data, bisa dari potensial *background* terhadap potensial obyek, atau selisih dua data karena perlakuan yg berbeda. Dalam sistem EIT multifrekuensi (Bera, 2016), telah membuktikan bahwa citra struktural EIT dengan arus injeksi yang frekuensinya berbeda (5 , 10, 25, 50, 75 200 dan 300 kHz) dan obyek yang berbeda menunjukkan citra yang berbeda-beda. Berdasarkan spektrum impedansi elektrik materi, impedansi obyek berubah terhadap frekuensi (Bera, 2016).

Selisih potensial yang terukur pada sistem EIT dengan arus injeksi yang berbeda frekuensi akan menghasilkan Citra Fungsional. Oleh karena itu EIT yang menggunakan dua atau lebih sumber frekuensi arus listrik yang sensitif terhadap obyek akan menghasilkan citra fungsional yang paling tepat. Untuk struktur obyek yang berbeda maka citra fungsional ini bisa digunakan untuk mendeteksi anomaly obyek (Sapuan, 2017). Untuk meningkatkan akurasi dan efisiensi sistem EIT, penelitian ini fokus pada pengembangan EIT dalam proses sistem akuisisi data untuk perolehan citra EIT. Pengembangan sistem akuisisi data bertujuan memecah komponen impedansi dalam tubuh yang terdiri dari resistansi (R) dan reaktansi Kapasitif (X_c) Kyle *et.al*, 2004) dan (Pandya, 2010). Kapasitansi(X_c) muncul dari membran sel, dan resistansi(R) muncul karena adanya cairan ekstra dan intraseluler. Pemikiran ini berawal dari kemampuan EIT yang hanya bisa membedakan jaringan yg memiliki impedansi yang berbeda (Ain, 2014; Kirill Y. 2015; D.D. Pak, 2012). Selama ini penelitian sistem EIT belum bisa membedakan jaringan tubuh yang memiliki struktur dan komponen material yang berbeda namun memiliki nilai impedansi sama.

Impedansi Jaringan tubuh terdiri dari komponen resistansi dan capansitansi Kyle *et.al*, 2004) dan (Pandya, 2010). Konsekuensi logis, jika jaringan yang berbeda tetapi memiliki impedansi yang sama, maka jaringan tersebut memiliki nilai resistansi dan reaktansi kapasitif yang berbeda. Demikian juga jika jaringan tubuh dengan anomaly memiliki impedansi sama, sistem EIT tidak bisa membedakan anomaly pada jaringan tersebut. Tujuan dari pemecahan kedua komponen impedansi ini agar EIT mampu membedakan jaringan yang memiliki impedansi yang sama tetapi komponen impedansi

yang berbeda. Asumsi logis dari fenomena jaringan dan anomali yang memiliki impedansi sama atau hampir sama, tetapi keduanya memiliki selisih nilai resistansi atau reaktansi kapasitif yang cukup besar maka anomali pada jaringan tersebut akan tampak pada citranya, hal ini sejalan dengan prinsip dasar EIT (Ain, K., 2014).

Penelitian ini menjelaskan cara memperoleh distribusi secara terpisah komponen impedansi obyek, yaitu distribusi komponen resistansi dan reaktansi kapasitif. Model yang digunakan untuk pengukuran distribusi komponen impedansi jaringan tubuh mengikuti (Mylott, E., *et. al.*, 2014), berupa hubungan rangkaian seri RC . Konsep ini digunakan pada perangkat pengukuran *Bioelectrical Impedance Analysis* (BIA). BIA menggunakan konsep resistansi, kapasitansi, impedansi, dan pergeseran fase pada rangkaian AC. Berbagai bentuk campuran rangkaian seri dan parallel yang terdiri dari R resistor dan C kapasitor dapat digantikan dengan sebuah nilai yang ekuivalen dengan nilai tunggal R dan C yang tersusun secara seri (Rizzoni, 2007). Analog dengan konsep tersebut, tubuh yang terdiri dari jaringan yang terwakili oleh susunan R dan C yang tidak tentu, dapat digantikan dengan rangkaian seri RC dengan nilai R dan C yang nilainya setara.

Rangkaian seri RC digunakan sebagai model komponen jaringan tubuh. Untuk mendapatkan nilai resistansi resistif dan reaktansi kapasitif secara terpisah, dilakukan dengan mengukur besar impedansi dan pergeseran fase antara tegangan listrik pada titik tertentu dengan arus listrik setelah melewati objek. Dengan nilai impedansi dan pergeseran fase yang terukur, dapat dihitung nilai resistansi resistif dan reaktansi kapasitif. Oleh karenanya konsep ini dapat diterapkan untuk menyusun EIT agar mampu memetakan komponen resistansi resistif dan reaktansi kapasitif jaringan tubuh. Distribusi komponen resistansi dengan proses rekonstruksi akan menghasilkan citra real, sementara distribusi komponen reaktansi kapasitif akan menghasilkan citra Imajiner. Dua citra ini dapat digunakan untuk proses identifikasi dan analisis suatu jaringan sehingga hasil diagnose dapat lebih akurat dibandingkan dengan citra tunggal.

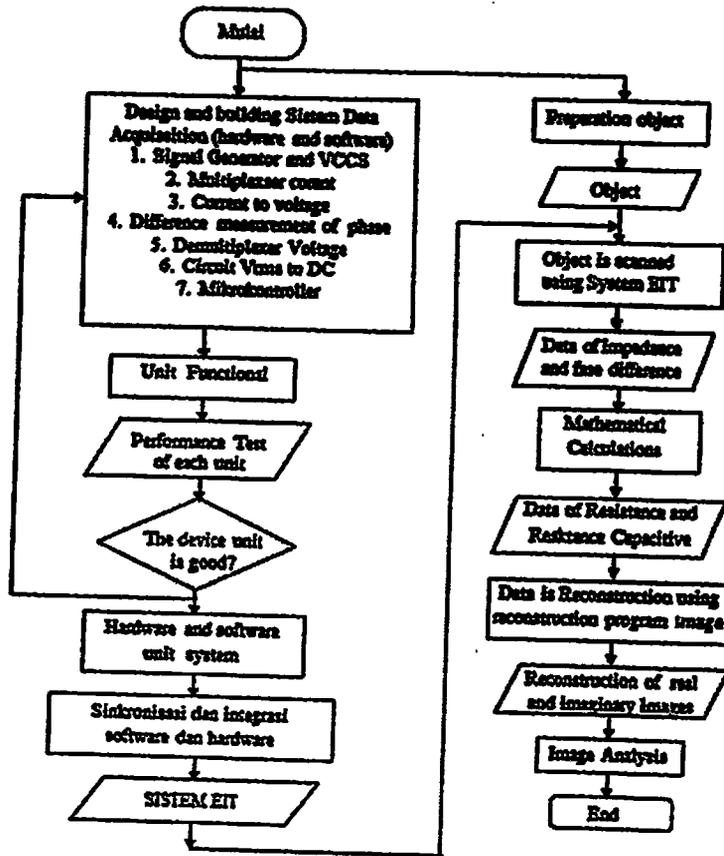
Permasalahannya adalah bagaimana membuat sistem akuisisi data EIT agar dapat memperoleh nilai distribusi resistansi dan kapasitansi tersebut. Cara yang bisa dilakukan adalah dengan menginjeksi arus dan mengukur tegangan dan beda fase untuk memperoleh nilai distribusi komponen impedansi.

II. METODE PENELITIAN

Dalam penelitian ini kami fokus pada sistem tomografi untuk memperoleh citra real dan imajiner. Citra real adalah profile distribusi komponen resistansi dalam tubuh, sedangkan citra real adalah profil distribusi komponen reaktansi kapasitif tubuh. Gambar. 1 menunjukkan diagram skematik prosedur eksperimen untuk mewujudkan sistem tomografi elektrik untuk mendapatkan citra tersebut. Penelitian ini dimulai dari rancang bangun tiap bagian peralatan dan uji kinerja pada masing masing bagian sistem akuisisi data EIT ini. Dari perbagian modul yg sudah dibuat selanjutnya dilakukan integrasi dan sinkronisasi dari perbagian peralatan tersebut beserta software pengendalinya. Pengambilan data adalah langkah eksperimen untuk menguji kinerja dari sistem EIT ini. Tahap terakhir adalah eksperimen untuk menguji kinerja dari peralatan yang sudah dibuat dan diintegrasikan dalam satu kesatuan sistem EIT untuk mendapatkan citra real dan imajiner.

Secara umum dalam rancang bangun hardware sistem akuisisi data dibuat dengan mekanisme elektrik. Yaitu rancang bangun mekanisme rotasi perpindahan injeksi arus listrik secara elektrik melalui electrode. pengukuran tegangan pada electrode yang saling berdekatan (bertetangga), dan pengukuran pergeseran fase antara arus injector terhadap tegangan terukur pada semua electrode. Sistem ini akan menghasilkan distribusi resistansi

dan reaktansi kapasitif secara terpisah. Kinerja sistem diuji dengan menguji perpindahan secara elektrik injeksi arus listrik dan perpindahan secara elektrik pengukuran tegangan pada obyek melalui elektrode. Menguji linieritas modul perbedaan fase dan kedua, memindai objek dengan sistem ini untuk memperoleh data rekonstruksi.



Gambar. 1 Diagram skematik dari prosedur eksperimental

Sumber arus listrik yang digunakan dalam sistem tomografi impedansi elektrik EIT adalah sumber arus listrik bolak balik. Sistem tomografi impedansi elektrik dalam penelitian ini adalah suatu sistem akuisisi yang dapat mengukur distribusi impedansi resistansi dan impedansi reaktansi kapasitif. Dalam eksperimen ini *Phantom* yang digunakan adalah media air dan wortel sebagai anomaly seperti yang terlihat pada Gambar 2. Metode yang digunakan pada proses pengambilan datanya adalah *neighboring*. Dalam metode *neighboring* ini pada prinsipnya adalah dengan memanfaatkan sepasang elektrode sebagai penginjeksi arus dan sepasang elektrode lain saling bersebelahan untuk mengukur tegangan secara bergantian. Pada Gambar 1 ditunjukkan bahwa arus di injeksikan pada electrode 1-2, electrode 1 sebagai ground dan electrode 2 untuk sinyal input arus injeksi. Electrode yang berdekatan 3-4, 4-5, 5-6,..., dan 15-16 adalah beda potensial untuk masing masing electrode. Mekanisme injeksi yang sama dilakukan terhadap elektrode 2-3 sebagai elektrode injeksi arus dan pasangan elektrode yang berdekatan 4-5, 5-6, 6-7,..., dan 16-1 adalah beda potensial untuk masing masing electrode. Demikian dengan mekanisme sama dilakukan terhadap electrode lain yang saling berdekatan, sampai semua electrode yang tersedia telah digunakan untuk injeksi arus ataupun pengukuran tegangan. Untuk mendapatkan distribusi nilai resistansi dan reaktansi kapasitif dalam obyek, langkah yang dilakukan adalah mencari beda fase antara arus injeksi dengan tegangan

terukur pada masing masing electrode. Pengukuran beda fase ini dilakukan pada semua arus injeksi terhadap beda potensial pada semua electrode. Konsep-konsep yang digunakan dalam pengukuran beda fase ini menggunakan konsep rangkaian seri RC (Mylott, E., *et al.*, 2014). Persamaan mengekspresikan impedansi dan sudut fase untuk seri RC sirkuit dengan resistor dan kapasitor diberikan oleh :

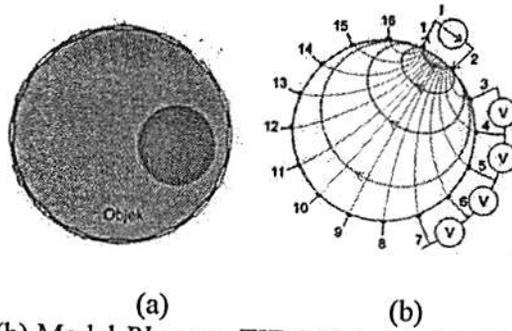
$$z = \sqrt{R^2 + X_c^2} \tag{1}$$

$$\tan \theta = \frac{X_c}{R} \tag{2}$$

di mana Z adalah impedansi, R adalah resistensi, X_c adalah reaktansi kapasitif, dan θ adalah sudut fase. Persamaan ini dapat untuk menyelesaikan R dan X_c , sehingga

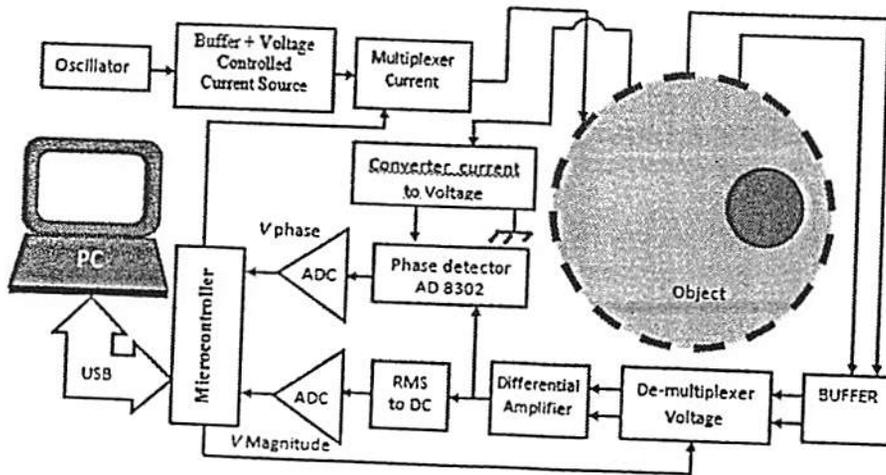
$$R = Z \cos \theta \tag{3}$$

$$X_c = Z \sin \theta \tag{4}$$



Gambar 2. (b) Model Phantom TIE (a) Model Neighboring

Untuk mendapatkan distribusi impedansi resistansi dan reaktansi kapasitif dalam sistem tomografi dapat dilakukan dengan mengukur tegangan pada pasangan elektrode berdekatan dan beda fase tegangan tersebut terhadap arus injeksi. Dengan menggunakan perhitungan dengan menggunakan persamaan (3) dan (4) akan diperoleh komponen resistansi dan reaktansi kapasitif. Diagram blok sistem akuisisi data yang dibuat adalah seperti pada Gambar 3.

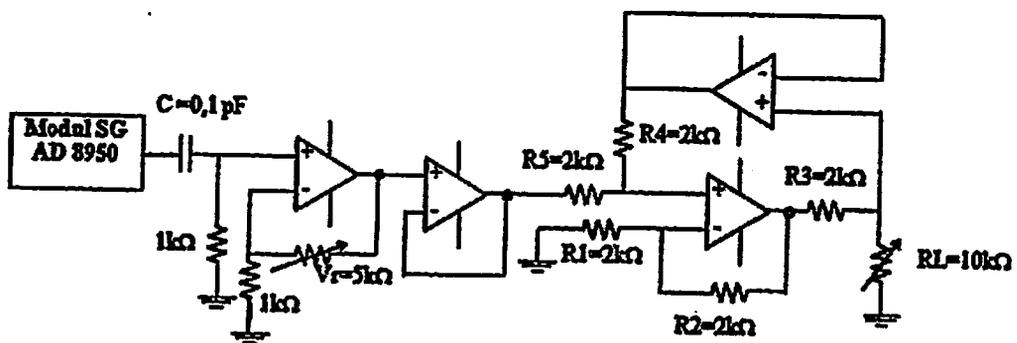


Gambar 3. Diagram Blok Sistem Tomografi Impedansi Elektrik Untuk Citra Fungsional Real dan Imaginer.

Sistem akuisisi tomografi impedansi elektrik ditunjukkan pada Gambar 3. Sistem ini terdiri dari oscillator, buffer dan VCCS (voltage controlled current source), multiplexer injeksi arus, Obyek (phantom), buffer, demultiplexer measurement voltage, Converter Current to Voltage, Differensial amplifier, Fase detector AD 8302 dan Arduino Mega.

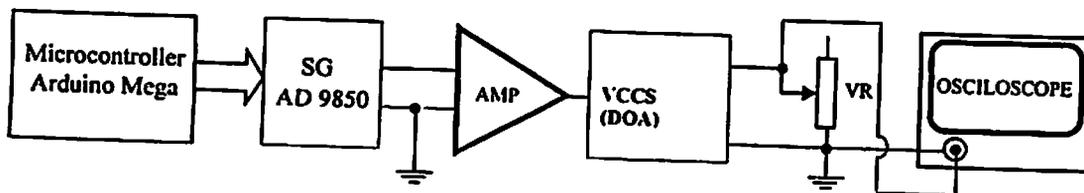
2.1 Generator Current

Sistem tomografi ini dimulai dari oscillator menghasilkan sinyal listrik arus bolak balik sinyal sinusoidal 10 khz dan 100 kHz. Sinyal yang dihasilkan oleh oscillator tersebut dilewatkan pada rangkaian buffer dan VCCS sehingga akan menghasilkan sumber arus konstan pada frekuensi tersebut. Gambar 4 adalah skema modul SG AD 8950, high pass filter, rangkaian penguat, buffer dan VCCS, yang berfungsi sebagai generator pembangkit sinyal dan arus konstan.



Gambar 4. Sebagai generator pembangkit sinyal dan arus konstan

Skema rangkaian pada Gambar 4 ini terdiri dari rangkaian high passed filter, rangkaian penguat multilevel, rangkaian buffer dan rangkaian VCCS DOA (double op-Amp). Resistor pada VCCS R_F , R_s dan R_1 bernilai sama yaitu 2 k Ω . Tegangan maksimum yang dihasilkan oleh Modul AD 8950 adalah 0,313 volt. Fungsi rangkaian penguat ini adalah untuk menguatkan sinyal yang dihasilkan oleh Modul AD 8950. Besar penguatan ini akan berpengaruh terhadap besarnya arus yang dihasilkan oleh VCCS. Besar penguatan yang diberikan tergantung pada besar arus yang diperlukan untuk injeksi. Rangkaian VCCS yang telah dibuat diuji dengan memberi beban R_L bernilai 1, 2 dan 3 k Ω . Pada keluaran VCCS dari hasil uji kestabilan arus keluaran diperoleh data dan grafik kestabilan arus keluaran terhadap frekuensi sinyal masukan VCCS. Gambar 5 adalah setup uji kemampuan kestabilan arus rangkaian VCCS terhadap beban dan frekuensi.



Gambar 5. Setup mekanisme pengujian rangkaian VCCS DOA dengan penambahan penguat untuk Resistor R_F , R_s dan R_1 bernilai sama yaitu 2 k Ω dengan beban R_L bernilai 1, 2 dan 3 k Ω .

2.2. Mekanisme Elektrik *Current Injection* dan *Voltage Measurement*, Rangkaian *Current to Voltage* Untuk Pengukuran Beda Fase.

Pada penelitian ini digunakan 16 elektrode yaitu elektrode $E_1, E_2, E_3, \dots, E_{16}$. Pengukuran tegangan pada sistem EIT ini dimulai injeksi arus AC melalui elektrode yang berdekatan. Proses ini dimulai dari injeksi arus listrik melalui elektrode yang berdekatan yaitu E_1 (sinyal) dan E_2 (ground), pengukuran tegangan pada pasangan elektrode berdekatan yaitu $(E_2-E_3, E_3-E_4, E_4-E_5, \dots, E_{16}-E_1)$. Proses Injeksi arus dilanjutkan pada elektrode E_2 (sinyal) dan E_3 (ground), pengukuran tegangan pada pasangan elektrode bertetangga yaitu $(E_3-E_4, E_4-E_5, E_5-E_6, \dots, E_1-E_2)$. Injeksi dilanjutkan pada E_3 (sinyal) dan E_4 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu $(E_6-E_7, E_7-E_8, E_8-E_9, \dots, E_4-E_3)$. Dan seterusnya sampai semua elektrode yang saling berdekatan menjadi elektrode injeksi arus listrik.

Untuk alasan teknik proses injeksi arus dan pengukuran tegangan dalam sistem ini dibagi dalam dua bagian mekanisme. Mekanisme pertama elektrode ganjil sebagai sinyal dan elektrode genap sebagai ground. Mekanisme kedua elektrode ganjil sebagai ground dan yang ganjil sebagai sinyal.

Pada mekanisme pertama proses ini dimulai dari injeksi arus listrik yang berdekatan yaitu E_1 (sinyal) dan E_2 (ground) pengukuran tegangan dilakukan berpasangan elektrode yang berdekatan yaitu $(E_2-E_3, E_3-E_4, E_4-E_5, \dots, E_{16}-E_1)$. Proses injeksi arus dilanjutkan pada E_3 (sinyal) dan E_4 (ground) dan pengukuran tegangan antara elektrode yang berdekatan yaitu $(E_4-E_5, E_5-E_6, E_6-E_7, \dots, E_2-E_3)$. Injeksi arus dilanjutkan pada E_5 (sinyal) dan E_6 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu $(E_6-E_7, E_7-E_8, E_8-E_9, \dots, E_4-E_5)$. Dan seterusnya

Pada mekanisme kedua proses ini dimulai dari injeksi arus listrik yang berdekatan yaitu E_2 (sinyal) dan E_3 (sinyal) pengukuran tegangan dilakukan berpasangan elektrode yang berdekatan yaitu $(E_2-E_3, E_3-E_4, E_4-E_5, \dots, E_{16}-E_1)$. Proses Injeksi arus dilanjutkan pada E_4 (sinyal) dan E_5 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu $(E_5-E_6, E_7-E_8, E_8-E_9, \dots, E_3-E_4)$. Injeksi arus dilanjutkan pada E_6 (sinyal) dan E_7 (ground) dan pengukuran tegangan dilakukan berpasangan antara elektrode yang berdekatan yaitu $(E_7-E_8, E_8-E_9, E_9-E_{10}, \dots, E_5-E_6)$. Dan seterusnya

Mekanisme Elektrik *Current Injection*

Proses injeksi arus pada sistem EIT ini dilakukan dengan mekanisme elektrik. Proses injeksi arus ini pada Gambar 6 bagian rangkaian *side current*. Mekanisme elektrik untuk pemilihan elektrode injeksi arus pada obyek dengan menggunakan sebuah *multiplexer* IC4052 dan dua buah *demultiplexer* IC 4051. Mekanisme yang sama juga digunakan untuk pemilihan elektrode pada pengukuran beda potensial antara elektrode yang berdekatan, juga dikendalikan dengan dua buah IC 4051. Skema mekanisme elektrik yang dirancang seperti skema rangkaian pada Gambar 6.

arus ke obyek secara bergantian dan berurutan (E₁, E₃, E₅, E₇, E₉, E₁₁, E₁₃, E₁₅) dan berpasangan dengan elektrode (E₂, E₄, E₆, E₈, E₁₀, E₁₂, E₁₄, E₁₆) yang akan diteruskan ke ground melalui IC II 4051 (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) sebagai input dan Y sebagai output. Pengaturan mekanisme pada IC I 4051 melalui CS (A₁, B₁, C₁) sedangkan IC II 4051 melalui CS (A₂, B₂, C₂). Dari pin Y IC II 4051 dihubungkan dengan Z₂ IC 4052 sebagai input yang terhubung dengan output y₁, selanjutnya arus ini melalui resistor yang terhubung dengan ground. Dengan menghubungkan rangkaian penguat Op-Amp secara paralel dengan resistor tersebut maka diperoleh bentuk arus pada resistor atau yang diinjeksikan. Rangkaian penguat Op Amp untuk kasus ini sebagai rangkaian *current to voltage*.

Tabel 2 adalah tabel inialisasi mekanisme elektrik injeksi arus sinyal *In-signal* yang masuk ke 4052, pada IC 4052 x₀ terhubung ke Z₁ dan Z₂ terhubung ke y₀ yang dikontrol dengan CS (INH=0 B₀=0 dan A₀=1). Pada saat yang bersamaan pada ICI 4051 Y sebagai input yang terhubung dengan output (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) dikontrol dengan CS (C₁, B₁, A₁). Pada IC II 4051 (X₁, X₂, X₃, X₄, X₅, X₆, X₇, X₈) sebagai input akan di hubungkan dengan Y terhubung dengan output dikontrol dengan CS (C₂, B₂, A₂). Pengontrolan ini dilakukan secara berurutan dan bergantian.

Tabel 2 Inialisasi mekanisme elektrik untuk sistem injeksi arus listrik ke objek, IC II 4051 untuk kendali konektor sinyal dan IC I 4051 ground.

4052 (Pengubah Arah Arus)									4051 ICI (Ground)																			
CS			INPUT				OUTPUT		INPUT			OUTPUT 4051 ICI (Ground)																
INH	B ₀	A ₀	Z ₀	X ₁	Y ₀	Y ₁	Z ₁	Z ₂	C ₁	B ₁	A ₁	X ₁	X ₂	X ₃	X ₄	X ₅	X ₆	X ₇	X ₈	E ₁	E ₃	E ₅	E ₇	E ₉	E ₁₁	E ₁₃	E ₁₅	
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0

diinjeksikan. Rangkaian penguat Op Amp untuk kasus ini sebagai rangkaian *current to voltage (C to V)*. Dari rangkaian *C to V* ini diperoleh besar dan bentuk sinyal arus injeksi (*signal current*).

Mekanisme Elektrik Voltage Measurement

Proses pengukuran tegangan pada sistem EIT ini dilakukan dengan mekanisme elektrik. Mekanisme elektrik untuk roses pengukuran tegangan adalah rangkain pada Gambar 6 pada bagian rangkaian *side voltage*. Rangkaian tersebut menggunakan buffer op-Amp AD 8039 dan dua buah multiplexer IC 4051. Semua elektrode yang terhubung dengan pengukur tegangan sebelum terhubung dengan multiplexer melalui rangkaian buffer.

Elektrode ganjil ($E_1, E_3, E_5, E_7, E_9, E_{11}, E_{13}, E_{15}$) masing masing terhubung dengan buffer sebelum terhubung dengan multiplexer IC III 4051 berturut turut pada input ($X_1, X_2, X_3, X_4, X_5, X_6, X_7, X_8$). Elektrode genap ($E_2, E_4, E_6, E_8, E_{10}, E_{12}, E_{14}, E_{16}$) masing masing terhubung dengan buffer sebelum terhubung dengan multiplexer IC IV 4051 berturut turut pada input ($X_1, X_2, X_3, X_4, X_5, X_6, X_7, X_8$).

Sesuai dengan penjelasan sebelumnya bahwa pengukuran tegangan pada pasangan elektrode dilakukan setelah injeksi arus. Pemilihan elektrode ganjil yang aktif dikendalikan oleh IC III 4051 melalui CS (A_3, B_3, C_3) sedangkan pemilihan elektrode genab yang aktif dikendalikan oleh IC IV 4051 melalui CS (A_4, B_4, C_4). Inisialisasi elektrode yang aktif sesuai dengan Tabel 5.7. Sebagai contoh misalkan akan mengukur tegangan antara E_1 - E_2 maka kita harus mengaktifkan elektrode 1 dan elektrode 2 dengan memberi nilai CS pada IC III 4051 ($A_3=0, B_3=0, C_3=0$) dan CS pada IC IV 4051 ($A_4=0, B_4=0, C_4=0$). Dan seterusnya dengan cara yang sama untuk mengaktifkan elektrode pada pengukuran tegangan ini dilakukan dengan merubah kedua input CS secara bersamaan sesuai dengan Tabel 3.

Tabel 3. Inisialisasi mekanisme elektrik pengukuran tegangan pasangan elektrode berdekatan dengan IC III 4051 untuk elektrode ganjil dan IC IV 4051 elektrode genap.

INPUT			OUTPUT 4051 IC III								Keterangan
CS			E1	E3	E5	E7	E9	E11	E13	E15	
C_3	B_3	A_3	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8	
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	Elektrode 1 Aktif
0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	Elektrode 3 Aktif
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	Elektrode 5 Aktif
0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	Elektrode 7 Aktif
1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	Elektrode 9 Aktif
1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	Elektrode 11 Aktif
1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	Elektrode 13Aktif
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	Elektrode 15 Aktif

INPUT			OUTPUT 4051 IC IV								Keterangan
CS			E2	E4	E6	E8	E10	E12	E14	E16	
C_4	B_4	A_4	X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8	
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	Elektrode 2 Aktif
0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	Elektrode 4 Aktif
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	Elektrode 6 Aktif
0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	Elektrode 8 Aktif
1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	Elektrode 10 Aktif
1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	Elektrode 12 Aktif
1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	Elektrode 14 Aktif
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	Elektrode 16 Aktif

Dari output pin Y IC III 4051 dan Y IC IV 4051 dihubungkan dengan penguat differensiator. Output dari differensiator amplifier ini akan menghasilkan besar dan bentuk tegangan antara kedua elektrode. Output tegangan ini memberikan bentuk dan besar tegangan yang melewati bagian dari obyek antara elektrode berdekatan. Bentuk dari sinyal ini yang menghasilkan "signal voltage".

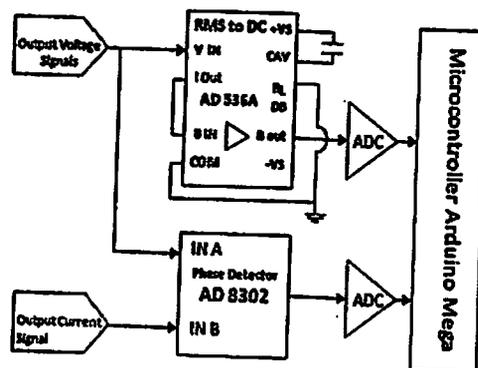
2.3 Mekanisme Elektrik Pengukuran Beda Fase.

Dari dua sinyal yaitu *current signal* dan *voltage signal*, kedua sinyal ini akan memberikan informasi tentang beda fase antara arus yang diinjeksikan dengan tegangan yang melewati bagian tertentu dari obyek. Agar kedua sinyal ini dapat memberikan informasi tentang beda fase, maka kedua sinyal tersebut diolah dengan rangkaian phase detektor. Secara umum skema rangkaian tersebut ditunjukkan pada Gambar 7. Pada rangkaian tersebut ditunjukkan bahwa kedua sinyal *output voltage signals* dan *output current signals* terhubung dengan input A dan Input B phase detector AD8302. Keluaran dari rangkaian phase detektor adalah tegangan DC yang memenuhi persamaan (5) yang berkaitan dengan besarnya beda fase dari kedua sinyal tersebut. V_{PSET} adalah tegangan keluaran dari modul AD 8302 yang menyatakan nilai fase, yang terhubung dengan tegangan reference.

$$V_{PSET} (V) = -10 mV^{\circ} (|Phase^{SP} (^{\circ})| - 90^{\circ}) + 900 mV$$

$$- \{ \{ V_{PSET} (V) - 900 mV \} / 10 mV^{\circ} \} + 90^{\circ} = |Phase^{SP} (^{\circ})|$$

$$- \{ \{ V_{PSET} (V) - 900 mV \} / 10 mV^{\circ} \} + 90^{\circ} = Phase^{SP} (^{\circ}) \tag{5}$$

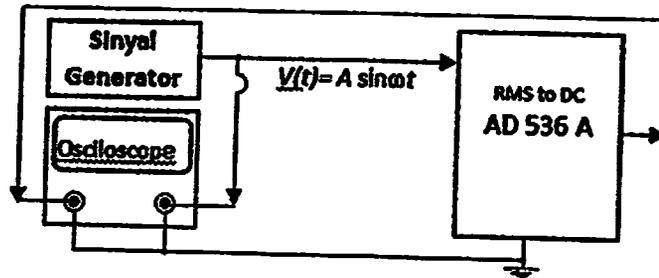


Gambar 7 Skema rangkaian untuk pengukuran beda fase arus injeksi dan beda potensial yang melewati obyek.

Tinjauan lain pada rangkaian Gambar 7, *output voltage signal* dihubungkan dengan V_{in} rangkaian AD 536A RMS to DC. *Output voltage signal* ini adalah hasil diferensiasi dari sinyal pada dua elektrode yang berdekatan berbentuk sinyal sinusoida. Rangkaian RMS to DC ini disebut juga sebagai rangkaian converter RMS to DC. Jika sinyal sinusoida adalah input dari rangkaian ini maka keluarannya adalah nilai V_{rms} dari sinyal sinusoidal tersebut. Jadi tegangan keluaran DC dari rangkaian tersebut merupakan V_{rms} dari sinyal Inputnya. Dari rangkaian ini nilai magnitudenya (Z) dapat dihitung. Pada skema rangkaian Gambar 7, ada dua langkah untuk menguji linerja dari kinerja dari sub sistem rangkaian ini yaitu uji linieritas V_{rms} to DC dan Uji linieritas rangkaian Phase detektor AD 8302.

Uji Linieritas Vrms to DC

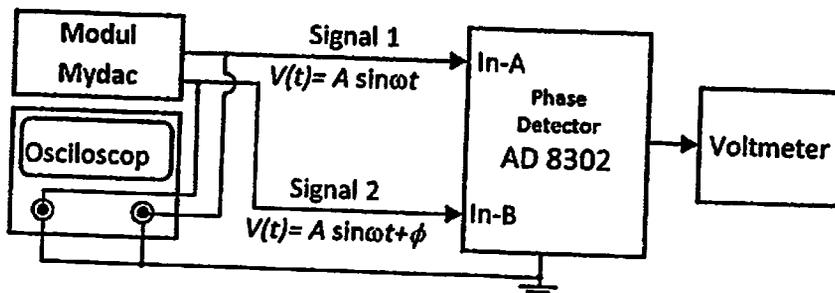
Proses ini adalah suatu eksperimen yang dilakukan untuk menguji linieritas input dan output dari rangkaian RMS to DC. Alat yang digunakan pada uji kinerja phase detector antara lain: sinyal generator, rangkaian RMS to DC dan oscilloscope digital. Setup alat pada uji ini seperti pada Gambar 8.



Gambar 8 Setup alat uji linieritas rangkaian RMS to DC

Uji Kinerja rangkaian Phase detektor AD 8302

Alat yang digunakan pada uji kinerja phase detector antara lain : modul Mydac, phase detector , oscilloscope dan Voltmeter. Uji ini dilakukan dengan menggunakan sinyal generator MyDac yang bisa menghasilkan dua sinyal yang berbeda karakteristiknya. Alur proses pengujiannya dimulai dengan membangkitkan Sinyal 1 dan 2 dengan frekuensi yang sama, tetapi sinyal dua ada penambahan beda fase yang dapat diubah-ubah nilainya. Sinyal 1 dengan sinyal $V(t) = A \sin \omega t$ pada phase detektor menjadi input A dan sinyal 2 dengan sinyal $V(t) = A \sin \omega t + \phi$ menjadi inbut B. Output dari detector phase AD 8302 berupa tegangan DC yang terukur oleh multimeter sebagai fungsi linier dari beda fase. Setup alat uji linieritas Phase Detector ditunjukkan pada Gambar 9.



Gambar 9 Setup alat uji linieritas rangkaian Phase Detector

2.4. Forward problem

2.5. Rekonstruksi

Rekonstruksi citra dilakukan menggunakan software matlab dengan metode rekonstruksi *Filtere Back Projection*. Algoritma metode ini disusun berdasarkan koleksi data *neighboring* dengan geometri berbentuk lingkaran dan berbasis equipotensial. Algoritma *Filtered Back Projection* berbasis equipotensial pertama kali diusulkan oleh Barber-Brown yang dalam notasi matriks dapat dinyatakan pada persamaan (6) (Ain, 2014).

$$[\delta \rho_n]_{(px1)} = [F]_{(pxp)} [B]_{(pxq^2)} [\delta V_n]_{(q^2x1)} \tag{6}$$

dengan p adalah jumlah elemen dan q adalah jumlah elektroda, $[B]$ adalah matriks bobot *Back Projection*, $[F]$ adalah matriks representasi dari filter, $[\delta V_n]$ adalah perubahan potensial batas ternormalisir, dan $[\delta \rho_n]$ adalah perubahan distribusi impedansi yang ternormalisir.

Metode linierisasi mengasumsikan bahwa perubahan potensial batas merupakan fungsi linier terhadap perubahan konduktivitas (Ain 2014), sehingga persamaan (7) dapat dituliskan dalam bentuk matriks yang dapat dilihat pada persamaan (7).

$$[\delta V]_{(q^2 \times 1)} = [S]_{(q^2 \times p)} [\delta \rho]_{(p \times p)} \tag{7}$$

Dengan $[\delta V]$ adalah perubahan potensial batas, $[S]$ adalah matriks sensitivitas, dan $[\delta \rho]$ adalah perubahan resistivitas. Langkah-langkah yang dapat dilakukan untuk mendapatkan matriks sensitivitas $[S]$ adalah dengan cara melakukan variasi $\delta \rho$ pada seluruh elemen pada persamaan (10).

Persamaan (7) dapat diselesaikan setelah matriks $[S]$ ditemukan dengan cara melakukan manipulasi aljabar. Namun karena matriks $[S]$ bukan *square* maka $[\delta \rho]$ tidak dapat diperoleh secara langsung.

$$[S]^T_{(p \times q^2)} [\delta V]_{(q^2 \times 1)} = [S]^T_{(p \times q^2)} [S]_{(q^2 \times p)} [\delta \rho]_{(p \times p)} \tag{8}$$

$$[\delta V]_{(q^2 \times 1)} = ([S]^T [S])^{-1}_{(p \times p)} [S]^T_{(p \times q^2)} [\delta \rho]_{(p \times p)} \tag{9}$$

Umumnya $[S]^T [S]$ adalah matriks *singular* sehingga matriks tersebut tidak memiliki *invers*. Untuk menyelesaikan permasalahan tersebut maka dapat digunakan regulasi Tikonov sehingga matriks tersebut memiliki *invers*.

$$[\delta \rho]_{(q^2 \times 1)} = ([S]^T [S] + \alpha I)^{-1}_{(p \times p)} [S]^T_{(p \times q^2)} [\delta V]_{(p \times p)} \tag{10}$$

Dengan α adalah parameter regulasi dan I adalah matriks identitas.

Dalam penelitian ini, untuk mendapatkan citra real dan citra imajiner maka impedansi dipecah menjadi dua yaitu komponen resistansi dan reaktansi kapasitif. Persamaan (10) yang menghubungkan antara impedansi dengan komponen resistansi dan komponen reaktansi kapasitif. Untuk mendapatkan citra Real maka persamaan (10) menjadi persamaan (11)

$$[\delta \rho_R]_{(q^2 \times 1)} = ([S]^T [S] + \alpha I)^{-1}_{(p \times p)} [S]^T_{(p \times q^2)} [\delta V_R]_{(p \times p)} \tag{11}$$

Persamaan (10) yang menghubungkan impedansi dengan komponen reaktansi kapasitif. Untuk mendapatkan citra Imajiner maka persamaan (10) menjadi persamaan (12)

$$[\delta \rho_{Xc}]_{(q^2 \times 1)} = ([S]^T [S] + \alpha I)^{-1}_{(p \times p)} [S]^T_{(p \times q^2)} [\delta V_{Xc}]_{(p \times p)} \tag{12}$$

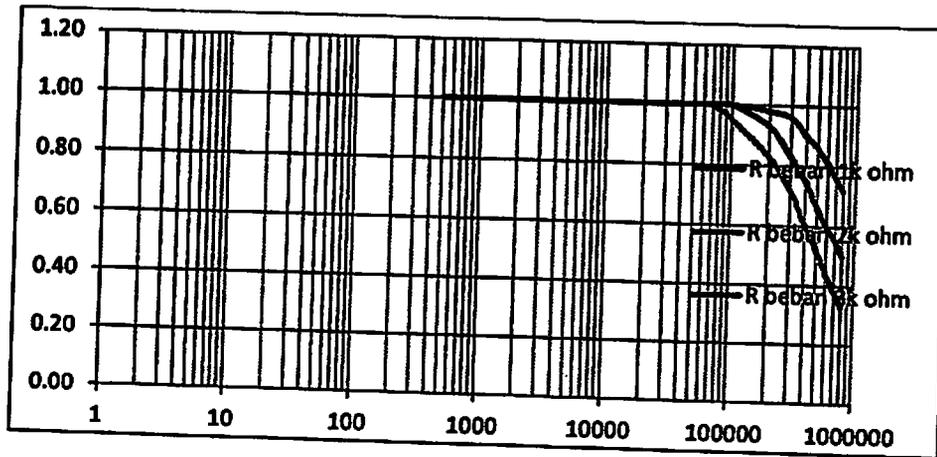
3. HASIL DAN PEMBAHASAN :

Beberapa data yang mendukung eksperimen ini adalah kestabilan generator arus, linieritas V_{rms} to DC, linieritas rangkaian *Phase detektor* AD 8302. Dan hasil kinerja dari sistem secara keseluruhan.

Grafik pada Gambar 10 menunjukkan bahwa rangkaian penguat mampu memperlebar daerah stabil frekuensi arus yang dihasilkan dibandingkan dengan Table 5.2 dan Gambar 5.6 . Pada Gambar 5.10, Terlihat bahwa untuk beban $1k\Omega$ dan $2k\Omega$ memiliki daerah stabil yang sama. Sementara untuk beban $3k\Omega$ terlihat bahwa terjadi pergeseran frekuensi yang lebih kecil. Analisis grafik pada Gambar 5.8. dan grafik Gambar 5.10 untuk resistor R_F , R_s dan R_l pada VCC bernilai sama yaitu $2k\Omega$, untuk beban yang nilainya dibawah $2k\Omega$ memiliki daerah frekuensi arus stabil yang lebih lebar, dibandingkan dengan beban yang

nilainya diatas 2 kΩ. Tampak dari data data tersebut bahwa arus stabil yang dihasilkan VCCS mempunyai nilai tertentu yang sama untuk besar beban yang tidak melebihi R_F , R_s dan R_1 , untuk nilai yang sama.

Dari grafik tersebut dapat ditarik sebuah kesimpulan bahwa VCCS yang tersusun dari R_F , R_s dan R_1 bernilai sama yaitu X kΩ, maka VCCS tersebut akan memiliki daerah frekuensi stabil tertentu dan kestabilan arus tersebut akan sama untuk beban R_L yang tidak melampaui Resistansi X. Bila dihubungkan dengan persamaan (1) maka kestabilan arus VCCS akan memiliki daerah frekuensi yang lebih lebar dengan memperbesar resistansi penyusun VCCS dengan nilai yang sama, dan untuk memperbesar arus dapat dilakukan dengan menguatkan tegangan inputnya.



Gambar 10 Grafik Rangkaian VCCS x-frekuensi (kHz), y- arus (milliampere) untuk resistansi sama dengan nilai 2 kΩ dan resistansi beban 1, 2, 3 kΩ

Tabel 5.8 Nilai tegangan RMS dan keluaran tegangan DC pada rangkaian RMS to DC

Frekuensi (Hz)	Tegangan Input (Vrms)	Tegangan Output (VDC)	Sinyal DC
50	3.72	3.852	Stabil
100	3.72	3.851	Stabil
200	3.72	3.850	Stabil
300	3.72	3.850	Stabil
400	3.70	3.852	Stabil
500	3.72	3.854	Stabil
600	3.72	3.860	Stabil
700	3.72	3.864	Stabil
800	3.74	3.867	Stabil
900	3.74	3.868	Stabil
1.0k	3.74	3.869	Stabil
2.0k	3.75	3.878	Stabil
3.0k	3.76	3.880	Stabil
4.0k	3.76	3.881	Stabil
5.0k	3.76	3.881	Stabil
10.0k	3.76	3.882	Stabil

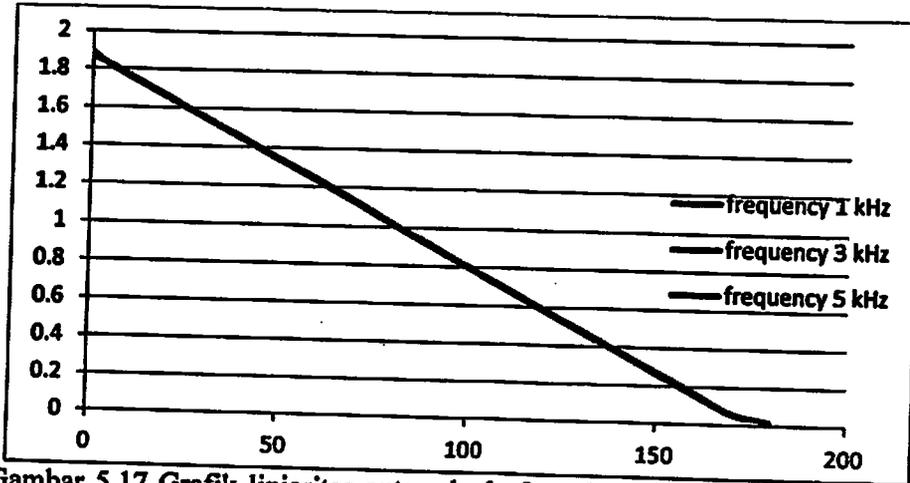
20.0k	3.75	3.882	Stabil
30.0k	3.72	3.883	Stabil
40.0k	3.70	3.883	Stabil
50.0k	3.67	3.881	Stabil
70.0k	3.64	3.875	Stabil
100k	3.60	3.875	Stabil
200k	3.53	3.888	Tidak stabil
300k	3.48	3.914	Tidak stabil
400k	3.44	3.937	Tidak stabil
500k	3.41	3.946	Tidak stabil
600k	3.29	3.844	Tidak stabil
1.107M	3.21	3.797	Tidak stabil
2.211M	2.95	3.730	Tidak stabil
3.090M	2.76	2.883	Stabil
4.055M	2.55	2.574	Stabil
5.088M	2.45	1.793	Stabil

Pada uji kinerja ini, data pertama yang diperoleh adalah uji linieritas hubungan antara beda fase antara dua sinyal dengan tegangan keluaran *phase detector* ditunjukkan pada Tabel 5.9. Data kedua adalah hubungan pengaruh perbedaan amplitude kedua sinyal terhadap tegangan keluaran *phase detector* ditunjukkan pada Tabel 5.9.

Tabel 5.9 Hubungan beda fase antara dua sinyal dengan tegangan keluaran *phase detector*

No	Beda fase sinyal 1 dan 2 (derajat)	Tegangan Keluaran phase detector antara dua sinyal untuk Frekuensi (volt)		
		1 kHz	3 kHz	5 kHz
1	0	1.884	1.871	1.866
2	5	1.814	1.818	1.821
3	10	1.76	1.766	1.764
4	20	1.655	1.661	1.662
5	30	1.55	1.554	1.552
6	40	1.442	1.448	1.45
7	50	1.335	1.341	1.342
8	60	1.228	1.234	1.24
9	70	1.122	1.127	1.132
10	80	1.013	1.019	1.019
11	90	0.905	0.911	0.914
12	100	0.798	0.804	0.801
13	110	0.691	0.697	0.698
14	120	0.584	0.589	0.587
15	130	0.476	0.482	0.484
16	140	0.369	0.375	0.376

17	150	0.263	0.27	0.275
18	160	0.158	0.164	0.169
19	170	0.056	0.061	0.061
20	180	0.016	0.017	0.017



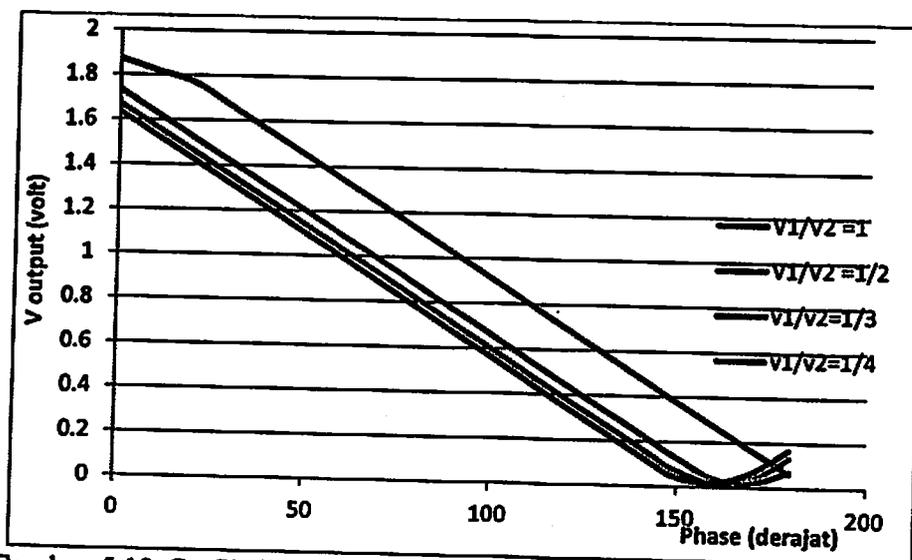
Gambar 5.17 Grafik linieritas antara beda fase dan tegangan keluaran pada phase detektor

Data kedua pada Tabel 5.10. adalah hubungan pengaruh perbedaan amplitude kedua sinyal terhadap tegangan keluaran *phase detector*.

Tabel 5.10 Pengaruh perbedaan amplitude kedua sinyal terhadap tegangan keluaran *phase detector*

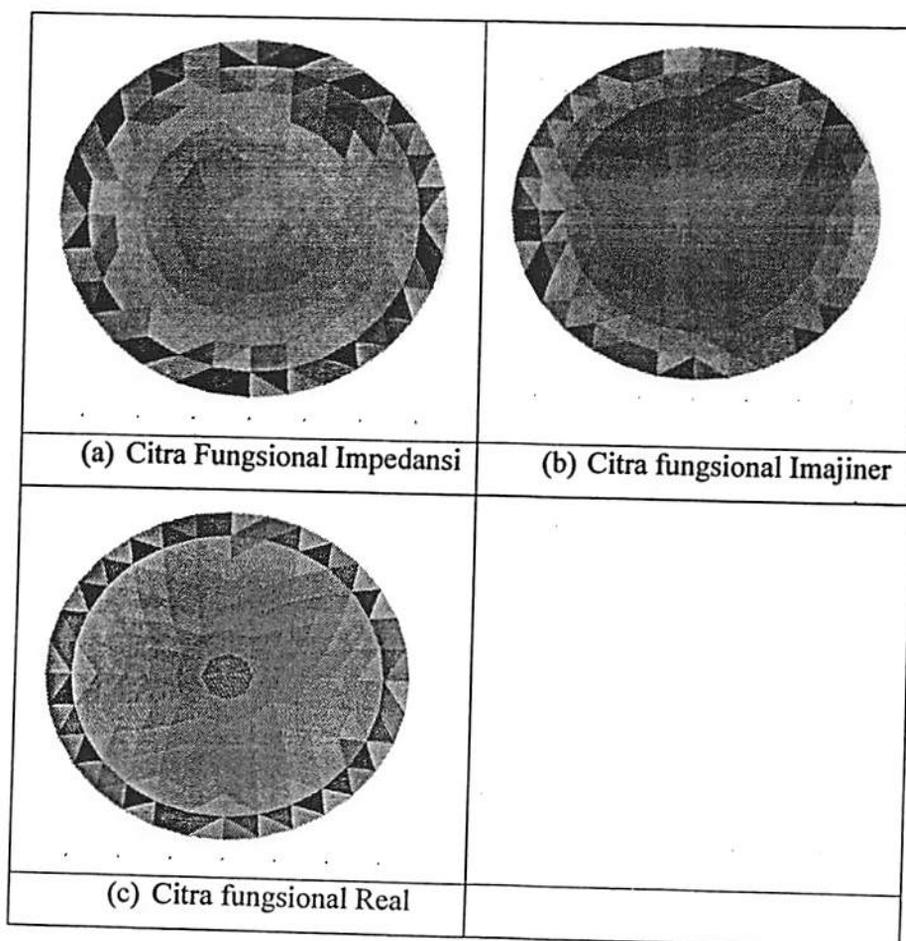
No	Phase (derajat)	Perbandingan Amplitudo Sinyal (V_1/V_2)			
		1:02	1:02	1:03	1:04
1	0	1.871	1.733	1.671	1.634
2	10	1.818	1.627	1.565	1.528
3	20	1.766	1.52	1.459	1.422
4	30	1.661	1.413	1.352	1.314
5	40	1.554	1.306	1.244	1.206
6	50	1.448	1.199	1.137	1.099
7	60	1.341	1.091	1.029	0.992
8	70	1.234	0.984	0.922	0.884
9	80	1.127	0.877	0.815	0.777
10	90	1.019	0.769	0.707	0.669
11	100	0.911	0.662	0.599	0.562
12	110	0.804	0.554	0.492	0.455
13	120	0.697	0.447	0.386	0.349
14	130	0.589	0.341	0.28	0.242
15	140	0.482	0.236	0.174	0.137
16	150	0.375	0.129	0.07	0.04
17	160	0.27	0.036	0.018	0.017
18	170	0.164	0.018	0.036	0.064
19	180	0.061	0.07	0.13	0.167

Tabel 5.10 adalah hasil tabulasi dari hasil eksperimen yang diperoleh dari pengukuran tegangan keluaran dari phase detector. Setup eksperimen seperti Gambar 5.16. Dalam eksperimen ini Input sinyal 1 dan sinyal 2 besar amplitudonya dibuat berbeda dengan perbandingan 1:1, 1:2, 1:3 dan 1:4. Dengan perubahan phase sinyal 2 terhadap sinyal 1 seperti yang tertera pada tabel. Sinyal 1 dan sinyal 2 keduanya sama sama dibangkitkan pada frekuensi 3 kHz. Dari data yang ada linieritas dari output phase detektor menunjukkan pola linieritas yang sama meskipun kedua input rangkaian tersebut amplitudonya berbeda, ditunjukkan pada Gambar 5.18. Namun kelihatan pada grafik bahwa perbedaan amplitudo dari kedua sinyal akan menggeser linieritas tegangan keluarannya.



Gambar 5.18 Grafik linieritas keluaran detektor phase terhadap perbedaan amplitudo kedua sinyal

Dari bagian-bagian yang telah dirancang dan beberapa modul yang tersedia telah diintegrasikan dalam satu kesatuan fungsional sistem *electric impedance tomography* (EIT). Sistem EIT yang telah terintegrasi seperti yang ditunjukkan dalam Gambar 5.19. Sistem EIT ini didesain agar dapat memisahkan distribusi reaktansi kapasitif dan resistansi. Untuk pemisahan kedua komponen tersebut diasumsikan bahwa skema dari komponen resistor dan kapasitor adalah terhubung seri.



Gambar 5.20. Citra fungsional hasil rekonstruksi (a) Citra Fungsional Impedansi (b) Citra fungsional Imajiner (c) Citra fungsional Real

4. Kesimpulan

Dalam penelitian ini telah berhasil dibuat prototipe sistem EIT yang dapat digunakan untuk memisahkan komponen impedansi yaitu komponen reaktansi resistif dan reaktansi kapasitif. Ekperimen ini menggunakan arus listrik AC dengan dua frekuensi yaitu 10 kHz dan 100 kHz. Dengan dua sumber arus pada frekuensi yang berbeda diperoleh perubahan nilai impedansi dan reaktansi kapasitif. Dengan algoritma forward problem dan invers problem diperoleh citra fungsional impedansi dan citra fungsional reaktansi kapasitif. Oleh karena itu dapat ditarik kesimpulan:

1. Sistem EIT ini dapat menghasilkan citra fungsional impedansi dan citra fungsional reaktansi kapasitif.
2. Citra fungsional reaktansi kapasitif lebih sensitif untuk mendeteksi anomali dibanding dengan citra fungsional impedansi. Hal terlihat dari citra reaktansi kapasitif wortel sebagai anomali pada air kelihatan lebih jelas dibandingkan pada citra fungsional impedansi.
3. Anomali pada Citra reaktansi resistif masih belum kelihatan, Asumsi karena resistansi pada wortel bernilai sama dengan medium air.

- [1] Ain, K. 2014, Tomography of Dual modality Electrical And Acoustical Properties To Increase Image Quality, Disertasi Jurusan Teknik Fisika ITB, Bandung.
- [2] T. K. Bera • J. Nagaraju • Gilles Lubineau(2016), Electrical impedance spectroscopy (EIS)-based evaluation of biological tissue phantoms to study multifrequency electrical impedance tomography (MF-EIT) systems, publisher : IEEE
- [3] Gang Hu and Bin He, 2011, Magnetoacoustic Imaging of Electrical Conductivity of Biological Tissues at a Spatial Resolution Better than 2 mm, Vol. 6, issue 8 (<http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0023421>).
- [4] M. Khalighi, B.V. Vahdat, M. Mortazavi, and M. Soleimani, "Practical Design of Low-cost Instrumentation For Industrial Electrical Impedance Tomography (EIT)", IEEE, 2012.
- [5] J. Karsten,a,c M.K. Bohlmann,b B. Sedemund-Adib,c J. Wientz,c H. Paarmann,c, P. Iblher,c T. Meier,d H. Heinze,c 2012 Electrical impedance tomography may optimize ventilation in a postpartum woman with respiratory failure 0959-289X/\$ - see front matter © 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.
- [6] Kirill Y. Aristovich, Brett C. Packham, HwanKoo, Gustavo Sato dos Santos, Andy McEvoy, David S. Holder, 2013 Imaging fast electrical activity in the brain with electrical impedance tomography, *NeuroImage Volume 124, Part A*, 1 January 2016, Pages 204-213
- [7] Mylott, E., Kutschera, E., and Widenhor, R., 2014, Bioelectrical impedance analysis as a laboratory activity: At the interface of physics and the body, *American Journal. Physics*, Vol. 82, No. 5.
- [8] D. D. Pak, N. I. Rozhkova, M. N. Kireeva, M. V. Ermoshchenkova*, A. A. Nazarov, D. K. Fomin, and N. A. Rubtsova, 2012, Diagnosis of Breast Cancer Using Electrical Impedance Tomography, *Biomedical Engineering, Vol. 46, No. 4, November, 2012, pp. 154-157*.
- [9] Pandya, A. S., Arimoto, A., Agarwal, A., Kinouchi, Y. 2010, *Anovel Approach for measuring Electrical Impedance Tomography for Local Tissue with Artificial Intelligent Algorithm*, *International Journal of Biometrics and Bioinformatics, (IJBB)*, volume (3); Issue (5).
- [10] Rizzoni, G. 2007, Principles and Applications of Electrical Engineering, Fifth Edition, McGraw-Hill, New York, Printed in Singapore. ISBN:007-125444-7.
- [11] P. C. Shetye, A. A. Ghatol, V. N. Ghatge, and S. R. Patil, 2015, Detection of Breast Cancer Using Electrical Impedance and RBF Neural Network. *International Journal of Information and Electronics Engineering, Vol. 5, No. 5, September 2015*
- [12] G. Singh, S. Anand, B. Lall, A. Srivastava, and V. Singh, "Development of a Microcontroller based Electrical Impedance Tomography System", *Newdelhi, 2012*.
- [13] E. Teschner, M. Imhoff, and S. Leonhardt, "Electrical Impedance Tomography: The realisation of regional ventilation monitoring 2nd edition", Drager, Technology for life, 2013
- [14] Ukhrowiyah 2016, development of reconstruction methods Quasi reference and Newton's Pre-iteration in continuous wave Diffuse optical tomography systems, dissertation

