



TESIS - SF185401

**RANCANG BANGUN SISTEM TERPADU
ELECTRICAL IMPEDANCE CARDIOGRAPHY DAN
*TOMOGRAPHY (EICT)***

FAJAR TIMUR
01111850010019

DOSEN PEMBIMBING
Endarko, M.Si, Ph.D.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN ANALITIKA DATA
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

“Halaman ini sengaja dikosongkan”



TESIS - SF185401

**RANCANG BANGUN SISTEM TERPADU
ELECTRICAL IMPEDANCE CARDIOGRAPHY DAN
TOMOGRAPHY (EICT)**

FAJAR TIMUR
01111850010019

DOSEN PEMBIMBING
Endarko, M.Si, Ph.D.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN ANALITIKA DATA
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

“Halaman ini sengaja dikosongkan”



TESIS - SF185401

Design of Integrated Electrical Impedance Cardiography and Tomography (EICT) System

FAJAR TIMUR
01111850010019

SUPERVISOR
Endarko, M.Si, Ph.D.

MAGISTER PROGRAM
MEDICAL PHYSICS AND BIOPHYSICS
DEPARTMENT OF PHYSICS
FACULTY OF SCIENCE AND DATA ANALYTICS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2019

“This page intentionally left blank”

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar

Magister Sains (M.Si)

di

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

FAJAR TIMUR

NRP: 01111850010019

Tanggal Ujian: Selasa, 14 Januari 2020

Periode Wisuda Maret 2020

Disetujui oleh:

Pembimbing:

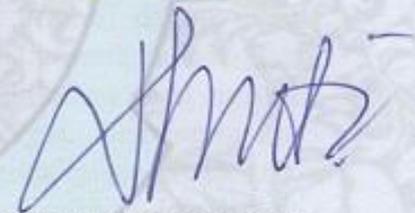
1. Endarko, M.Si, Ph.D
NIP.19741117.199903.1.001



.....

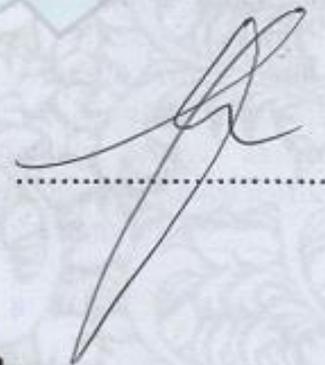
Penguji:

1. Prof. Dr. rer. nat. Agus Rubiyanto, M. Eng. Sc.
NIP. 19650619 198903.1.001



.....

2. Dr. Drs. Mochammad Zainuri, M.Si.
NIP. 19640130.199002.1.001



.....

Kepala Departemen Fisika
Fakultas Sains dan Analitika Data



Dr. Gatut Yudhoyono, MT.
NIP. 19640616 198903.1.004

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

RANCANG BANGUN SISTEM TERPADU *ELECTRICAL IMPEDANCE CARDIOGRAPHY* DAN *TOMOGRAPHY* (EICT)

Nama : Fajar Timur
NRP : 01111850010019
Pembimbing : Endarko, M.Si,Ph.D.

ABSTRAK

Salah satu aspek penting dalam dunia medis adalah bagaimana melakukan diagnosis dan pengawasan pada keadaan fungsional organ tubuh, karena proses tersebut merupakan tahap awal untuk mengetahui ada tidaknya penyakit. Pada penelitian ini telah berhasil dibuat sebuah alat terpadu *electrical impedance cardiography* dan *tomography* (EICT) yang dapat berfungsi sebagai elektrokardiografi dan tomografi. Alat ini bekerja menggunakan prinsip kerja pengukuran impedansi listrik pada tubuh manusia (*bioimpedance*). Tomografi merupakan metode pencitraan medis non invasif yang dapat digunakan untuk melakukan diagnosis dan pengawasan fungsional organ tubuh. Alat ini memiliki beberapa keunggulan antara lain non invasif, non radiasi pengion, mudah diaplikasikan, murah, dan portabel. Metode kerja alat kardiografi dalam yaitu dengan menginjeksikan arus listrik dan mengukur nilai tegangan listrik pada bagian leher dan sekitar diafragma subyek. Proses pengujian alat dilakukan pada subyek dengan kondisi kesehatan baik, dengan posisi duduk dan tegak. Sementara itu, metode kerja untuk alat tomografi yaitu dengan dengan menginjeksikan arus listrik dan mengukur nilai tegangan pada phantom uji. Proses penginjeksian arus listrik dan pengukuran tegangan listrik pada phantom dilakukan dengan elektroda sebanyak 16 unit dengan konfigurasi tetangga (*neighboring method*). Data nilai tegangan yang diperoleh akan diolah dengan bantuan *software python* untuk menghasilkan citra dari phantom uji. Hasil yang dicapai adalah alat yg dibuat mampu digunakan untuk mengilustrasikan grafik detak jantung sebagai akibat adanya aktifitas kardiovaskular, dan fungsi alat tomografi berbasis impedansi listrik dapat digunakan untuk memberikan citra pengamatan dari phantom uji.

Kata kunci: Electrical Impedance Tomography, Electrical Impedance Cardiography, Bioimpedance

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DESIGN OF INTEGRATED ELECTRICAL IMPEDANCE CARDIOGRAPHY AND TOMOGRAPHY (EICT) SYSTEM

Name : Fajar Timur
Student Identity Number : 01111850010019
Supervisor : Endarko, M.Si,Ph.D.

ABSTRACT

A critical aspect in the medical field is how to diagnose and monitor the functional state of the organs inside the body. These processes are the initial stage to find out whether there is a disease or not. In this study, an Integrated Electrical Impedance Cardiography and Tomography (EICT) System that have a function as an electrocardiography and tomography device have been successfully fabricated. Tomography is a non-invasive medical imaging method that can be used to check and monitor the functional state of the organs. The device that have been fabricated in this research has several advantages, including non-invasive, non-ionizing radiation, easy to apply, inexpensive, and portable. The working principle in cardiography is by injecting electric current and then measuring the value of the electrical voltage in the neck and around the diaphragm of the subject. The testing process is carried out on patients in good health and in the positions of sitting and upright. Meanwhile, the working principle of the tomography is by injecting an electric current and measuring the voltage value on the phantom test. The process of injecting electric current and measuring the voltage on the phantom is done with 16 units of electrodes with a neighboring electrode configuration. The voltage data value obtained will be processed with the help of python software to produce images from the phantom test. The results achieved are tools that are capable of being used to illustrate heart rate charts as a result of cardiovascular activity, and the function of an electrical impedance-based tomography tool can be used to provide observational images from phantom test.

***Keywords: Electrical Impedance Tomography, Electrical Impedance
Cardiography, Bioimpedance***

“This page intentionally left blank”

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis ucapkan kepada Allah SWT, Tuhan semesta alam atas segala karunia, nikmat dan ridlo yang telah dicurahkan kepada penulis sehingga Tesis penelitian dengan judul: "**RANCANG BANGUN SISTEM TERPADU *ELECTRICAL IMPEDANCE CARDIOGRAPHY* DAN *TOMOGRAPHY (EICT)***" dapat selesai ditulis sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains (M.Si) pada Bidang Fisika Medis, Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Analisa Data ITS Surabaya. Tak lupa sholawat serta salam kami haturkan kepada junjungan kita semua, Nabi Besar Muhammad Rasulullah SAW yang berkat bimbingan beliau kita dapat mengenal dan merasakan nikmat iman dan islam. Penulis menyadari bahwa terselesaikannya penyusunan Tesis ini tidak terlepas dari bantuan dan dukungan dari berbagai pihak, maka pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih sebesar-besarnya kepada:

1. Bapak Endarko, M.Si, Ph.D, selaku dosen pembimbing penulis, yang telah banyak mendukung penulis, baik secara moril dan materiil, serta selalu sabar memberikan bimbingan dan nasihat kepada penulis.
2. Bapak Prof. Dr.rer.nat Agus Rubiyanto, M.Eng.Sc dan bapak Dr. M. Zainuri., selaku dosen penguji, yang telah memberikan masukan, saran dan arahan yang bermanfaat bagi penulis.
3. Bapak Dr. Gatut Yudhoyono M.T, selaku Ketua Departemen Fisika Fakultas Sains dan Analitika Data ITS.
4. Seluruh Dosen dan civitas akademik Departemen Fisika ITS yang telah memberikan ilmu, wawasan, dan bimbingan untuk mendalami ilmu Fisika
5. Kedua orangtua penulis, bapak Slamet Budiono dan ibu Diana Wahyuningsih, dan kedua adik Bayu Prasetya dan Natan Alam yang selalu memberikan motivasi, doa, semangat, dan dukungan untuk penulis.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

6. Mas Aris Widodo, Mbak Irmayatul Hikmah, Mas Ari Bangkit, Mas M. Noer Fajar, Mbak Maya A., Mas Ainul Yaqin, Mbak Rahmi Intan, Mbak Annisa R, dan semua keluarga besar Lab. Fisika Medis ITS yang tidak dapat penulis tuliskan satu per satu.
7. Mas Miftakhul Falah, Mas A. Ferdiansyah P.P., Mbak Maya, Mbak Pingky, Mbak Eksa, Mbak Elma, Mbak Deva, Mbak Rima, dan Mbak Siti, rekan pengajar dan semua keluarga besar Sang Juara School yang selalu memberikan motivasi, bantuan, dan do'a.
8. Semua pihak yang telah membantu yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu

Penulis menyadari bahwa dengan keterbatasan pengalaman, ilmu, kemampuan maupun pustaka yang ditinjau, bahwa tesis ini masih memiliki banyak kekurangan dan memerlukan pengembangan lanjut agar benar benar bermanfaat. Oleh sebab itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran agar tesis ini lebih sempurna serta sebagai masukan bagi penulis untuk penelitian dan penulisan karya ilmiah di masa yang akan datang.

Akhir kata, penulis berharap Tesis ini memberikan manfaat bagi kita semua terutama untuk pengembangan ilmu pengetahuan terutama dalam khazanah dunia Fisika Medis.

Surabaya, Januari 2020

Penulis

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	vii
Abstrak.....	ix
Abstrak berbahasa inggris	xiii
DAFTAR ISI	xiii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan Penelitian.....	2
1.4 Batasan Masalah.....	2
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Tegangan, Arus, Dan Impedansi	5
2.2 Tomografi.....	9
2.3 Electrical Impedance Tomography.....	11
2.4 Konfigurasi Sistem EIT	12
2.5 Metode Pengukuran pada EIT	14
2.6 Perangkat Lunak EIT.....	16
2.7 Rekonstruksi Citra EIT.....	17
2.8 Electrical Impedance Cardiography	19
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	23
3.1 Alat dan Bahan	23
3.2 Rancangan Sistem	23
3.3 Diagram Penelitian	24
3.4 Perancangan Perangkat Keras	25
3.5 Pembuatan Phantom Uji.....	27
3.6 Perancangan Perangkat Lunak	27
3.7 Pengujian Rangkaian.....	27
3.8 Timeline Penelitian.....	29
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	31
4.1 Perancangan VCCS, <i>Voltage Measurement</i> , dan <i>Multiplexer</i>	31
4.2 Phantom uji alat <i>Electrical Impedance Tomography</i>	35
4.3 Perangkat lunak (<i>Graphic User Interface</i>).....	36
4.4 Penggunaan alat <i>Electrical Impedance Cardiography & Tomography</i>	38
4.5 Pengujian alat <i>Electrical Impedance Cardiography</i>	38
4.6 Pengujian alat <i>Electrical Impedance Tomography</i>	44
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	51
5.1. Kesimpulan.....	51
5.2. Saran.....	51

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR PUSTAKA.....	53
LAMPIRAN	57
BIOGRAFI PENULIS	61

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Dua jenis arus listrik: (a) arus serah / dc, (b) arus bolak-balik (ac).....	7
Gambar 2. 2 Diagram fasor	8
Gambar 2.3 Skema diagram dari sistem EIT.....	12
Gambar 2. 4 Diagram Umum perangkat EIT	13
Gambar 2. 5 Metode Tetangga	14
Gambar 2. 6 Metode Silang.....	15
Gambar 2. 7 Metode Berlawanan.....	15
Gambar 2. 8 Metode Adaptif.....	16
Gambar 2. 9 Hasil Inverse problem dengan PyEIT.....	17
Gambar 2. 10 Proses Rekontruksi Citra EIT	17
Gambar 2.11 Ilustrasi proses pengukuran EIC.....	20
Gambar 3. 1 Diagram Sistem Integrated Electrical Impedance Cardiography & Tomography.....	23
Gambar 3. 2 Diagram Alir Penelitian.....	24
Gambar 3.3 Skema diagram fungsional pada IC AD5933	25
Gambar 3. 5 Rangkaian Multiplexer dan Demultiplexer 16 channel.....	26
Gambar 3.6 Skema bentuk Phantom 16 Elektroda.....	27
Gambar 3.7. Aplikasi letak sensor pada alat Electrical Impedance cardiography	28
Gambar 4.1. Hasil pengujian sinyal keluaran pada komponen VCCS (a). Frekuensi 80 kHz; (b). Frekuensi 100 kHz	30
Gambar 4.2. Alat electrical impedance cardiography yang telah dirangkai.....	31
Gambar 4.2 Phantom uji untuk alat EIT	32
Gambar 4.3. Tampilan depan (dashboard) GUI perangkat EICT.....	33
Gambar 4.4. Konfigurasi penempatan elektroda pada subyek pengujian	35
Gambar 4.5. Proses pengamatan denyut nadi pada subyek dengan alat stopwatch	36
Gambar 4.6. Bentuk grafik impedansi dari subyek A (Z_a), subyek B (Z_b), dan subyek C (Z_c). Serta derivatif dari grafik subyek A (dZ_a/dt), subyek B (dZ_b/dt), dan subyek C (dZ_c/dt) dari pengujian alat electric impedance cardiography	38

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Impedansi dan Admitans Komponen	8
Tabel 2.2 Mode teknologi tomografi dalam kedokteran dan resolusinya.	9
Tabel 2.3 Mode tomografi untuk aplikasi di proses industri.....	10
Tabel 2.4 Sistem EIT yang sudah ada	13
Tabel 2.5 Parameter yang diukur dalam EIC	21
Tabel 3.1 Timeline penelitian.....	29
Tabel 4.1. Data subyek pengujian alat electrical impedance cardiography.....	36
Tabel 4.2 Data jumlah detak jantung per menit (beat per minutes / BPM) pada subyek pengujian alat impedance cardiography	40
Tabel 4. 3 Perbandingan gambar kondisi nyata dan hasil rekonstruksi citra alat EIT pada kondisi homogen.....	41
Tabel 4. 4 Perbandingan gambar kondisi nyata dan hasil rekonstruksi citra alat EIT pada phantom dengan material PVC dan tembaga.....	43
Tabel 4. 5 Perbandingan gambar kondisi nyata dan hasil rekonstruksi citra alat EIT pada phantom dengan kombinasi material PVC dan tembaga	44

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Berbagai metode pencitraan medis seperti tomografi terkomputerisasi menggunakan sinar-X (CT Scan) dan pencitraan resonansi magnetik (MRI) saat ini telah terbukti dapat menghasilkan citra tiga dimensi beresolusi tinggi dari struktur anatomi di dalam tubuh manusia. Metode matematika berbasis komputer telah memainkan peran penting untuk rekonstruksi citra dari metode pencitraan tersebut. Namun, karena masing-masing metode pencitraan memiliki keterbatasan masing-masing, menyebabkan adanya upaya penelitian untuk memperluas kemampuan untuk dapat melihat bagian tubuh manusia dengan cara yang berbeda. Akhir-akhir ini, penelitian pencitraan biomedis telah meneliti berbagai metode baru untuk dapat memberikan informasi tentang fungsi fisiologis dan kondisi patologis selain informasi struktural. Tomografi impedansi listrik (Electrical impedance tomography / EIT), pencitraan ultrasound, dan pencitraan berbasis listrik dan magnetik adalah tiga metode yang umumnya digunakan untuk dapat menghasilkan pencitraan fungsional dan pemantauan kondisi fisiologis. (Ammari, 2009)

Electrical Impedance Tomography (EIT) merupakan suatu metode tomografi yang prinsip kerjanya menginjeksikan sinyal arus listrik AC 1mA berfrekuensi tertentu (10kHz–1MHz) pada permukaan elektroda untuk mengukur impedansi listrik di dalam tubuh. Elektroda diletakkan mengelilingi pada lapisan penampang yang akan di citrakan struktur anatominya (Zhang, 2016).

Sebagai metode pencitraan medis, EIT memiliki banyak keunggulan dibandingkan dengan metode pencitraan medis lain, diantaranya yaitu bersifat non-invasif, tidak menggunakan radiasi pengion, dapat bekerja dengan *frame rate* tinggi, relatif murah, dan menggunakan perangkat elektronik yang mudah didapat. (Adler & Boyle, 2017)

Pada penelitian di bidang riset Fisika Medis Departemen Fisika ITS sebelumnya telah berhasil merancang sistem EIT dengan delay sekitar 10 menit untuk proses

akuisisi data dan proses penyusunan citra (Umbu, 2017). Penelitian berikutnya berhasil merancang sistem EIT yang delay prosesnya sekitar 7 detik. Pada penelitian sebelumnya phantom yang digunakan masih berupa material non organik (Widodo, 2018). Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan perangkat EIT serta mengintegrasikannya dengan perangkat *impedance cardiography*

1.2 Perumusan Masalah

Perumusan masalah dalam penelitian ini adalah:

1. Bagaimana merancang dan membuat sistem sistem instrumentasi atau *hardware* dan *software* pada alat *electrical impedance cardiography & tomography*
2. Bagaimana merancang sistem kendali terpadu atau *integrated controlling* pada alat *electrical impedance cardiography* yang telah dibuat
3. Bagaimana kinerja sistem *electrical impedance cardiography & tomography* yang telah dirancang terhadap proses penyusunan citra?

1.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan perumusan masalah, maka tujuan dari penelitian ini adalah untuk:

1. Merancang dan membuat sistem instrumentasi dan rekonstruksi citra alat *electrical impedance cardiography & tomography*
2. Merancang sistem kendali terpadu atau *integrated controlling* pada alat *electrical impedance cardiography & tomography* yang telah dibuat
3. Mengetahui kinerja sistem *electrical impedance cardiography & tomography* yang telah dirancang terhadap proses penyusunan citra

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah:

1. Sistem instrumentasi *electrical impedance tomography* menggunakan 16 Elektroda sebagai sensor pengukur tegangan dengan konfigurasi elektroda *Neighbouring model*.
2. Proses pengolahan data dari forward problem ke inverse problem menggunakan algoritma pendekatan Gauss-Newton

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah menghasilkan sistem terpadu *electrical impedance cardiography & tomography* dan dapat dimanfaatkan untuk menambah khazanah instrumentasi dalam ruang lingkup fisika medis

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tegangan, arus, dan impedansi

2.1.1 Tegangan listrik

Dua material yang jumlah muatannya tdk sama akan mempunyai tegangan listrik yang tidak sama. Antara dua benda yang tidak sama besar muatannya terdapat beda potensial listrik (biasa disebut tegangan listrik). Tegangan listrik ini merupakan jumlah energi yang dibutuhkan untuk memindahkan suatu unit muatan listrik dari satu tempat ke tempat lain, satuan tegangan dinyatakan dalam volt yang diberi simbol "V", 1 Volt didefinisikan sebagai tegangan listrik yang dibutuhkan untuk menggerakkan (memindahkan) 1 Ampere arus listrik melalui konduktor yang bersistansi 1 Ohm. Istilah volt diambil dari nama fisikawan Alesandro Volta berasal dari Italia yang menemukan baterai volt (Voltaic Pile). Tegangan listrik sering dianggap sebagai suatu gaya yang mendorong perpindahan elektron melalui penghantar (konduktor). Semakin besar tegangannya maka semakin besar kemampuannya untuk mendorong elektron melalui rangkaian. Muatan listrik ini dianalogikan seperti tekanan air pada suatu bejana air. Sebuah tegangan listrik konstan disebut tegangan searah dan sumber tegangan yang berubah-ubah secara berkala dengan waktu tertentu disebut tegangan bolak-balik. Ada beberapa cara membangkitkan beda potensial (tegangan) yaitu dengan cara:

- a. Induksi
- b. Kimiawi
- c. Panas
- d. Cahaya
- e. *Piezo electric*

Besar potensial (tegangan) listrik diperoleh dengan menggunakan persamaan:

$$V = \frac{W}{Q} \quad (2.1)$$

Dengan:

V = potensial listrik dalam satuan Joule/Coulomb (J/C) atau volt (V)

W = energi potensial listrik dalam satuan Joule (J)

Q = muatan listrik dalam satuan coulomb (C)

(Ponto, 2019)

2.1.2 Arus Listrik

Arus listrik dapat didefinisikan sebagai jumlah muatan atau elektron bebas yang bergerak melalui medium pada arah tertentu tiap satuan waktu, atau dengan kata lain jumlah muatan yang mengalir pada suatu rangkaian. Karena muatan diukur dalam satuan coulomb dan waktu diukur dalam satuan sekon maka satuan untuk arus listrik seharusnya coulomb/sekon, namun berdasarkan konvensi satuan untuk arus listrik adalah ampere atau biasa disingkat amp, yang berasal dari nama ilmuwan André-Marie Ampère (Robertson, 2008).

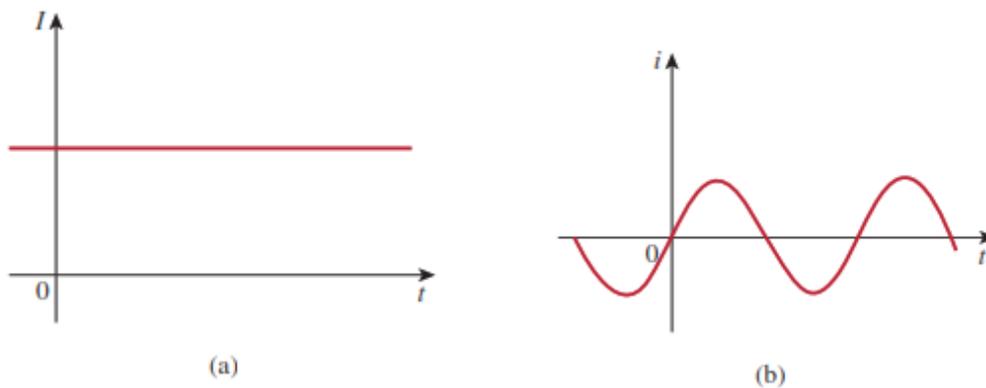
Secara matematis, hubungan antara arus I, muatan Q, dan waktu t adalah

$$i = \frac{\Delta Q}{\Delta t} \quad (2.2)$$

Dimana arus diukur dalam satuan ampere (A), dan 1 ampere = 1 coulomb/sekon. Jumlah muatan yang bergerak antara waktu t_0 dan t diperoleh dari integrasi kedua sisi dari persamaan (2.2)

$$Q = \int_{t_0}^t i \, dt \quad (2.3)$$

Berdasarkan persamaan (2.2) diketahui bahwa nilai arus listrik tidak diharuskan merupakan fungsi bernilai konstan. Jika arus tidak berubah tiap satuan waktu dan tetap konstan, maka arus itu disebut sebagai arus searah (*direct current / DC*). Sedangkan arus listrik yang berubah tiap satuan waktu disebut sebagai arus bolak-balik (*alternating current / AC*). Dalam konvensi disepakati bahwa arus listrik yang konstan disimbolkan dengan I, dan untuk arus listrik yang berubah tiap satuan waktu atau arus sinusoidal disimbolkan dengan i (Alexander & Sadiku, 2009).



Gambar 2.1 Dua jenis arus listrik: (a) arus serah / dc, (b) arus bolak-balik (ac) (Alexander & Sadiku, 2009).

2.1.3 Impedansi Listrik

Impedansi atau dituliskan dengan simbol Z dapat didefinisikan sebagai suatu bentuk hambatan atau rintangan dalam suatu komponen listrik, rangkaian atau sistem terhadap adanya arus listrik, baik itu arus searah atau arus bolak balik. Impedansi merupakan vektor 2 dimensi yang terdiri atas 2 nilai scalar yaitu resistansi dan reaktansi. Dalam kasus arus searah (DC), impedansi sama dengan resistansi, dan semata-mata tergantung pada bahan dari mana sirkuit dibuat. Namun, untuk arus bolak (AC), dua faktor tambahan dapat berkontribusi terhadap impedansi yakni: kapasitansi dan induktansi. Bersama ini dikenal sebagai reaktansi, yang merupakan ukuran dari hambatan terhadap perubahan arus yang tergantung pada frekuensi, dan pada komponen sirkuit (Callegaro, 2013).

Ketika bekerja pada arus AC maka setiap komponen pasif akan memberikan respons masing-masing sama halnya pada saat pada arus DC. Terdapat istilah impedansi Z yang berarti rasio antara fasor tegangan V dan fasor Arus I yang diukur dalam satuan Ohms (Ω). impedansi dapat dikontribusi dari komponen pasif seperti resistor, induktor dan kapasitor. Dan secara umum bentuk persamaan Impedansi yakni berupa bilangan real ditambah bilangan imajiner (Alexander & Sadiku, 2009)..

$$Z = R + jX \quad (2.4)$$

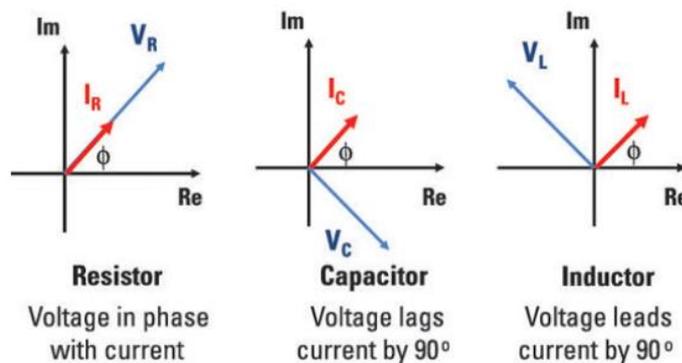
Dimana $R = \text{Real } Z$ yakni resistansi merupakan respons impedansi dari komponen resistor dan nilainya selalu real tidak ada komponen imajiner dan $X =$

imajiner Z yakni reaktansi merupakan respons impedansi dari komponen kapasitor dan induktor. Reaktansi terdiri atas dua macam yakni reaktansi kapasitif (X_C) berasal dari kapasitor dan reaktansi induktif (X_L) berasal dari induktor. Reaktansi bisa bernilai positif atau negatif. Ketika X bernilai positif maka bersifat induktif dan sebaliknya jika bernilai negatif berarti kapasitif. Selain impedansi terdapat juga istilah admitans yang berarti perbandingan terbalik dari impedansi. Pada Tabel 2.1 ditunjukkan bahwa Impedansi dan admitans pada setiap komponen pasif memiliki bentuk masing-masing (Sadiku, 2004).

Tabel 2. 1 Impedansi dan Admitans Komponen (Alexandre & Sadiku, 2009)

Element	Impedance	Admittance
R	$Z = R$	$Y = \frac{1}{R}$
L	$Z = j\omega L$	$Y = \frac{1}{j\omega L}$
C	$Z = \frac{1}{j\omega C}$	$Y = j\omega C$

Dari Tabel 2.1 dapat diketahui bahwa setiap komponen memberikan nilai impedansi tertentu dan impedansi total bisa terdiri dari kombinasi R, L dan C . selain itu efek dari impedansi diatas akan mempengaruhi fase sinyal AC yang biasa ditunjukkan dengan diagram fasor. Pada Gambar 2.2 akan ditunjukkan diagram fasor pada masing-masing komponen (Santiago, 2013).



Gambar 2. 2 Diagram fasor (Santiago, 2013)

Dari Gambar 2.1 dapat dilihat bahwa setiap komponen memiliki karakteristik respons terhadap sinyal tegangan dan arus AC. Pada resistor tidak ada perbedaan fase antara sinyal tegangan dan arus atau bisa disebut sefasa. Pada kapasitor memiliki karakteristik sinyal tegangan tertinggal fase 90° terhadap sinyal arus. Induktor memiliki karakteristik sinyal tegangan mendahului fase 90° terhadap sinyal arus (Santiago, 2013).

2.2 Tomografi

Kata tomografi berasal dari kata Yunani 'tomos' yang berarti potongan atau penampang yang dibelah, dan 'grapho' yang berarti tulisan, tomografi dapat diartikan sebagai metode atau teknologi yang digunakan untuk melihat penampang dalam (melakukan 'pembelahan') sebuah obyek tanpa harus membelah obyek yang bersangkutan. Alat yang digunakan untuk melakukan proses tomografi adalah tomograf, dan hasil citra dari proses tomografi disebut sebagai tomogram. Berbagai mode teknologi tomografi yang telah dikembangkan di dunia kedokteran antara lain CT scan (radiasi nuklir), MRI (medan magnet ultratinggi), PET (radiasi partikel nuklir), ultrasonography (ultrasonik), dll. 'Melihat tembus' keadaan dalam tubuh manusia tanpa harus melakukan operasi pertama kali berhasil setelah ditemukan sinar-X oleh Rontgen pada tahun 1895. Dengan karakternya yang mampu menembus jaringan tubuh manusia Sinar-X membuat tubuh manusia yang tidak tembus cahaya menjadi 'transparan'. Film hasil Rontgen yang merupakan citra bayangan (proyeksi) dari obyek yang dikenai Sinar-X pada prinsipnya sama dengan sebuah bayangan obyek yang terbuat dari kaca pada pencahayaan dengan sinar matahari. Sifat ini dimanfaatkan di dunia kedokteran khususnya untuk melakukan visualisasi struktur tulang dan jaringan lainnya terhadap tubuh pasien untuk keperluan diagnosa. (Warsito, 2005).

Tabel 2.2 Mode teknologi tomografi dalam kedokteran dan resolusinya.

Mode	Resolusi (mm)	Catatan
CT Scan (Sinar-X)	0.4	Kira-kira $\frac{1}{2}$ piksel
Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)	7	Resolusi memburuk di tengah penampang
Positron Emission Tomography (PET)	5	Mempunyai resolusi yang lebih baik dibanding dengan

		mode lain yang menggunakan radiasi nuklir
Magnetic Resonance Imaging (MRI)	1.0	Resolusi bisa ditingkatkan dengan menggunakan medan magnet yang lebih tinggi
Ultrasonik (5MHz)	0.3	Terbatasan oleh panjang gelombang suara

Tabel 2.3 Mode tomografi untuk aplikasi di proses industri

Prinsip pencitraan	Resolusi (%)	Mode	Catatan
Radiasi Elektromagnetik	1	Optik	Cepat. Terbatas untuk benda transparan
		Terahertz	Daya tembus yang cukup besar dibanding cahaya nampak
		Sinar-X, Gamma	Lambat. Mengandung radiasi
		Emisi Positron	Perlu label radiasi. Tidak on-line.
		MRI	Cepat, mahal.
Akustik	3	Ultrasonik	Kompleks. Terbatasan oleh kecepatan suara.
Pengukuran besaran listrik	10	Kapasitans, konduktifitas, induksi	Cepat, murah. Cocok untuk media kecil maupun besar.

Diagnosa berdasarkan citra proyeksi langsung dengan Sinar-X dipakai di dunia kedokteran dan juga aplikasi lain untuk melakukan inspeksi tak merusak (non-destructive testing) selama hampir 100 tahun hingga ditemukannya teknologi pencitraan yang tidak hanya menghasilkan gambar bayangan, tetapi mampu melakukan rekonstruksi citra dalam obyek, seolah-olah seperti foto tembus ke dalam obyek. Teknologi ini disebut tomografi komputasi (X-ray Computed Tomography (CT Scan) yang ditemukan pertama oleh G.N. Hounsfield (Ingris) pada tahun 1972. Hampir bersamaan dengan ditemukannya CT Scan, berbagai teknologi pencitraan menggunakan mode lain juga dikembangkan untuk aplikasinya di dunia kedokteran

seperti misalnya Magnetic Resonance Imaging (MRI), radiasi partikel nuklir (positron emission tomography (PET), dan juga pencitraan dengan gelombang akustik dan ultrasonik. Terinspirasi oleh kesuksesan teknologi tomografi di bidang kedokteran, berbagai moda tomografi dikembangkan untuk aplikasinya dalam proses industri dengan menggabungkan teknologi sensor dan metoda rekonstruksi matematis. Metoda rekonstruksi yang dipakai pada umumnya hampir mirip untuk mode yang satu dengan yang lain, akan tetapi pemilihan mode sensor sangat tergantung pada media aplikasinya. Di antara teknologi tomografi yang dikembangkan untuk proses industri adalah Electrical Impedance Tomography (EIT) untuk aplikasi di bidang geologi, proses kimia, perminyakan, dll; Electrical Capacitance Tomography untuk aplikasi di pemipaan minyak, pemrosesan powder, pemrosesan hidrokarbon dan industri-industri lainnya (Warsito, 2005).

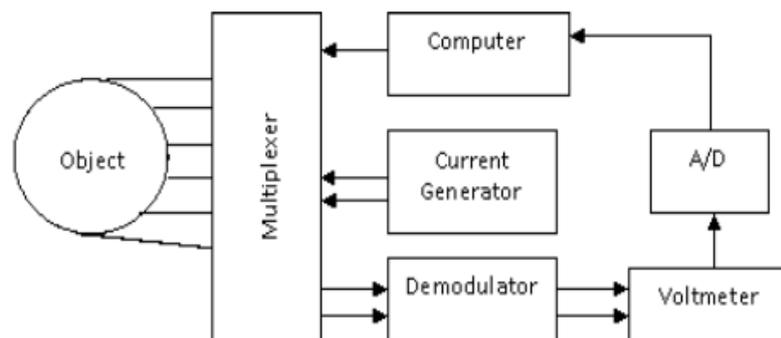
2.3 Electrical Impedance Tomography (EIT)

EIT merupakan salah satu metode tomografi dengan memanfaatkan listrik, atau dapat juga disebut sebagai metode tomografi listrik. Metode tomografi listrik (resistans maupun kapasitans) memiliki kelebihan yaitu kecepatan scanningnya sangat tinggi (kapasitans bisa mencapai 0.1ms, sedangkan resistans mampu mencapai kecepatan 1ms). Metode ini mempunyai potensi yang sangat besar dan telah mengalami pertumbuhan yang cukup baik (Warsito, 2005).

Prinsip kerja EIT yaitu menggunakan arus listrik yang diinjeksikan ke medium melalui sebuah *probe* atau elektroda. Elektroda diletakkan pada medium yang diinginkan untuk melakukan injeksi arus secara berurutan dan melakukan pengukuran tegangan pada medium yang dikehendaki. Citra tomografi dihasilkan dengan menstimulasi medium yang dikehendaki dengan arus listrik dengan pola dan urutan tertentu. Untuk setiap konfigurasi, elektroda yang tidak menginjeksikan arus menjadi pengukur tegangan. Ketika diaplikasikan pada medium lingkaran, elektroda ditempatkan pada jarak dan sudut yang sama dan sistem *men-scan*-an medium dengan menginjeksikan arus berotasi. Pada setiap injeksi arus pada posisi tertentu, elektroda sisanya akan mengukur tegangan. Dan semua data yang didapat digunakan untuk merekonstruksi citra secara matematis dengan algoritma tertentu untuk menghasilkan citra tomografi. (Khalighi *et al.*, 2014) (Gaggero, 2011).

Kelebihan utama dari EIT yakni tidak menggunakan radiasi pengion, sehingga bisa digunakan secara terus menerus untuk memonitor pasien. Namun resolusi citra belum bisa bersaing dengan X-ray, *Computed Tomography* (CT), *Positron Emission Tomography* (PET) dan *Magnetic Resonance Imaging* (MRI). Namun dibandingkan dengan penggunaan radiasi pengion dan biaya penggunaan, EIT jauh lebih unggul. EIT memiliki sifat fleksibel dan pengaplikasian pada pasien sangat mudah, karena hanya mengatur penempatan elektroda pada pasien. Dan komponen elektronika tidak sebesar MRI dan lainnya (Sarode, 2012).

2.4 Konfigurasi sistem EIT



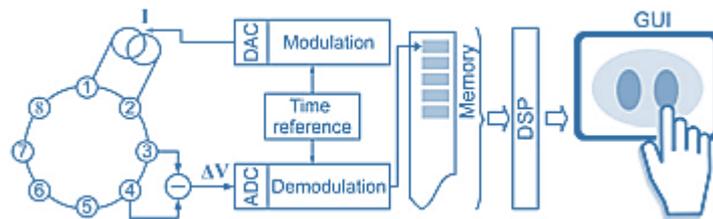
Gambar 2.3 Skema diagram dari sistem EIT sederhana (Harikumar, *et al*, 2013)

Sistem EIT umumnya terdiri atas 2 bagian, yaitu *hardware* untuk akuisisi data dan *software* untuk proses pengolahan citra. Gambar (2.3) menunjukkan sistem EIT sederhana yang terdiri atas:

- a. Elektroda, yang ditempelkan pada objek
- b. Sumber arus, digunakan untuk menghasilkan arus bolak-balik sinusoidal yang konstan
- c. *Multiplexer*, berfungsi untuk melakukan proses *switching* pada saat dilakukan pengambilan data
- d. *Demodulator/voltmeter*, digunakan untuk mengukur tegangan pada sistem
- e. *Filter*, digunakan untuk mengurangi gangguan atau *noise*
- f. ADC, digunakan untuk merubah sinyal analog ke digital
- g. Algoritma rekonstruksi citra, berfungsi untuk proses pengolahan citra
- h. Komputer, berfungsi untuk proses *controlling*, tampilan dan Analisa

(Harikumar, *et al*, 2013)

Pada sistem EIT proses kerjanya dilakukan dengan menginjeksikan arus ke medium lalu mengukur tegangan respons akibat injeksi arus tersebut. Namun juga bisa sebaliknya, yakni menginjeksikan tegangan dan mengukur arus. Namun alasan menginjeksikan arus yakni meminimalisir sensitivitas terhadap perubahan kontak impedansi antara elektroda dengan medium yang diukur. Secara garis besar proses transmisi sinyal yakni injeksi sinyal analog dan penerimaan sinyal dilakukan oleh elektroda lalu sinyal tersebut mengalami proses digitalisasi atau *Digital Signal Processing* (DSP) alau tahap terakhir yakni rekontruksi citra untuk menghasilkan gambar. Sehingga EIT terdiri atas perangkat keras dan perangkat lunak yang saling terintegrasi. Pada Gambar 2.4 merupakan secara garis besar bentuk sistem EIT (Gaggero, 2011).



Gambar 2. 4 Diagram Umum perangkat EIT (Gaggero, 2011)

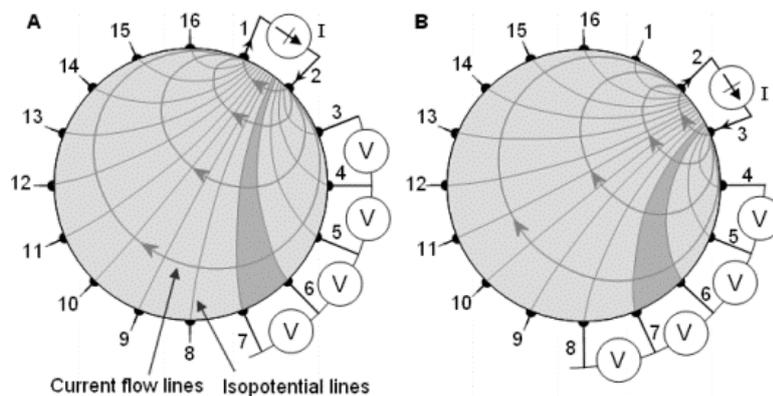
Untuk sistem EIT yang saat ini sudah dikembangkan antara lain KHU, fEITER, Dartmouth EIT System, Xian EIT System, Swisstom Pioneer Set, dan UCL MK 2.5. Sistem yang disebutkan sebelumnya umumnya terdiri atas setidaknya 32 elektroda dengan tegangan yang direkam secara parallel untuk meningkatkan *frame rate*. (Avery *et al.*, 2017).

Tabel 2.4 Sistem EIT yang sudah ada

Sistem	Elektroda	Pengukuran tegangan	Frekuensi	Frame per second	Noise/SNR	Max Output Impedance (Ω)
KHU	16-64	Parallel	11-500 k	100	80-120dB	5.75 M
fEITER	32	Parallel	10 k	100	90 dB	-
Dartmouth	32	Parallel	1 k – 1 M	100	80-100dB	100 k
Swisstom	32	Parallel	50 k – 250 k	50	-	-
Pionner Set						
Xian	>16	Sequential	1.6 k – 380 k	-	>80 dB	2 M

2.5 Metode pengukuran pada EIT

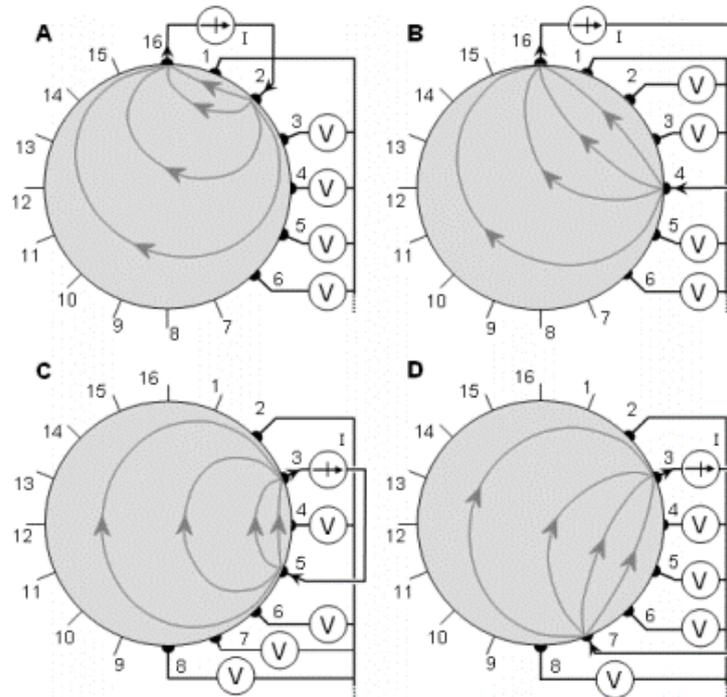
Teknik injeksi arus dan pengukuran tegangan pada EIT memiliki beberapa metode dan pola atau biasa disebut metode pengukuran EIT. Sampai saat ini terdapat empat model pengukuran pada EIT yakni metode tetangga, metode silang, metode berlawanan dan metode adaptif. Metode tetangga merupakan metode yang menggunakan sepasang elektroda berdekatan injeksi arus dan sepasang elektroda berdekatan lainnya pengukur tegangan. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5 pada setiap pengukuran tegangan didapatkan 13 data untuk 16 elektroda karena pada saat titik elektroda injeksi arus dan tegangan saling tumpang tindih maka akan memberikan nilai nol. Sehingga untuk putaran penuh 16 kali maka didapatkan $16 \times 13 = 208$ data tegangan. metode ini kurang bagus sensitivitasnya pada daerah keliling lingkaran (tepi lingkaran) namun bagus pada daerah selain itu. (Malmivuo dan Plonsey, 1995)



Gambar 2. 5 Metode Tetangga (Malmivuo dan Plonsey, 1995)

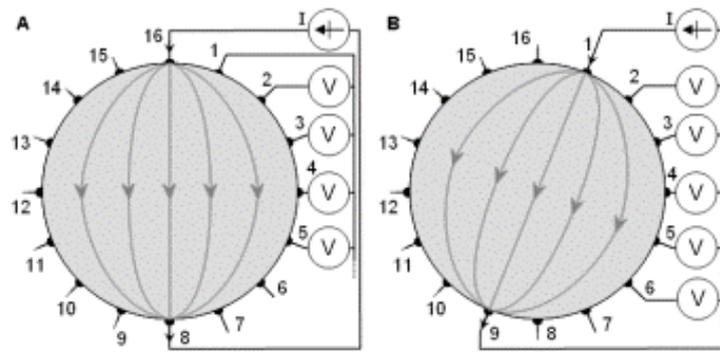
Selanjutnya metode kedua yakni metode silang, metode ini diusulkan oleh Hua, webster dan Tompkins pada tahun 1987 seperti pada Gambar 2.6. metode ini menggunakan elektroda berdekatan namun elektroda 16 untuk arus dan elektroda 1 untuk tegangan. Lalu memutar terus dengan komposisi seperti itu terdapat empat tipe metode silang. Untuk metode A dan B didapatkan data $7 \times 13 = 91$ pengukuran. Dan

untuk metode B dan C didapatkan 104 data. metode ini kurang bagus sensitivitasnya pada daerah keliling lingkaran (tepi lingkaran) namun bagus pada daerah selain itu (Malmivuo dan Plonsey, 1995).



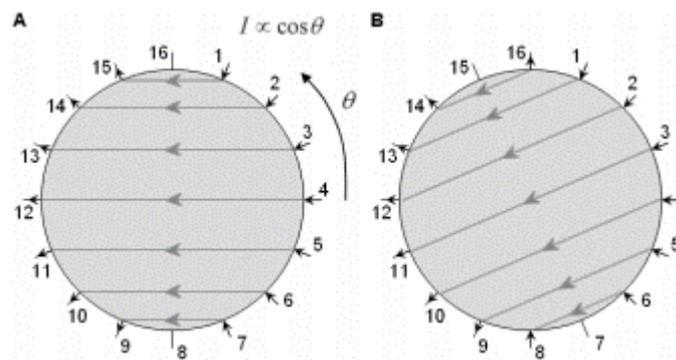
Gambar 2. 6 Metode Silang (Malmivuo dan Plonsey, 1995)

Metode ketiga yakni metode berlawanan yang juga diusulkan oleh hua,webster dan Tompkins pada tahun 1987.metode ini menginjeksikan arus memotong menjadi dua bagian lingkaran dan sisa elektroda yang berdekatan sebagai pengukur tegangan seperti pada Gambar 2.7.metode ini mendapatkan data sebanyak $8 \times 13 = 104$ data. metode ini memiliki kelebihan distribusi arus merata oleh karena itu memiliki sensitivitas yang bagus (Malmivuo dan Plonsey, 1995).



Gambar 2. 7 Metode Berlawanan (Malmivuo dan Plonsey, 1995)

Metode keempat yakni metode adaptif yang diusulkan oleh Gisser, Isaacson dan Newell pada tahun 1987. Metode ini dilakukan dengan cara menginjeksikan arus keseluruh elektroda sehingga dibutuhkan banyak generator arus. Elektroda yang digunakan yakni 15 elektroda dan sepasang elektroda sebagai pengukur tegangan seperti pada Gambar 2.9. jumlah data yang didapatkan yakni $8 \times 15 = 120$ data. kelebihan metode ini yakni sumber arus akan terinjeksi secara homogen ketika medium yang diinjeksi yakni konduktor (Malmivuo dan Plonsey, 1995).

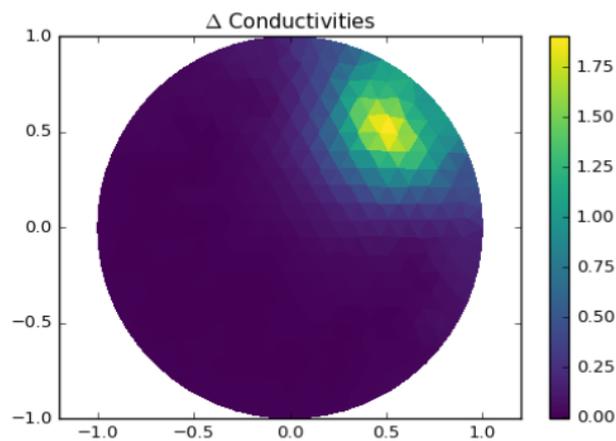


Gambar 2. 8 Metode Adaptif (Malmivuo dan Plonsey, 1995)

2.6 Perangkat Lunak EIT

Perangkat lunak untuk prosesi EIT yang umum digunakan saat ini berbasis perangkat lunak *matlab* atau *python*, untuk penggunaan perangkat lunak (*software*) pada EIT berbasis *Python* dipilih sebagai perangkat lunak karena memiliki kelebihan yaitu bersifat *open source* dan tidak seperti pendahulunya yakni *Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software* (EIDORS) yang membutuhkan *Matlab* sebagai modul perangkat lunak utama dan tidak gratis.

Untuk *Python* sendiri lebih fleksibel karena untuk pengolahan tertentu hanya perlu ditambahkan modul khusus kasus tersebut sehingga lebih ringan. Untuk EIT ini digunakan modul tambahan untuk *Python* yakni PyEIT. Beberapa fasilitas yang ditawarkan oleh PyEIT yakni komputasi *forward* dan *Inverse* 2D EIT, Alogaritma rekonstruksi (*Gauss Newton*, *Back-Projection*, 2D GREIT), visualisasi 2D/3D, 3D komputasi *Forward* dan *Inverse*, 3D *mesh* dan visualisasi. Beberapa modul tambahan yang harus juga ditambahkan pada *Python* yakni diantaranya *numpy*, *scipy*, *matplotlib*, *vispy*, *pandas*, *xarray*, *distmesh*, dan *mesphy*. Pada Gambar 2.9 dapat dilihat hasil rekontruksi dengan *Python* (Liu, 2016).

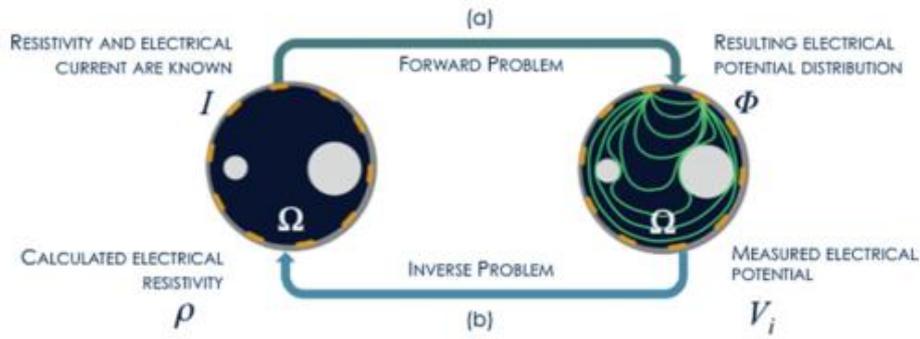


Gambar 2. 9 Hasil *Inverse problem* dengan PyEIT (Liu, 2016)

Modul ini bisa bebas dimodifikasi karena *open source* dan bisa diadaptasikan ke sistem perangkat keras dan *Graphics User Interface* seperti Tkinter pada *Python*. Untuk membuat sistem EIT yang lebih interaktif (Liu, 2016).

2.7 Rekontruksi Citra EIT

Pada EIT terdapat dua teknik rekontruksi citra yakni *forward problem* dan *Inverse Problem*. *Forward problem* digunakan untuk mengetahui distribusi tegangan listrik pada sebuah phantom. Dan *Inverse problem* mengembalikan informasi tegangan listrik ke nilai resistivitas dan berubah distribusi warna-warna dengan geometri menyerupai benda yang di ukur. Skema proses tersebut ditunjukkan Gambar 2.29 dengan alur cerita pada rekontruksi EIT (Faia *et al.*, 2012).



Gambar 2. 10 Proses Rekonstruksi Citra EIT(Faia *et al.*, 2012)

Forward problem menggunakan persamaan Maxwell sebagai dasar perhitungan. Seperti yang dijelaskan diatas bahwa ingin diketahui distribusi tegangan akibat injeksi arus pada sebuah objek atau phantom. Pada EIT ini terdapat fenomena fisis yang terlibat yakni medan listrik \vec{E} dan medan magnetik \vec{H} dengan fungsi ruang dan waktu. Perpindahan medan listrik \vec{D} dan fluks magnetik \vec{B} ketika medan diaplikasikan dengan persamaan berikut (Holder, 2004).

$$\nabla_x \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.5)$$

$$\nabla_x \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{J} \quad (2.6)$$

Dengan \vec{J} adalah densitas arus yang diinjeksikan. Diasumsikan bahwa media isotropik, permeabilitas magnetic μ fungsi skalar. Dan fluks magnetik $\vec{B} = \mu \vec{H}$. Permittivitas ϵ sehingga permeabilitas $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$. Pada medium konduktif, konduktivitas arus sebesar $\vec{J}_c = \sigma \vec{E}$. Sehingga total densitas arus $\vec{J} = \vec{J}_c + \vec{J}_s$. Sehingga persamaan Maxwell harmonis menjadi (Holder, 2004).

$$\nabla_x \vec{E} = -i\omega \mu \vec{H} \quad (2.7)$$

$$\nabla_x \vec{H} = i\omega \epsilon \vec{E} + \vec{J} \quad (2.8)$$

Konduktivitas dan permittivitas bisa dikombinasi menjadi kompleks admitivitas $\sigma + i\omega \epsilon$ sehingga menjadi (Holder, 2004).

$$\nabla_x \vec{H} = (\sigma + i\omega \epsilon) \vec{E} + \vec{J}_s \quad (2.9)$$

Di EIT, \vec{J} bernilai nol saat frekuensi ω bernilai nol. Aproksimasi quasi static EIT di asumsikan $\omega\mu\vec{H}$ di abaikan. Sehingga $\nabla\times\vec{E}=0$ atau $\vec{E}=-\nabla\phi$ untuk ϕ skalar. Densitas arus $\vec{J}=-\sigma\nabla\phi$ bentuk kesatuan dari hukum Ohm. Tidak ada arus dalam pada kasus ini sehingga hukum kirchoff menjadi (Holder, 2004).

$$\nabla\cdot\sigma\nabla\phi=0 \quad (2.10)$$

Persamaan (2.16) merupakan persamaan yang menjelaskan potensial listrik dalam daerah Ω . Setelah metode *forward problem* lalu *inverse problem* untuk menentukan distribusi konduktivitas dari data tegangan pengukuran dan sensitivitas matrix. Dengan persamaan tegangan yang terukur di permukaan (Yang, 2014).

$$\Delta V = J\Delta\sigma \quad (2.11)$$

Dengan ΔV adalah tegangan pengukuran, $\Delta\sigma$ adalah konduktivitas yang dicari dan J adalah matriks jacobian yang berhubungan dengan pengukuran tegangan untuk citra. Maka *inverse problem* EIT untuk mencari solusi σ dengan V dan J diketahui. Sehingga persamaan diatas menjadi (Yang, 2014).

$$J^T\Delta V = J^T J\Delta\sigma \quad (2.12)$$

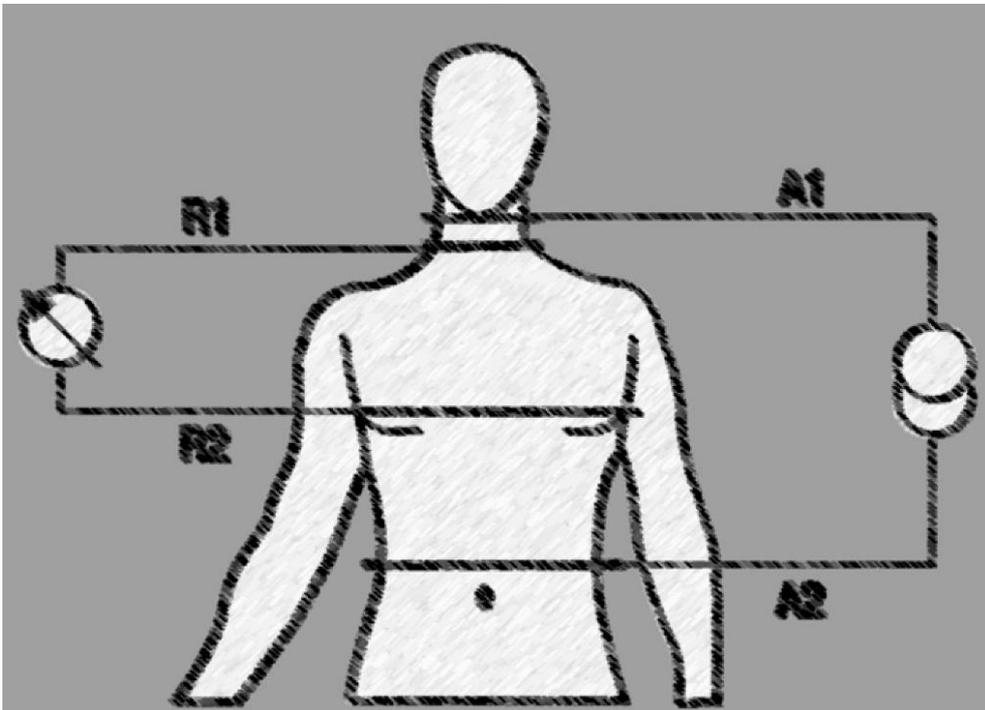
$$\Delta\sigma = (JJ^T)^{-1} J^T\Delta V \quad (2.13)$$

2.8 Electrical Impedance Cardiography

Jaringan biologis dapat digambarkan sebagai konduktor anisotropy dengan komponen reaktif dan resistif. Nilai bioimpedansi bergantung pada jaringan yang dianalisa dan proses pengukuran dapat diubah dengan memberi variasi pada bentuk atau struktur, volume, lokasi organ, dan arus listrik yang digunakan dalam pengukuran, *electrical impedance cardiography (EIC)* menggunakan prinsip kerja pengamatan sifat listrik pada jaringan biologis yang terletak pada bagian dada (Cybulski, 2011). Nilai bioimpedansi diukur dengan jalan memberikan arus listrik bolak-balik dengan frekuensi tertentu pada bagian dada manusia, nilai bioimpedansi akan berubah bergantung pada fluida yang terdapat pada jaringan tubuh, dalam hal ini dikarenakan adanya proses detak jantung (Bour et al, 2008).

Metode yang paling umum dalam proses EIC yaitu dengan menggunakan empat elektroda, dua elektroda untuk proses injeksi arus listrik, dan dua elektroda lainnya

untuk mengukur tegangan listrik. Karena arus yang diinjeksikan bernilai konstan, nilai tegangan listrik yang terukur oleh alat akan proporsional dengan nilai impedansi dari jaringan tubuh. Keefektifan penggunaan Teknik EIC selama siklus detak jantung terjadi bergantung pada beberapa factor, diantaranya ukuran dan anatomi bentuk dada, obesitas, berat badan, posisi tubuh, postur tubuh, sirkulasi udara thorax, dan tingkat pernafasan (Linton et al, 2002).



Gambar 2.11 Ilustrasi proses pengukuran EIC, dengan A1 dan A2 merupakan elektroda penginjeksi arus, dan R1 dan R2 merupakan elektroda pengukur tegangan (Cybulski et al, 2012)

Dengan bantuan teknologi prosesing data dan teknik modeling, saat ini EIC telah dapat memberikan data yang berkorelasi tinggi, dapat di reproduksi, dan presisi apabila dibandingkan dengan proses monitoring hemodinamik invasif dan *echocardiography*. Kedua metode tersebut dianggap lebih memerlukan waktu, bergantung pada operator, dan teknis relatif rumit (Albert et al, 2004).

Perangkat EIC mendeteksi, menganalisa, dan mencatat perubahan hemodinamik dengan cara mengukur perubahan hambatan listrik pada thorax, dan merubahnya dalam bentuk grafik impedansi dan gelombang elektrokardiografi. Dengan proses

tersebut memungkinkan untuk menghitung beberapa parameter hemodinamik seperti volume sistol (*systolic volume / SV*), output jantung (*cardiac output / CO*), systemic vascular resistance (SVR), kandungan fluida thorax (*Thoracic fluid content / TFC*), dan lain-lain. Parameter yang dianalisa dalam proses EIC ditampilkan dalam tabel 2.5 (Ventura, 2005).

Tabel 2.5 Parameter yang diukur dalam EIC (Ventura, 2005).

Parameters	Definition	Normal values	Formula
HR	Number of beats per minute	58-96 bpm	RR interval measurement on the ECG and extrapolation to bpm
MAP	Mean pressure exerted by the blood on the arterial walls	84-100 mmHg	Manual = ((SBP-DBP) x KP) + DBP Automatic (oscillometric method) = MAP is measured directly through SBP and DBP
CO	Amount of blood pumped by the left ventricle per minute	4.5-8.5 L/min	CO = E _{jv} x HR
CI	Standard CO for BSA	2.5-4.7 L/min/m ²	CI = CO/BSA
SV	Amount of blood pumped by the left ventricle per heartbeat	60-130 mL/heartbeat	SV = VEPT x LVET x VI (Z MARC® Algorithm)
SI	Standard stroke volume for BSA	35-65 mL/heartbeat/m ²	SI = SV/BSA
SVR	Resistance of circulating blood to the arterial system	742-1,378 dynes sec/cm ⁵	SVR = 80 x ((MAP - CVP)/CO)
SVRI	Standard SVR for BSA	1,337-2,483 dynes.sec.m ² /cm ⁵	SVRI = 80 x ((MAP - CVP)/ CI)
AI	Initial acceleration of blood in the aorta that occurs within the first 10-20 milliseconds after opening of the aortic valve	Male: 70-150/100 sec ²	
Female: 90-170/100 sec ²	AI = (d ² Z/dt ² Max)/ TFC		
VI in the aorta	Peak velocity of blood flow in the aorta	33-65/1,000 sec	VI = (dZ/dtMax)/ TFC
TFC	Electrical conductivity of the thoracic cavity (determined by intravascular, interalveolar and interstitial fluid)	Male: 30-50/kohm	
Female: 21-37/kohm	TFC = 1/ TFI		
LCW	Indicator of the amount of work exerted by the left ventricle in each minute to pump blood into the systemic circulation	5.4-10 kg.m	LCW = (MAP - PAOP) x CO
LCW index	Standard LCW for BSA	3.0-5.5 kg m/m ²	LCW index = (MAP - PAOP) x CI
PEP	The time interval from the beginning of electrical stimulation of the ventricles to the opening of the aortic valve (electrical systole)	Depends on HR, contractility and resistance to diastolic filling	Time interval between the beginning of the Q wave on the ECG and the B

			point on the dZ/dt wave (aortic valve opening)
LVET	Time interval from the opening to the closing of the aortic valve (mechanical systole)	Depends on HR, contractility and resistance to diastolic filling	Time interval between point B and point X of dZ/dt wave
STR	Ratio between the time of electrical and mechanical systole	0.3-0.5	STR = PEP / LVET

BAB III

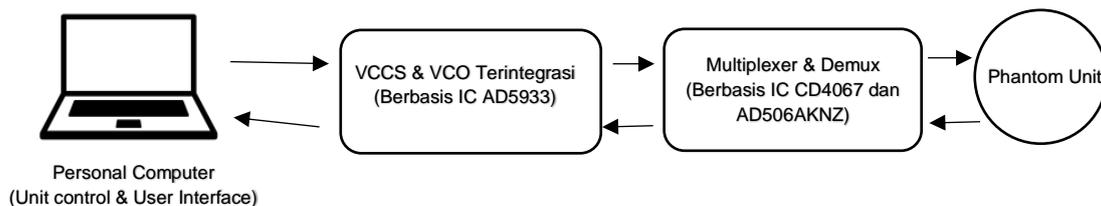
METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Alat dan Bahan

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini adalah Osiloskop OWON SDS8202, Solder, multimeter Hioki DT4282, dan PC. Bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain IC AD5933, IC ADR423, IC ADP3303, IC ADUCM350, *Multiplexer* (CD4067, AD506AKNZ), elektroda 32 pin, micro USB port, USB cable, soldering wire, soldering wick, resistor, kapasitor, Kabel konektor (F-F,F-M,M-M), pipa PVC & besi, metal rod, jaringan organik, petridish, NaCl, dan ECG *electrode*

3.2 Rancangan sistem

Sistem instrumentasi *Integrated Electrical Impedance Cardiography & Tomography* terdiri atas beberapa bagian besar bagian elektronika diantaranya *Voltage Controlled Current Source (VCCS)*, *Voltage Measurement*, dua bagian tersebut tesusun dalam sistem chip terintegrasi yang menggunakan basis IC AD5933, bagian *Multiplexer/Demultiplexer* yang menggunakan basis IC CD4067 dan AD506AKNZ, Phantom, Unit kontrol dan tampilan (*user interface*). Rencana diagram sistem ditampilkan seperti pada Gambar 3.1.

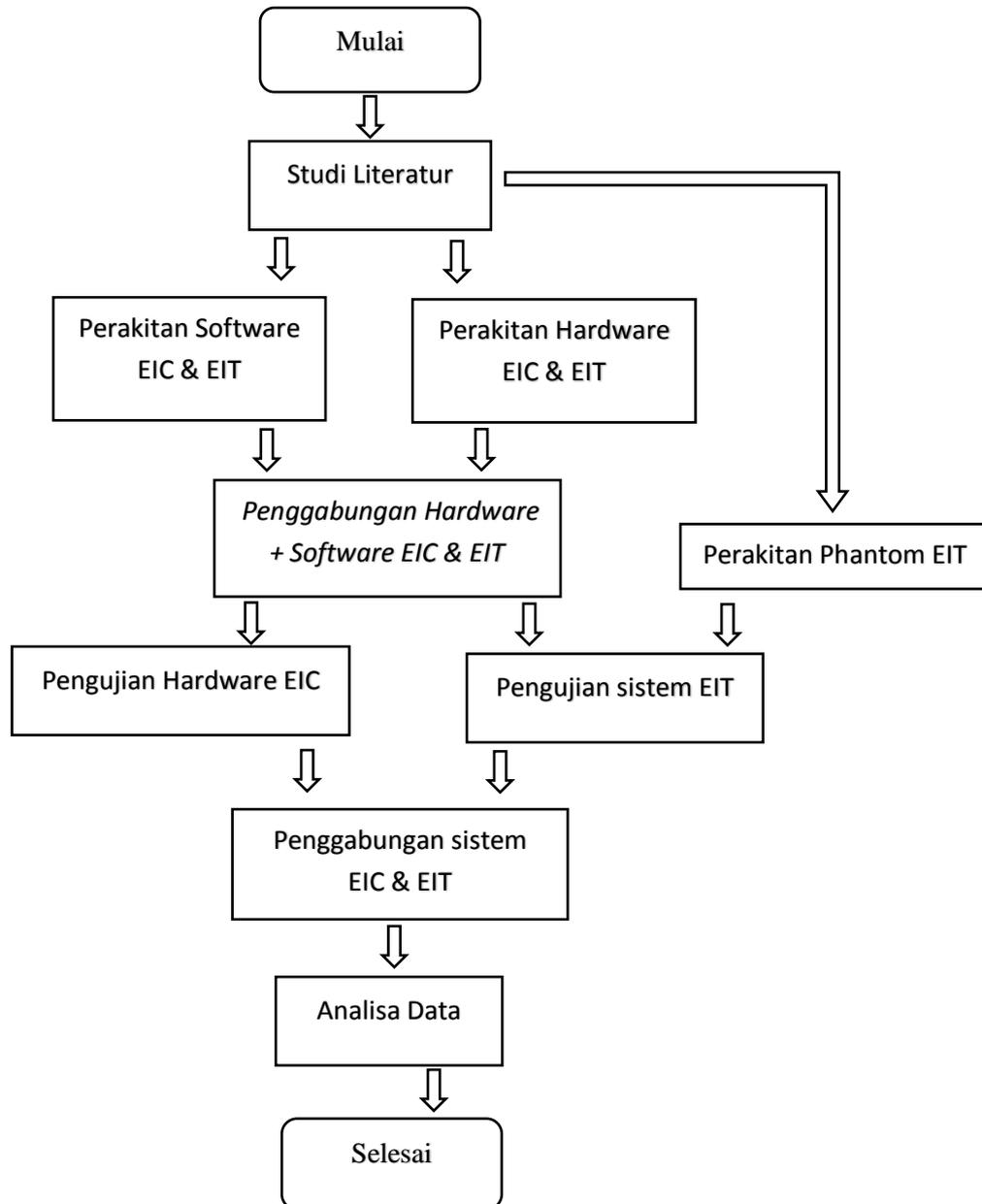


Gambar 3. 1 Diagram Sistem *Integrated Electrical Impedance Cardiography & Tomography* (EICT)

Untuk sistem operasi (OS) pada PC yang digunakan menggunakan basis *windows*, dipilihnya sistem operasi karena mayoritas pengguna PC di dunia, terutama di Indonesia saat ini menggunakan basis *windows*, sehingga dengan menggunakan sistem operasi ini secara umum akan memudahkan user dalam mengoperasikan dan menggunakan peralatan yang telah dirangkai. Sedangkan software dan bahasa

pemrograman yang digunakan untuk proses controlling dan tampilan menggunakan basis *python*, dipilihnya *python* karena memiliki kelebihan yaitu bersifat *open source* serta telah banyak digunakan dalam proses *controlling*

3.3 Diagram Alir Penelitian

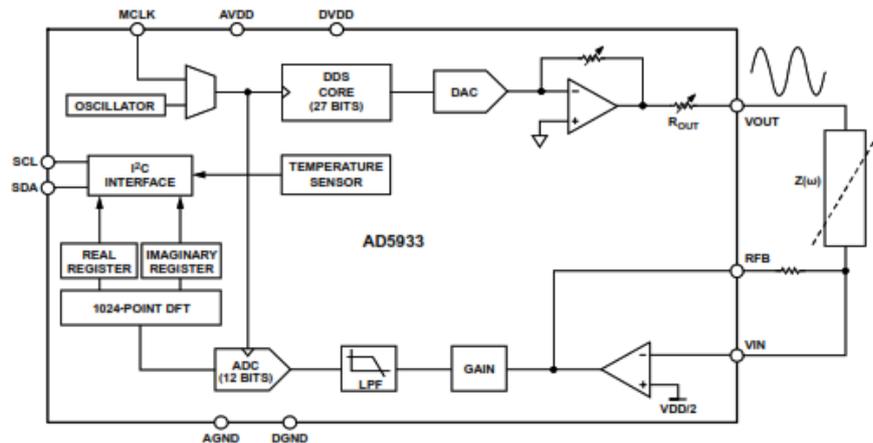


Gambar 3. 2 Diagram Alir Penelitian

3.4 Perancangan Perangkat Keras

A. Pembuatan Rangkaian *Voltage Controlled Current Source (VCCS)* dan *Voltage Measurement*

Pada penelitian ini digunakan IC AD5933 sebagai basis untuk perancangan desain VCCS dan Voltage measurement. Dipilihkan IC AD 5933 karena IC tersebut memiliki fitur yang menggabungkan fungsi *frequency generator*, 12-bit 1 MSPS analog-to-digital converter (ADC), dan sensor temperatur dengan resolusi 13 bit. Dengan adanya fitur tersebut memungkinkan dilakukannya pengukuran impedansi pada frekuensi spesifik mulai dari 0 Hz sampai 100KHz dengan resolusi sebesar 0,1 Hz (Zhang, 2016). IC AD 5933 memiliki komponen komplit sebagai alat *digital impedance meter*. Fungsi *frequency generator* yang terdapat pada IC AD 5933 memungkinkan untuk mengukur impedansi kompleks dari frekuensi yang diketahui. Respon sinyal impedansi yang terukur di sampling pada komponen ADC terdapat pada chip yang sama, dan discrete fourier transform (DFT) juga di proses pada komponen DSP on-board. Setelah dirangkai, IC AD5933 dapat digunakan untuk mengukur nilai impedansi, fase, dan nilai real imajiner pada komponen impedansi.



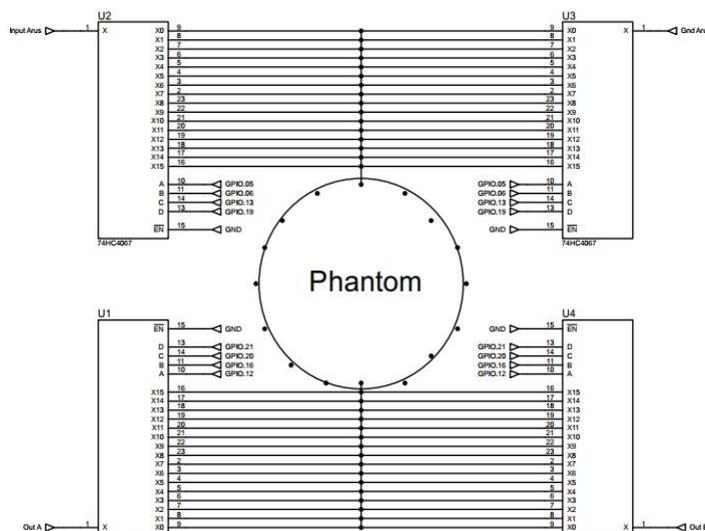
Gambar 3.3 Skema diagram fungsional pada IC AD5933 (Analog Devices, 2017)

B. Pembuatan Rangkaian *Multiplexer* dan *Demultiplexer*

Multiplexer merupakan salah satu jenis komponen elektronika yang mempunyai fungsi sebagai penyeleksi data yang berkerja berdasarkan command selector switch untuk menampilkan data yang ingin dituju. Multiplexer memiliki banyak input data sebesar 2^n contohnya 4, 8, 16,32 input tetapi hanya memiliki beberapa buah input digital dan memiliki 1 bagian pengontrol. Melalui bagian

input digital ini dapat dikehendaki data input mana yang akan ditampilkan. Kebalikan dari Multiplexer yaitu Demultiplexer (Demux). Komponen *multiplexer* yang digunakan dalam penelitian ini yaitu 74HC4067. IC ini merupakan IC analog yang memiliki 16 inputan dengan 4 input data (S0,S1,S,S3), 1 pin SIG sebagai pengendali selector dan 1 input Enable untuk mengaktifkan.

Mux/Demux pada penelitian ini disesuaikan dengan jumlah elektroda yakni 16 elektroda sehingga menggunakan 1 to 16 *channel*. Jumlah IC yang digunakan empat buah dengan dua buah untuk injeksi sinyal arus dan dua buah untuk pengukur tegangan dengan rincian tiap unit injeksi sinyal dan *grounding*. Untuk metode *switch* Mux/Demux akan diprogram dengan Arduino Uno dan disesuaikan dengan metode pengukuran.



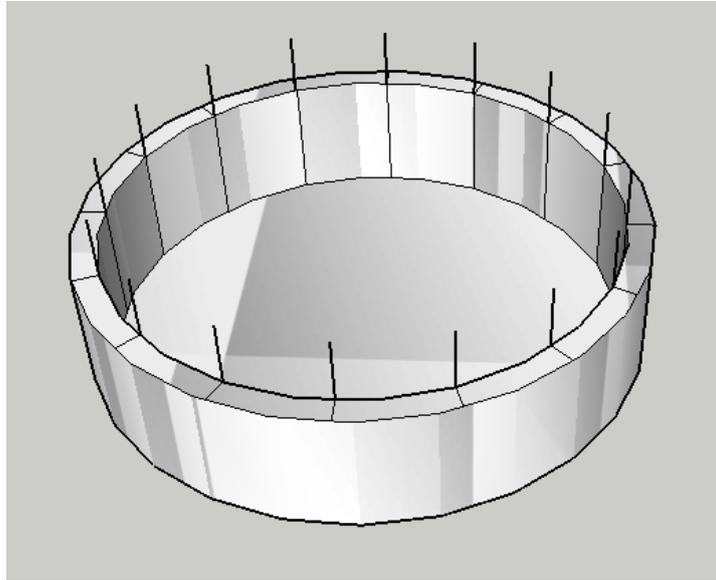
Gambar 3. 5 Rangkaian Multiplexer dan Demultiplexer 16 channel (Khalighi, 2014)

C. Perancangan Unit Kontrol

Unit kontrol yang digunakan pada penelitian ini terdiri atas 2 komponen, yang pertama yaitu komponen untuk kendali VCCS, VCO, ADC, dan Demodulator, dan yang kedua untuk kendali *multiplexer* (Mux/Demux). Untuk proses kendali VCCS, VCO, ADC, dan Demodulator sistemnya menggunakan basis IC AD5933 dan terhubung dengan computer untuk proses kendalinya. Alasan dipisahkannya unit kontrol menjadi 2 bagian yaitu karena pada IC 5933 belum memiliki komponen *multiplexing*. Untuk bagian kendali *multiplexer* (Mux/Demux) digunakan perangkat Arduino uno, koneksi pin yang terdapat pada Arduino terhubung dengan elektroda.

3.5 Pembuatan Phantom Uji

Phantom yang digunakan dalam penelitian ini dibuat dengan basis petridish dan selanjutnya dirangkai dengan elektroda dan kabel, petridish berbentuk lingkaran dengan diameter sekitar 10 cm, sedangkan elektroda yang digunakan menggunakan material tembaga dengan ukuran sekitar 0.5 cm x 0.5cm.



Gambar 3.6 Skema bentuk Phantom 16 Elektroda

3.6 Perancangan Perangkat Lunak

Pada penelitian ini sistem perangkat lunak menggunakan basis sistem operasi *windows*. Perangkat lunak ini berfungsi sebagai pengendali *hardware*, proses rekonstruksi citra serta untuk tampilan pengguna, yang kesemua prosesnya menggunakan bahasa pemrograman *Python*. Pada bagian *multiplexer* digunakan perangkat Arduino untuk proses kontrolnya, sedangkan bahasa pemrograman yang digunakan yaitu C++, bahasa pemrograman ini dapat disetting melalui PC yang terhubung dengan perangkat EIT. Proses yang terjadi pada perangkat hardware akan ditampilkan melalui layar monitor.

3.7 Pengujian Rangkaian

Pada penelitian ini dilakukan pengujian terhadap beberapa rangkaian secara runtut dengan skema sebagai berikut.

A. Pengujian VCCS

Proses pengujian komponen VCCS dilakukan dengan mengamati sinyal output dari perangkat VCCS, perangkat VCCS yang telah dirangkai diharapkan bisa

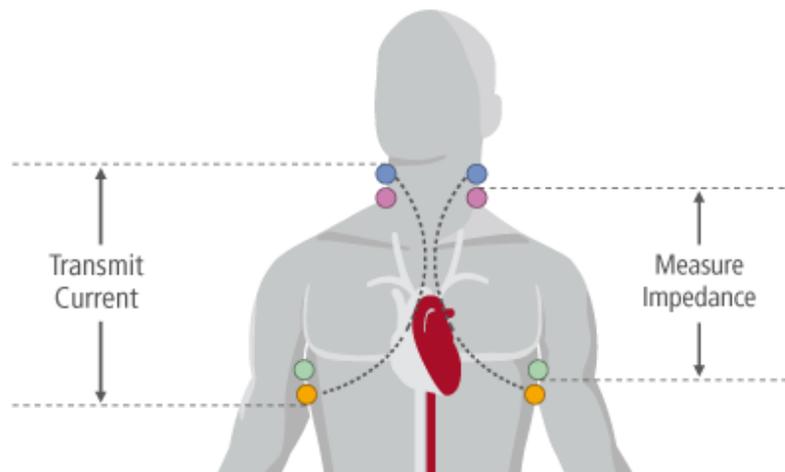
memberikan sinyal output arus listrik dengan rentang frekuensi 10-100KHz. Pengujian juga dilakukan langsung pada phantom tanpa multiplekser untuk mengetahui keluaran sinyal keluar elektroda memiliki bentuk sinyal yang sama atau dengan analisa sinyal dari osiloskop. Sinyal yang terukur merupakan tegangan pada tiap elektroda.

B. Pengujian Multiplexer

Proses pengujian komponen *multiplexer* dilakukan dengan bantuan rangkaian LED. Karena elektroda yang digunakan sebanyak 16 buah, maka LED yang digunakan pun sebanyak 16 buah. Kinerja komponen *multiplexer* dapat diamati dengan adanya proses nyala-mati pada LED. Kecepatan proses *switching* akan dianalisa pada proses pengujian ini. Setelah proses pengujian dengan bantuan rangkaian LED berhasil dilakukan, maka selanjutnya dilakukan pengujian dengan elektroda sebenarnya yang terdapat pada *phantom* yang telah dibuat.

C. Pengujian Rangkaian *Electrical Impedance cardiography*

Setelah rangkaian telah selesai dibuat dan diuji, selanjutnya akan dilakukan pengujian pada kondisi nyata, untuk alat *impedance cardiography* dalam hal ini yaitu tubuh manusia. Sensor atau elektroda diletakkan sesuai dengan contoh pada gambar 3.3. Pengambilan data dilakukan dengan 2 proses, yaitu proses dengan alat *Integrated Electrical Impedance Cardiography & Tomography* dan manual dengan bantuan alat stopwatch. Data yang diperoleh dari kedua proses selanjutnya akan dianalisa untuk mengetahui karakteristik dan keseksamaannya.



Gambar 3.7 Aplikasi letak sensor pada alat *Electrical Impedance cardiography* (Medizinische, 2019)

D. Pengujian Phantom *Electrical Impedance Tomography*

Phantom berbasis petridish yang telah selesai dibuat selanjutnya dilakukan proses uji dengan cara meletakkan larutan elektrolit dalam petridish. Selanjutnya dilakukan proses uji untuk mengetahui hasil citra yang dihasilkan oleh alat. Pengujian selanjutnya dilakukan dengan meletakkan suatu objek tertentu pada bagian dalam petri dish, objek ini berupa material non organik hingga jaringan organik. Citra yang dihasilkan dari proses pengujian selanjutnya akan dibandingkan dengan kondisi nyata.

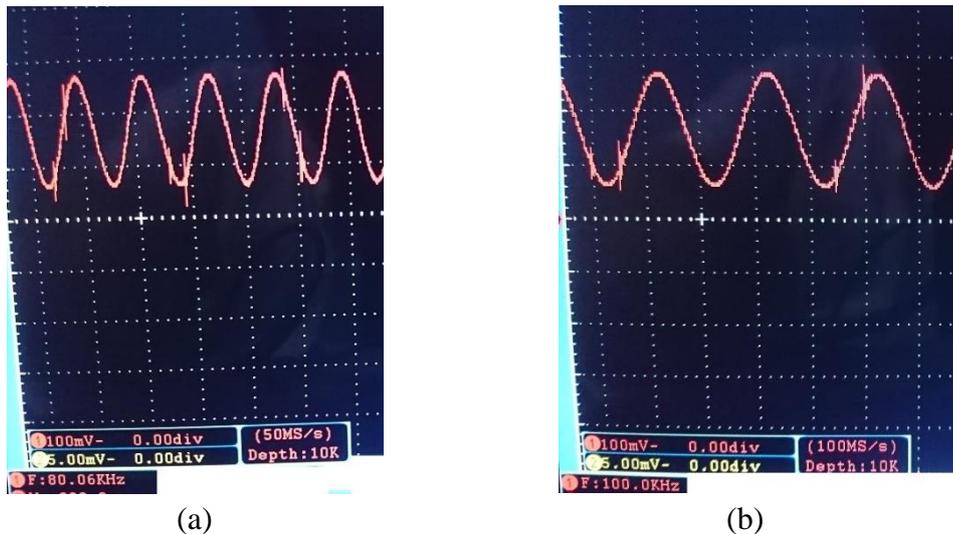
“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB IV

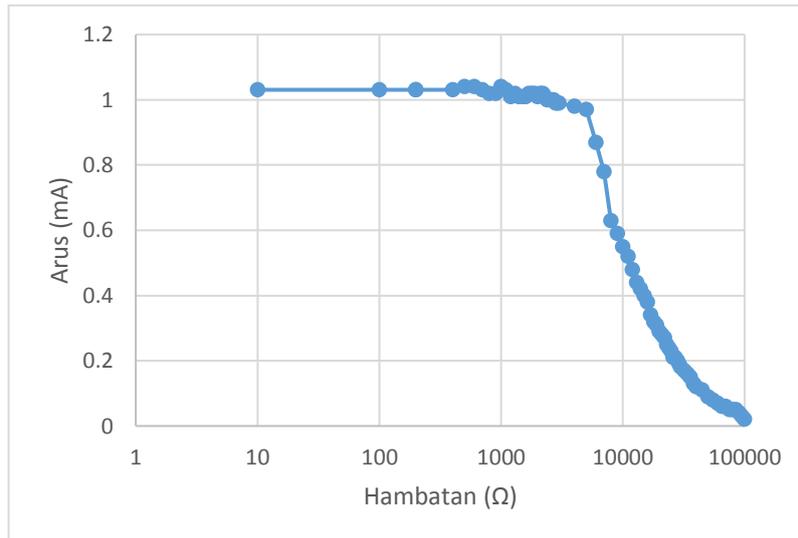
ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Perangkat VCCS, Voltage Measurement, dan Multiplexer.

Langkah pertama dalam rancang bangun alat *electrical impedance cardiography & tomography* ini yaitu proses perakitan komponen perangkat keras (*hardware*) sistem. Perangkat keras ini terdiri atas komponen *Voltage Controlled Current Source* (VCCS), *Voltage Measurement*, dan *multiplexer*. Komponen VCCS berfungsi untuk menginjeksikan arus listrik dengan nilai dan frekuensi tertentu. Arus listrik yang dihasilkan dari perangkat VCCS ini nanti akan digunakan sebagai sumber arus pada perangkat *electrical impedance cardiography & tomography*. Pada penelitian ini digunakan IC AD 5933 sebagai basis rangkaiannya. Setelah komponen sistem VCCS berhasil dibuat langkah selanjutnya yaitu dilakukan proses pengujian sinyal keluaran yang dihasilkan oleh komponen VCCS. Proses pengujian sinyal keluaran VCCS dilakukan dengan bantuan alat osiloskop. Pada saat dilakukan pengujian diketahui bahwa komponen sistem dapat menghasilkan sinyal AC dengan arus 1mA dengan frekuensi hingga batas 100 kHz. Contoh sampling hasil grafik sinyal keluaran dapat diamati pada Gambar 4.1



Gambar 4.1. Hasil pengujian sinyal keluaran pada komponen VCCS; (a). Frekuensi 80 kHz; (b). Frekuensi 100 kHz



Gambar 4.2 Grafik pengujian VCCS dengan berbagai variasi pembebanan

Setelah sinyal output yang diharapkan berhasil dibuat oleh perangkat VCCS, selanjutnya dilakukan pengujian dengan memberikan pembebanan mulai 10Ω hingga $100 \text{ k}\Omega$. Tujuan dari pengujian ini yaitu untuk mengetahui apakah sinyal yang dihasilkan oleh komponen VCCS akan tetap bernilai stabil apabila diberikan berbagai variasi hambatan. Metode pengujian dilakukan dengan menggunakan bantuan alat variable resistor. Setelah dilakukan pengujian diketahui bahwa sinyal keluaran dari VCCS secara umum bernilai stabil sebesar 1 mA hingga pada batas pembebanan $5 \text{ k}\Omega$ (Gambar 4.2) dan setelah melewati hambatan $7 \text{ k}\Omega$, sinyal terus menurun hingga mendekati nol pada variasi pembebanan $100 \text{ k}\Omega$. Dengan membandingkan nilai resistansi pada jaringan tubuh seperti yang ditunjukkan pada tabel 4.3, dapat diharapkan bahwa sinyal secara umum nantinya akan tetap bernilai stabil apabila diinjeksikan pada jaringan tubuh, karena secara umum nilai hambatan terbesar jaringan tubuh terdapat pada jaringan lemak yang nilainya sekitar $2 \text{ k}\Omega$.

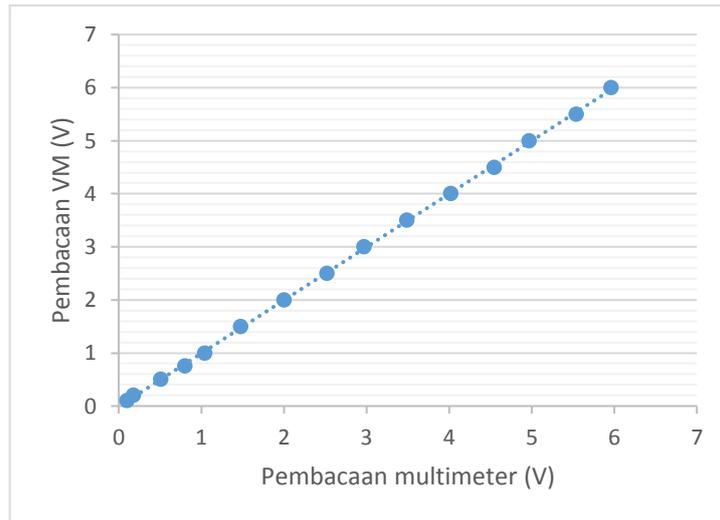
Setelah komponen VCCS selesai dibuat dan diuji, proses selanjutnya yaitu merancang komponen *Voltage Measurement*. Komponen ini berfungsi untuk mengukur data tegangan yang timbul sebagai adanya arus listrik yang nanti akan diinjeksikan pada subyek. Data yang diperoleh dari pengukuran komponen *Voltage Measurement* adalah berupa data tegangan listrik, berdasarkan data tegangan dan data arus listrik maka akan dapat dihitung nilai impedansi. Komponen *Voltage*

Measurement juga menggunakan IC AD 5933 sebagai basis rangkaiannya karena sudah memiliki fungsi sebagai demodulator dan *Analog to Digital Converter* (ADC). Proses pengujian dilakukan dengan membandingkan nilai tegangan terukur pada komponen *Voltage Measurement* dan *Multimeter*. Nilai tegangan terukur selanjutnya diolah menjadi bentuk grafik untuk mengetahui selisih pengukuran (Gambar 4.3). Setelah dilakukan proses pengujian dan analisa grafik tegangan, diketahui bahwa pembacaan nilai tegangan terukur pada komponen *Voltage Measurement* dan *Multimeter* secara umum bernilai sama, sehingga komponen *Voltage Measurement* dapat digunakan untuk mengukur nilai tegangan listrik nantinya.

Tabel 4.1. Nilai resistansi dari berbagai jaringan tubuh (Cybulsky. G, 2011)

Type of the tissue	Resistivity (Ω cm)
Blood plasma	63
Blood (for hematocrit Ht = 47%)	150
Skeletal muscle (longitudinal)	300
Skeletal muscle (transverse)	700
Heart muscle (dog)	750
Lungs (dog)	1,200
Fat	2,180
Saline 0.9%	57

Proses selanjutnya setelah komponen *Voltage Measurement* telah selesai dibuat dan diuji adalah membuat komponen *Multiplexer*. Komponen ini nantinya pada alat EIT berfungsi untuk menentukan elektroda mana yang berfungsi untuk menginjeksi arus dan elektroda yang berfungsi untuk mengukur tegangan. Komponen *Multiplexer* pada penelitian ini menggunakan basis IC 74HC4067. Setelah komponen *Multiplexer* telah berhasil dibuat, selanjutnya dilakukan proses pengujian dengan mengukur waktu pengukuran tegangan pada tiap siklus pengujian (Tabel 4.2), berdasarkan pengujian diketahui bahwa untuk melakukan satu siklus pengukuran EIT memerlukan waktu sekitar 5 detik.

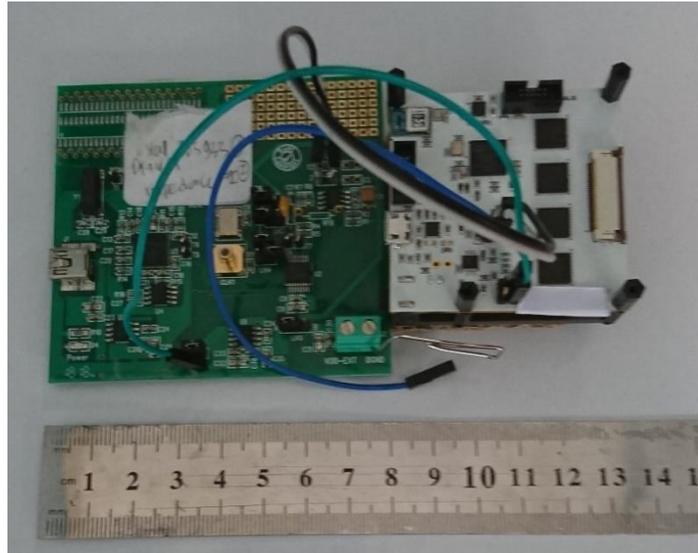


Gambar 4.3 Grafik pengujian tegangan dengan Voltage Measurement

Tabel 4.2 Tabel waktu sampling data multiplexer

Uji ke	Waktu total (sekon)	Waktu per elektroda (ms)
1	4.8	23.08
2	5.3	25.48
3	5.2	25.00
4	4.7	22.60
5	4.9	23.56

Setelah komponen VCCS, *Voltage Measurement*, dan *Voltage Measurement* telah berhasil dibuat dan diuji (Gambar 4.4), langkah selanjutnya yaitu membuat elektroda untuk perangkat EIC dan phantom uji untuk alat EIT, merancang komponen perangkat lunak dan kontrol (graphic user interface / GUI).



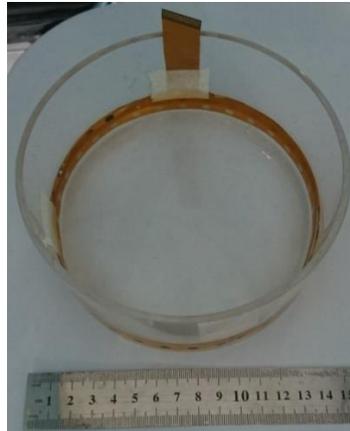
Gambar 4.4. Perangkat alat *electrical impedance cardiography* yang telah dirangkai

4.2 Phantom uji alat *Electrical Impedance Tomography*

Untuk alat *electrical impedance tomography* terdapat satu komponen tambahan yaitu *multiplexer*. Komponen ini berfungsi mengatur unit elektroda mana yang akan berfungsi sebagai penginjeksi arus dan yang berfungsi sebagai pengukur tegangan. Komponen ini nantinya akan dikendalikan dengan perintah perangkat lunak yang menggunakan basis *coding python*.

Phantom untuk alat *electrical impedance tomography* yang digunakan dalam penelitian ini dibuat dengan basis akrilik, berbentuk lingkaran dengan diameter sekitar 14 cm dan tinggi 6cm yang akan dihubungkan dengan elektroda dan kabel. Material yang dipilih dalam pembuatan phantom ini sedikit berbeda dengan rancangan awal penelitian. Perubahan ini dilakukan dengan beberapa pertimbangan. Pada awalnya phantom direncanakan akan menggunakan petridish kaca, namun dengan mempertimbangan potensi bahwa saat digunakan alat dapat jatuh dan pecah maka material phantom diganti. Phantom dalam penelitian ini juga tidak menggunakan logam sebagai materialnya karena dapat berpotensi mengganggu proses pengambilan data karena logam diketahui dapat menghantarkan arus listrik. Untuk elektroda dan kabel pada phantom rencana awal akan menggunakan pin atau klip logam dan dijepit dengan kabel buaya, namun dengan pertimbangan kepraktisan dan kemudahan

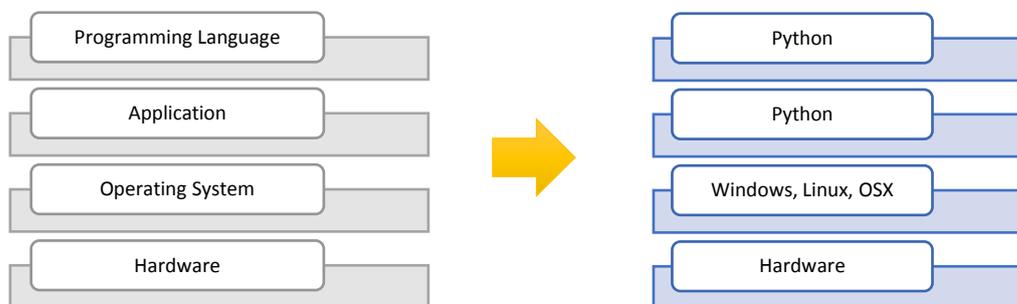
penggunaan, maka kabel dan elektroda phantom kemudian dibuat dalam satu basis plastik elektroda atau *flex electrode*. Komponen *flex electrode* ini dibuat dengan cara meletakkan sebuah jalur aliran listrik dengan material tembaga yang dibuat diatas material plastik (Gambar 4.5).



Gambar 4.5 Phantom uji untuk alat EIT

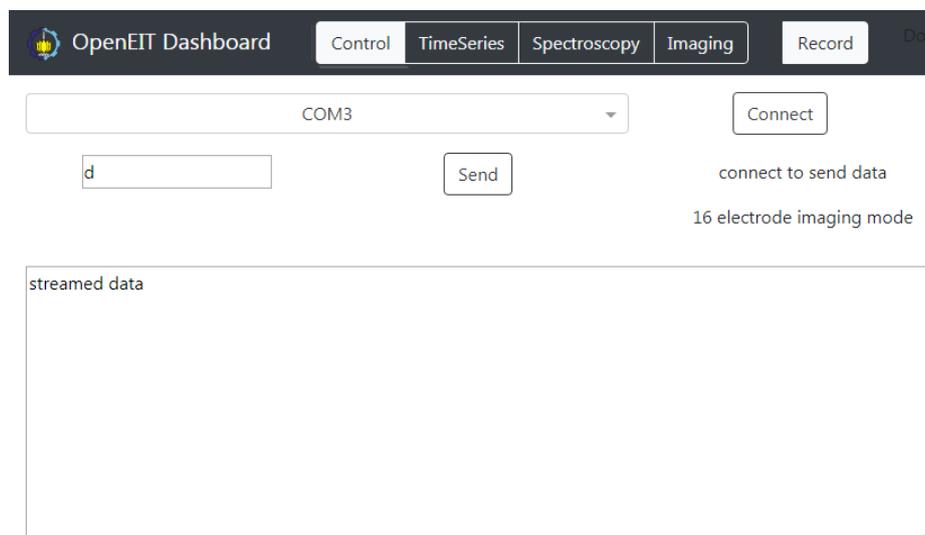
Pada *flex electrode* yang telah dirancang terdapat 32 jalur elektroda individual, jumlah ini lebih banyak daripada jumlah elektroda alat *electrical impedance tomography* yang akan diuji yaitu 16 elektroda. Jumlah elektroda yang dibuat tersebut diletakkan karena mempertimbangkan bahwasanya pada penelitian selanjutnya di masa mendatang apabila diperlukan phantom dengan 32 elektroda maka tidak perlu lagi membuat phantom yang baru.

4.3 Perangkat lunak (*Graphic User Interface*)



Gambar 4.5 Hirarki perangkat keras dan lunak pada sistem EICT

Komponen selanjutnya yang akan dirancang yaitu perangkat lunak sistem kontrol dan *Graphic User Interface* (GUI) (Gambar 4.5). komponen ini berfungsi untuk menghubungkan dan mengendalikan perangkat VCCS dan *Voltage Measurement* yang telah dibuat, selain itu komponen perangkat lunak ini juga berperan untuk melakukan pencatatan data pada saat dilakukan pengujian. Perangkat lunak pada sistem yang digunakan dalam penelitian ini menggunakan aplikasi berbasis *python*. Digunakannya aplikasi tersebut dengan menggunakan pertimbangan bahwa aplikasi ini merupakan jenis *open source* atau dapat diperoleh secara gratis tanpa memerlukan lisensi tertentu. Dengan adanya fitur tersebut perangkat dapat dibuat secara kustom dan dikembangkan lebih lanjut. Di dalam perangkat lunak sistem EIT berbasis aplikasi *python* ini secara penuh terdiri dari kumpulan koding berbahasa *python* dengan kontrol perangkat keras, komponen pencatatan data, pembuatan grafik plot impedansi, solver algoritma EIT serta komponen pengolahan citra (Gambar 4.6). Pola instruksi dari perangkat lunak yakni tahap pertama kontrol perangkat keras untuk akuisisi serta pencatatan. Setelah dilakukan proses akuisisi data, pengguna dapat memilih apakah akan mengambil data hasil pengujian saja, atau ingin mengolah data tersebut. Apabila pengguna ingin melakukan proses pengolahan data, maka nantinya akan dapat diketahui grafik nilai impedansi tiap satuan waktu (alat EIC), atau pola citra nilai impedansi dengan kontur warna pada phantom pengujian (alat EIT).



Gambar 4.6. Tampilan depan (*dashboard*) GUI perangkat EICT

4.4 Penggunaan alat *Electrical Impedance Cardiography & Tomography*

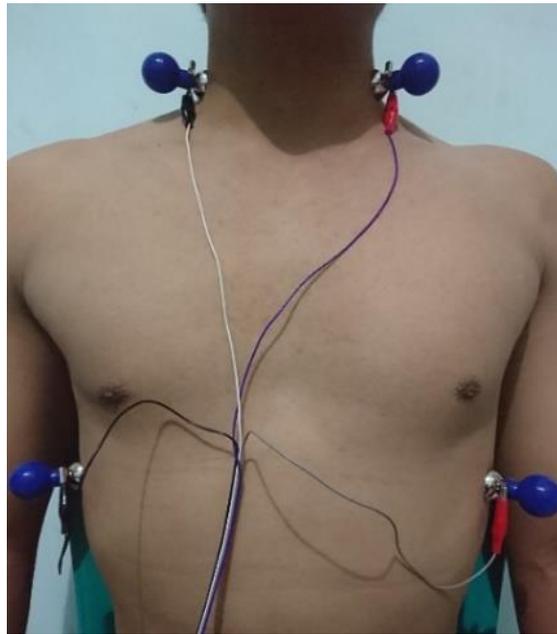
Perbedaan penggunaan alat *electrical impedance cardiography & tomography* terletak pada jumlah elektroda dan adanya perangkat tambahan *multiplexer*. Pada alat *electrical impedance cardiography* elektroda yang digunakan sebanyak 4 unit, dengan 2 unit elektroda berfungsi sebagai penginjeksi sumber arus dan 2 unit lainnya berfungsi sebagai pengukur tegangan. Keempat elektroda tersebut akan memiliki fungsi tetap dan tidak berubah selama dilakukan proses pengambilan data. Pada alat *electrical impedance tomography* elektroda yang digunakan sebanyak 16 unit, dengan 2 unit elektroda berfungsi sebagai penginjeksi sumber arus, dan elektroda lainnya berfungsi sebagai pengukur tegangan. Selama proses pengambilan data, elektroda penginjeksi arus dan elektroda pengukur tegangan akan berubah atau berganti. Proses tersebut menyebabkan tidak ada elektroda yang berfungsi tetap sebagai penginjeksi arus atau pengukur tegangan. Perubahan fungsi elektroda ini akan diatur sesuai konfigurasi proses pengukuran yang digunakan, oleh karena itu pada alat *electrical impedance tomography* dibutuhkan perangkat tambahan yaitu *multiplexer*. Perangkat *multiplexer* berfungsi mengatur proses perubahan atau perpindahan antara elektroda penginjeksi arus dan elektroda pengukur tegangan.

4.5 Pengujian alat *Electrical Impedance Cardiography*

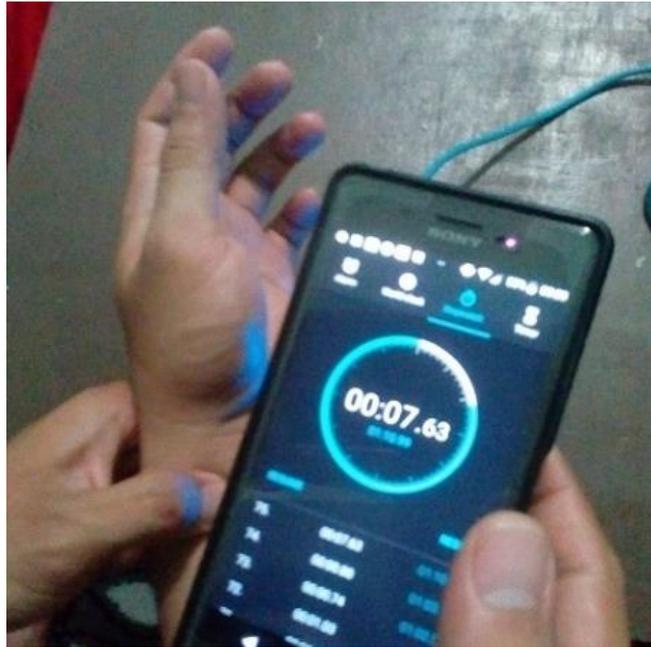
Proses pengujian alat dilakukan dengan menghubungkan probe output dari perangkat *impedance cardiography* dengan elektroda. Elektroda pada alat *impedance cardiography* berjumlah 4 unit, 2 unit elektroda berfungsi untuk menginjeksikan arus listrik, dan 2 unit lainnya berfungsi untuk mengukur tegangan listrik. Jumlah elektroda pada alat *impedance cardiography* ini lebih sedikit apabila dibandingkan dengan jumlah elektroda pada alat elektrokardiografi standar. Perbedaan jumlah elektroda ini dikarenakan prinsip kerja antara kedua alat tersebut sedikit berbeda. Setelah perangkat *impedance cardiography* dengan elektroda, pada ujung lain dari elektroda akan ditempelkan pada bagian tubuh subyek pengujian.

Pada penelitian ini alat *impedance cardiography* akan diuji pada 3 subyek laki-laki dewasa, dengan kondisi sehat, dan tanpa ada kelainan medis tertentu, Detail

informasi data mengenai subyek dapat dilihat pada Tabel 4.3. Proses pengujian dilakukan dalam posisi duduk dan tegak, dengan kondisi subyek melakukan proses pernafasan seperti biasa (Gambar 4.7). Selama proses pengujian alat, jumlah detak jantung subyek juga akan diamati dan dicatat dengan metode lain yaitu dengan bantuan stopwatch (Gambar 4.8), cara kerjanya yaitu bagian tubuh subyek yang terdapat titik nadinya akan disentuh oleh pengamat, diamatinya denyut nadi sebagai perbandingan yaitu karena aktifitas denyut nadi merupakan akibat langsung dari adanya aktifitas organ jantung, pada saat jantung memompa darah maka pembuluh aorta akan berkontraksi dan darah akan mengalir pada pembuluh tersebut. Proses kontraksi pada pembuluh aorta inilah yang menyebabkan adanya denyut nadi.



Gambar 4.7. Konfigurasi penempatan elektroda pada subyek pengujian



Gambar 4.8 Proses pengamatan denyut nadi pada subyek dengan alat stopwatch

Pada saat alat *impedance cardiography* mulai bekerja pengamat akan menekan tombol waktu pada stopwatch, setiap pengamat merasakan adanya denyut nadi pada subyek maka tombol waktu akan ditekan pada stopwatch yang sebelumnya telah diatur sistem pencatatan waktunya dengan sistem putaran atau lap. Ketika alat *impedance cardiography* selesai mencatat data bio impedansi maka pencatatan data denyut nadi juga dihentikan. Data yang diperoleh dari pengamatan dengan stopwatch nantinya merupakan data jumlah denyut nadi per satuan waktu, dan interval dari jeda waktu tiap terjadinya denyut nadi. Data tersebut akan dibandingkan dengan data yang dihasilkan dari alat *impedance cardiography* untuk mengetahui keseksamaan pembacaan alat tersebut (Tabel 4.3).

Tabel 4.3. Data subyek pengujian alat *electrical impedance cardiography*

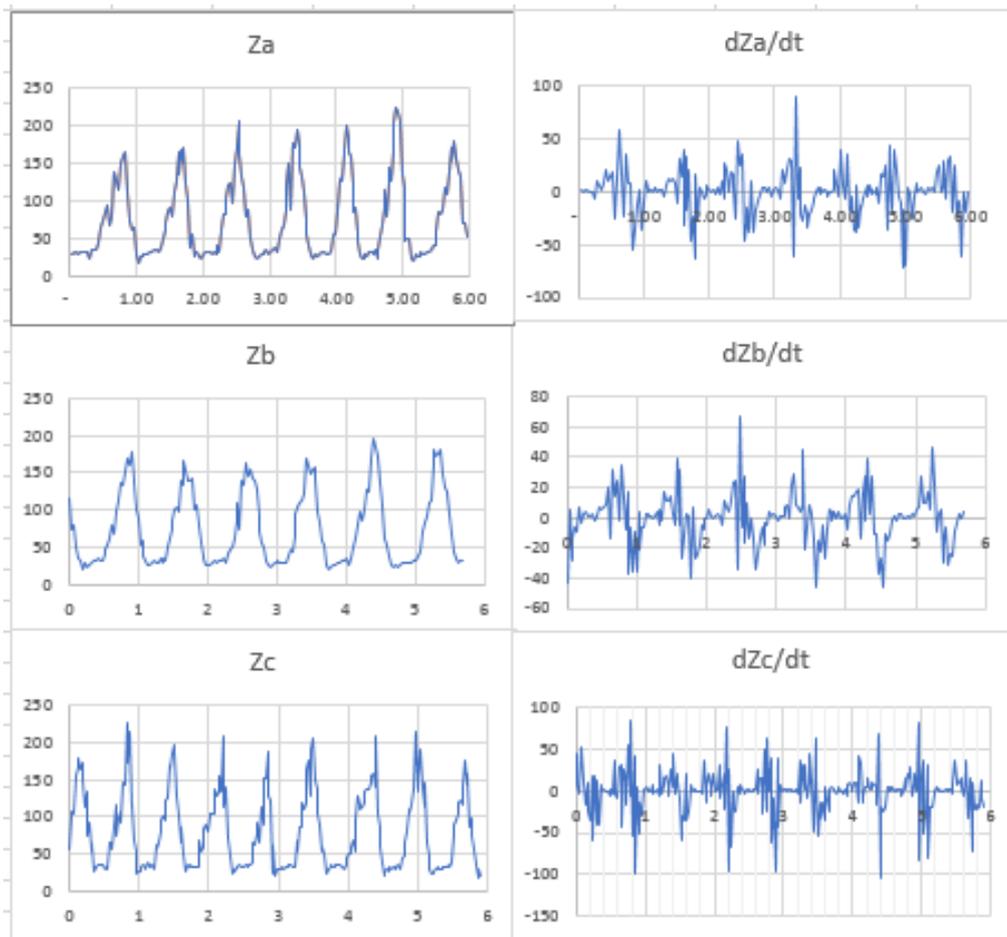
No.	Nama	Usia (th)	Tinggi Badan (cm)	Berat Badan (cm)	BMI	Lingkar Dada (cm)
1	Subyek A	26	165	65	23.9	92
2	Subyek B	24	168	60	21.3	86
3	Subyek C	25	170	67	23.2	92

Setelah dilakukan proses pengujian, data nilai impedansi yang diperoleh selanjutnya akan diolah dengan bantuan komputer untuk menghasilkan grafik nilai impedansi (Z) tiap satuan waktu dan turunan pertama (dZ/dt) atau perubahan nilai impedansi tiap satuan waktu (Gambar 4.9). Jumlah detak jantung tiap satuan waktu ditunjukkan oleh titik puncak pada grafik, titik-titik puncak pada grafik dapat berhubungan dengan detak jantung karena pada saat jantung berdetak atau berkontraksi, maka jantung akan memompa masuk sejumlah fluida, atau dalam hal ini yaitu darah (*preload*),. Selanjutnya darah akan mengalir lebih banyak ke jantung (meningkatkan nilai *stroke volume/ SV*), peningkatan volume darah yang berada dalam jantung berhubungan langsung dengan perubahan nilai impedansi yang terbaca pada alat. Pada saat jantung memompa keluar darah (*afterload*), maka volume darah yang berada pada jantung akan menurun (menurunkan nilai *stroke volume/ SV*), hal ini akan berpengaruh terhadap data impedansi yang terukur oleh alat. Data waktu pada saat jantung memompa keluar darah dapat diamati pada titik lembah dari grafik turunan pertama nilai impedansi (dZ/dt).

Hubungan antara parameter impedansi (Z dan dZ/dt) dan *stroke volume* (SV) dapat dirumuskan sebagai persamaan yang sering digunakan dalam penelitian tentang *impedance cardiography* yaitu (Kubicek et, al. 1970). :

$$SV = \rho \times L_0^2 \times Z_0^{-2} \times \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{\max} \times ET \quad (4.1)$$

Dengan, SV :=*stroke volume* [cm³]; ρ = resistivitas darah [$\Omega \times \text{cm}$]; L_0 = jarak penempatan elektroda [cm]; Z_0 = nilai impedansi dasar bagian tubuh tempat elektroda tertempel [Ω]; $(dZ/dt)_{\max}$ = nilai maksimum turunan pertama dari impedansi [Ω/s]; ET = *ejection time* [s] atau waktu yang diperlukan darah untuk keluar dari bagian bilik kiri jantung, ditentukan oleh titik puncak dari grafik (dZ/dt). Terkait nilai SV dari perhitungan dengan persamaan (1), salah satu variabel yang masih menjadi bahan perdebatan yaitu nilai ρ atau koefisien resistivitas darah. Hal ini dikarenakan setiap individu memiliki karakteristik unsur-unsur darah yang berbeda, seperti nilai persentase eritrosit, leukosit, gula darah, kolesterol, dan lainnya (Miles et al., 1989).



Gambar 4.9. Bentuk grafik impedansi dari subyek A (Z_a), subyek B (Z_b), dan subyek C (Z_c). Serta derivatif dari grafik subyek A (dZ_a/dt), subyek B (dZ_b/dt), dan subyek C (dZ_c/dt) dari pengujian alat *electric impedance cardiography*

Pada Gambar 4.9 terlihat masih terdapat banyak gangguan atau noise, noise ini muncul bisa diakibatkan oleh adanya proses fisiologis lain dalam tubuh seperti kontraksi otot, proses kembang-kempisnya paru-paru sebagai akibat proses pernafasan yang sedang terjadi pada tubuh subyek saat dilakukan proses pengujian alat, dan lainnya. Proses pernafasan dapat mempengaruhi proses pembacaan data pada alat dapat dijelaskan sebagai berikut, ketika paru-paru mengembang, maka fluida dalam hal ini yaitu udara akan memenuhi paru-paru, adanya udara inilah yang mempengaruhi pembacaan nilai impedansi pada alat, karena diketahui bahwa udara memiliki sifat konduktansi listrik yang buruk. Demikian halnya ketika paru-paru mengempis, nilai impedansi akan berubah kembali diakibatkan keluarnya udara dari paru-paru.

Adanya noise pada sinyal ICG umumnya diakibatkan oleh 2 unsur utama (*major artifact*), yaitu karena adanya proses respirasi dan karena adanya gerak tubuh. Beberapa metode yang disarankan untuk menghilangkan noise yaitu: menahan nafas pada saat dilakukan pengukuran; pengolahan data dengan rerata ensemble (*ensemble averaging*); pengolahan data dengan *wavelet based level thresholding*; Analisa komponen sinyal independen; dan menggunakan tapis adaptif (*adaptive filtering*) (Xinyu Hu, et al. 2014). Dari semua metode untuk menghilangkan noise seperti yang telah dijelaskan cara yang paling sederhana yaitu dengan menahan nafas saat dilakukan proses pengukuran. Namun dengan dilakukannya proses menahan nafas saat dilakukan percobaan dapat merubah nilai *stroke volume* (SV), yang pada akhirnya juga mempengaruhi pembacaan impedansi oleh alat, selain itu kendala lainnya yaitu sangat sulit melakukan proses pengukuran data dengan subyek melakukan proses menahan nafas. Oleh alasan itulah mengapa pada saat dilakukan pengukuran pada penelitian ini proses tersebut tidak dilakukan.

Untuk keseksamaan pembacaan jumlah detak jantung tiap satuan waktu pada alat dilakukan perbandingan data dengan pengamatan jumlah detak jantung manual (Tabel 4.4). Berdasarkan data pengamatan jumlah detak jantung secara manual diketahui untuk subyek A dengan pengukuran stopwatch memiliki nilai jumlah detak jantung per menit (BPM) pada kisaran 72 detak per menit. Nilai ini juga sama dengan hasil pembacaan dari alat *electrical impedance cardiography* yaitu terbaca pada kisaran 72 detak per menit. Untuk subyek B dengan pengukuran stopwatch memiliki nilai jumlah detak jantung per menit pada kisaran 70 detak per menit. Nilai ini juga sama dengan hasil pembacaan dari alat *electrical impedance cardiography* yaitu terbaca pada kisaran 70 detak per menit. Namun untuk subyek C dengan pengukuran stopwatch memiliki nilai jumlah detak jantung per menit pada kisaran 79 detak per menit. Nilai ini berbeda dengan hasil pembacaan dari alat *electrical impedance cardiography* yaitu terbaca pada kisaran 80 detak per menit. Adanya perbedaan jumlah detak jantung pada subyek C dapat diakibatkan karena keseksamaan pengamat dalam mencatat detak jantung dengan menggunakan stopwatch.

Tabel 4.4 Data jumlah detak jantung per menit (*beat per minutes / BPM*) pada subyek pengujian alat *impedance cardiography*

No.	Nama	Jumlah BPM hasil pengukuran EIC	Jumlah BPM hasil pengukuran Stopwatch
1	Subyek A	72	72
2	Subyek B	70	70
3	Subyek C	79	80

4.6 Pengujian alat *Electrical Impedance Tomography*

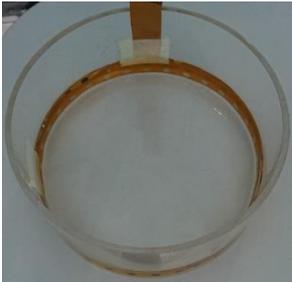
Proses pengujian alat dilakukan dengan menghubungkan alat *impedance tomography* dengan perangkat phantom. Pada perangkat phantom telah terdapat komponen elektroda, elektroda tersebut tertempel pada material plastik yang fleksibel, atau bisa disebut sebagai *flex electrode*. Jumlah elektroda pada alat *impedance tomography* berjumlah 16 unit, 2 unit elektroda berfungsi untuk menginjeksikan arus listrik, dan unit lainnya berfungsi untuk mengukur tegangan listrik. Pada saat dilakukan proses pengambilan data, elektroda akan beralih atau berubah fungsinya sebagai penginjeksi arus dan pengukur tegangan listrik. Proses perubahan fungsi ini akan menyesuaikan dengan pengaturan konfigurasi pengambilan data yang dilakukan, proses ini diatur oleh perangkat multiplexer pada alat.

Setelah didapatkan data pada kondisi homogen, selanjutnya dilakukan pengujian dengan kondisi anomali, prosesnya dilakukan dengan cara mengisi phantom uji dengan berbagai variasi objek. Variasi yg dilakukan dalam pengujian ini yaitu dengan merubah jenis material objek, ukuran, dan posisinya pada phantom uji. Jenis variasi yang diujikan antara lain pipa PVC (*polyvinyl chloride*) pejal dengan diameter 2.5cm dan panjang 5.2cm, lembaran tembaga dengan dibentuk silinder diameter sekitar 2.5cm dan panjang 5.2cm, dan kombinasi dari logam tembaga dan PVC. PVC diketahui bersifat lebih resistif, dan tembaga diketahui bersifat konduktif dengan rincian $\sigma_{PVC} = 10^{-14} \sim 10^{-16} \text{S/cm}$, $\sigma_{tembaga} = 5.8 \times 10^5 \text{ S/cm}$ (Brandes, 1976).

Untuk mengetahui citra *inverse problem* dari data pengujian, diperlukan metode algoritma untuk pengolahannya, algoritma pengolahan ini disebut sebagai

inverse solver. Pada penelitian ini aplikasi dan bahasa pemrograman *python* digunakan untuk menyelesaikan algoritma dari *inverse solver*. Dipilihnya aplikasi dan bahasa pemrograman *python* ini yakni dengan pertimbangan bahwa aplikasi tersebut bersifat open source, relatif sederhana, dan cukup mumpuni seperti sudah dijelaskan pada bagian sebelumnya. Untuk bahasa pemrograman yang digunakan atau dapat disebut sebagai *python framework* yaitu bernama pyEIT. *Framework* tersebut telah cukup banyak digunakan dalam riset tentang EIT terutama yang berbasis *open source*. pyEIT memiliki keunggulan antara lain tidak memerlukan kartu grafis yang terlalu canggih, mendukung proses *rendering* yang cepat, dan sepenuhnya berbasis *python* sehingga *open source* atau gratis. Dalam penelitian ini pyEIT digunakan untuk menghasilkan rekonstruksi citra dengan susunan elektroda sebanyak 16 unit dengan konfigurasi pengambilan data tetangga (*neighbouring method*).

Tabel 4. 5 Perbandingan gambar kondisi nyata dan hasil rekonstruksi citra alat EIT pada kondisi homogen

Pengujian dengan kondisi homogen	
Gambar kondisi nyata	Hasil rekonstruksi citra
	

Hasil dari proses algoritma *inverse solver* menggunakan *python* yang menghasilkan rekonstruksi citra dari phantom uji dapat dilihat pada Tabel 4.5 - 4.7. Perbedaan nilai impedansi dari material yang berada pada phantom uji ditunjukkan dengan skala warna atau *color bar*. Untuk daerah yang memiliki nilai konduktifitas listrik lebih tinggi akan memiliki skala warna kuning cerah, sedangkan untuk untuk daerah yang memiliki nilai konduktifitas listrik lebih rendah akan cenderung berwarna kuning gelap hingga kecoklatan. Pada saat dilakukan proses pengujian dengan kondisi phantom uji kosong dan hanya berisi air atau kondisi homogen diketahui bahwa citra

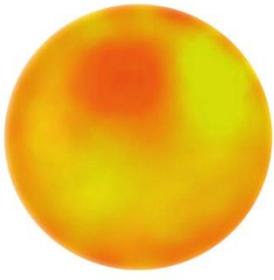
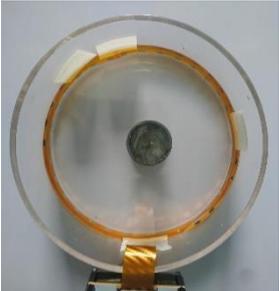
yang dihasilkan secara umum memiliki warna yang hampir seragam atau uniform, hal ini sesuai dengan kondisi nyata dari phantom uji yang didalamnya tidak berisi material apapun kecuali air.

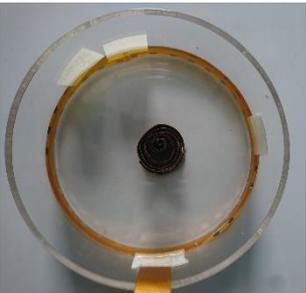
Ketika phantom uji diisi dengan material PVC (Tabel 4.6) diketahui citra yang tampak pada layar berubah, pada layar tampak terdapat bagian yang lebih gelap. Apabila mengacu pada skala warna pada citra, maka dapat diindikasikan bahwa material yang terdapat pada phantom uji memiliki nilai resistifitas listrik yang lebih tinggi apabila dibandingkan dengan sekitarnya. Hal tersebut sesuai dengan kondisi nyata bahwasanya untuk material PVC memiliki nilai resistivitas listrik yang lebih tinggi apabila dibandingkan dengan air.

Ketika phantom uji diisi dengan material tembaga (Tabel 4.6) diketahui citra yang tampak pada layar berubah, pada layar tampak terdapat bagian yang lebih terang. Apabila mengacu pada skala warna pada citra, maka dapat diindikasikan bahwa material yang terdapat pada phantom uji memiliki nilai resistifitas listrik yang lebih rendah apabila dibandingkan dengan sekitarnya. Hal tersebut sesuai dengan kondisi nyata bahwasanya untuk material tembaga memiliki nilai resistivitas listrik yang lebih rendah apabila dibandingkan dengan air.

Ketika proses pengujian dilakukan dengan kombinasi material PVC dan tembaga (Tabel 4.7), tampak pada layar terdapat dua bagian yang memiliki kontras warna agak mencolok. Pada citra terdapat bagian yang memiliki warna lebih gelap, dan ada yang memiliki warna lebih terang. Apabila mengacu dengan hasil pengujian sebelumnya, maka dapat diketahui bahwa terdapat dua jenis material yang memiliki nilai resistivitas listrik yang berbeda, satu lebih bersifat konduktif dan satu lagi lebih resistif. Hasil pengujian tersebut sesuai dengan kondisi nyata bahwasanya memang terdapat dua material yang berbeda pada phantom uji.

Tabel 4. 6 Perbandingan gambar kondisi nyata dan hasil rekonstruksi citra alat EIT pada phantom dengan material PVC dan tembaga

Pengujian dengan material PVC	
Gambar kondisi nyata	Hasil rekonstruksi citra
	
	

Pengujian dengan material tembaga	
Gambar kondisi nyata	Hasil rekonstruksi citra
	
	

Tabel 4.7 Perbandingan gambar kondisi nyata dan hasil rekonstruksi citra alat EIT pada phantom dengan kombinasi material PVC dan tembaga

Pengujian dengan PVC dan tembaga	
Gambar kondisi nyata	Hasil rekonstruksi citra
	

Pada saat dilakukan proses pengujian diketahui bahwa alat EIT secara umum dapat memberi indikasi citra terkait nilai impedansi pada phantom uji, meskipun demikian ketika dilakukan variasi perubahan posisi pada material yang berada pada phantom citra yang dihasilkan agak bergeser dari kondisi nyata (Tabel 4.6 dan 4.7). Pergeseran ini dapat diamati terutama pada saat material yang pada phantom uji berada pada posisi tengah. Pergeseran ini tampak pada kedua material uji, baik PVC ataupun tembaga.

Selain adanya pergeseran pada citra ketika material di phantom berada pada posisi tengah, diketahui bahwa pada citra masih terdapat bagian yang memiliki skala warna yang tidak teratur, bagian ini dapat diamati terutama pada bagian pinggir dari phantom uji. Adanya warna yang tidak teratur tersebut dapat diindikasikan terjadi karena adanya gangguan atau *noise*. Beberapa hal yang dapat menyebabkan adanya noise antara lain masalah pada transmisi sinyal dan kondisi phantom. Untuk transmisi sinyal terkait dengan sistem konfigurasi hardware dan metode pengukuran, sedangkan untuk kondisi phantom bisa diakibatkan oleh adanya korosi pada elektroda yang dikarenakan medium air garam (Widodo, 2018).

Terkait dengan kendala yang terjadi pada saat pengujian alat, baik pergeseran citra hingga adanya noise dapat disimpulkan merupakan masalah pada resolusi spasial. Masalah resolusi spasial pada EIT dapat diakibatkan oleh beberapa faktor antara lain

proses akuisisi data yang tidak stabil, nilai signal-to-ratio (SNR), dan algoritma pengolahan citra (Chitturi, et al, 2017). Resolusi dari citra yang dihasilkan oleh alat EIT secara umum bergantung terutama pada *hardware*. Resolusi rekonstruksi akan menghasilkan citra yang kurang baik terutama pada saat objek berada pada bagian tengah, hal tersebut karena sensitifitas pengukuran akan menurun secara drastis ketika jarak antar elektroda semakin besar. Tingkat sensitifitas alat EIT berada pada kisaran 77% sampai dengan 90% dengan frekuensi kerja sinyal berada pada batas 100kHz (Chitturi, et. al, 2020). Apabila ingin meningkatkan resolusi spasial dari citra alat EIT dengan jalan memperbaiki perangkat lunak, dapat berfokus dengan memperbaiki algoritme pada proses pengukuran data dan juga memperbaiki algoritme pada proses rekonstruksi citra dari data. Metode lain yang dapat dilakukan untuk memperbaiki resolusi citra alat EIT disarankan agar tidak menggunakan sumber arus listrik tunggal, atau dapat dikatakan jumlah sumber arus listrik sesuai dengan jumlah elektroda yang tiap unitnya independen satu sama lain (Rafiei, et. al, 2008). Pada penelitian ini metode tersebut tidak diaplikasikan karena pada sistem akan menjadi sangat kompleks dan memerlukan bahasa pemrograman yang tidak sederhana.

Untuk kendala resolusi spasial citra terkait algoritme, terdapat metode penyusunan algoritme alternative yang disebut sebagai *Genetic Algorithm* EIT (GA-EIT). Citra yang dihasilkan dari algoritme tersebut lebih baik apabila dibandingkan dengan algoritme lain, meskipun memerlukan waktu yang lebih lama dalam proses rekonstruksinya. Kekurangan dari algoritme tersebut adalah biaya pembuatan yang tidak sedikit, hal tersebut dapat terjadi karena GA-EIT memerlukan perangkat komputasi yang canggih, yang secara umum harganya mahal (Olimi, et. al, 2000). Berdasarkan pertimbangan itulah maka pada penelitian ini metode tersebut tidak digunakan.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

1. Perangkat sistem instrumentasi dan rekonstruksi citra alat *Electrical Impedance Cardiography & Tomography* (EICT) telah berhasil dibuat dan diuji untuk melakukan akuisisi data dan memproses data pengukuran.
2. Komponen VCCS diketahui dapat memberikan output sinyal AC sebesar 1mA dengan frekuensi hingga 100 kHz, dan bernilai stabil hingga resistansi sekitar 7 k Ω
3. Waktu sampling pengukuran data tiap siklus untuk alat *Electrical Impedance Tomography* (EICT) diketahui sebesar 5 detik dengan jumlah data sebanyak 208.
4. Sistem GUI dan algoritme *Electrical Impedance Cardiography & Tomography* (EICT) yang telah dirancang diketahui dapat bekerja untuk menghasilkan data impedansi terkait aktivitas organ jantung dan menghasilkan rekonstruksi citra impedansi pada phantom

5.2. Saran

1. Pada tahap pengembangan penelitian selanjutnya penulis menyarankan agar dapat memberi perhatian untuk menghilangkan *noise* atau gangguan yang ada
2. Untuk pengujian perbandingan keseksamaan alat EIC, penulis menyarankan agar dapat mengukur dengan metode atau menggunakan alat lain seperti electrocardiography (ECG), phonocardiography (PCG), seismocardiography (SCG) atau alat lainnya
3. Untuk alat EIT disarankan agar memperbaiki algoritma pada proses pengukuran data dan juga pada proses rekonstruksi citra agar dapat dihasilkan resolusi citra yang baik

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR PUSTAKA

- Adler, Andy. and Boyle, Alistair. (2017). 'Electrical Impedance Tomography: Tissue Properties to Image Measures'. IEEE transactions on Biomedical Engineering, Vol. 64, No. 11, November 2017
- Albert NM, Hail MD, Li J, Young JB. 2004. 'Equivalence of the bioimpedance and thermodilution methods in measuring cardiac output in hospitalized patients with advanced, decompensated chronic heart failure'. Am J Crit Care. 2004;13(6):469-79.
- Alexander, C. K. and Sadiku, M. N. O. (2009) *Fundamentals of electric circuits fourth edition*. McGraw-Hill.
- Ammari, Habib. (2009). *Mathematical Modeling in Biomedical Imaging*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Paris
- Bour J, Kellett J.2008. 'Impedance cardiography: a rapid and cost-effective screening tool for cardiac disease'. Eur J Intern Med. 2008;19(6):399-405
- Callegaro, Luca. (2013). *Electrical Impedance: Principles, Measurement, and Applications*. Taylor & Francis Group. Boca Raton
- Chitturi, Venkatratnam and Nagi Farrukh.(2017). "Spatial resolution in electrical impedance tomography: A topical review". journal of eletrical bioimpedance. <https://doi.org/10.5617/jeb.3350>
- Cybulski G, Strasz A, Niewiadomski W, Gasiorowska A. 2012. 'Impedance cardiography: recent advancements'. Cardiol J. 2012;19(5):550-6
- Cybulski,G. 2011. *Ambulatory impedance cardiography*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Berlin
- Faia, P. M. *et al.* (2012) 'Imaging Particulate Two-Phase Flow in Liquid Suspensions with Electric Impedance Tomography', *Particulate Science and Technology*. Taylor & Francis Group , 30(4), pp. 329–342. doi: 10.1080/02726351.2011.575444.
- Gaggero, P. O. (2011) 'Miniaturization and Distinguishability Limits of Electrical Impedance Tomography for Biomedical Application', (June), p. 272.
- Harikumar,R.(2013).'Electrical Impedance Tomography (EIT) and Its Medical

- Applications: A Review'. *International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE)* ISSN: 2231-2307, Volume-3, Issue-4, September 2013
- Holder, D. S. (2004) *Part I: Algorithms, Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications (Series in Medical Physics and Biomedical Engineering)*.
- Khalighi, M. *et al.* (2014) 'Design and Implementation of Precise Hardware for Electrical Impedance Tomography (EIT)', *Transactions of Electrical Engineering*, 38(E1), pp. 1–20. doi: 10.1007/s00101-007-1273-y.
- Kubicek WG, Patterson RP, Witsoe DA. Impedance cardiography as a non-invasive method for monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system. *Ann NY Acad Sci*, 1970; 170: 724–73
- Linton DM, Gilon D. 2002. 'Advances in noninvasive cardiac output monitoring. *Ann Card Anaesth*'. 2002;5(2):141-8
- Liu, B. (2016) 'pyEIT: a python based, open source framework for EIT'.
- Malmivuo, J. and Plonsey, R. (1995) *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press.
- M. Rafiei-Naeini and H. McCann. (2008) "Low-noise current excitation sub-system for medical EIT.," *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 6, pp.S173–84. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/29/6/S15>
- Medizinische, Messtechnik GmbH. (2019). "ICG Impedance Cardiography". <https://medis.company/cms/index.php?page=icg-impedance-cardiography>
- Miles DS, Gotshall RW. Impedance Cardiography: Noninvasive Assessment of Human central Hemodynamics at Rest and During Exercise, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 17, 1989, pp. 231-263.
- R. Olmi, M. Bini, and S. Priori. (2000). "A genetic algorithm approach to image reconstruction in electrical impedance tomography," *IEEE Trans. Evol. Comput.*, vol. 4, no. 1, pp. 83–88. <https://doi.org/10.1109/4235.843497>
- Ponto, Hantje. (2019) *Dasar-dasar teknik listrik*. Deepublish publisher. Yogyakarta
- Santiago, J. M. (2013) *Circuit analysis for dummies*. John Wiley & Sons.
- Sarode, V., Chimurkar, P. M. and Cheeran, A. N. (2012) 'Electrical Impedance Tomography using EIDORS in a Closed Phantom', *International Journal of*

- Computer Applications*, 48(19), pp. 975–888. doi: 10.5120/7460-0526.
- Umbu, A. B. S. and Endarko (2017) ‘The design of voltage controlled current source (VCCS) for single frequency electrical impedance tomography (EIT)’, in *2017 International Seminar on Sensors, Instrumentation, Measurement and Metrology (ISSIMM)*. IEEE, pp. 30–36. doi: 10.1109/ISSIMM.2017.8124256.
- Ventura HO, Taler SJ, Strobeck JE. 2005. 'Hypertension as a hemodynamic disease: the role of impedance cardiography in diagnostic, prognostic, and therapeutic decision making'. *Am J Hypertens*. 2005;18(2 Pt 2):26S-43S.
- Warsito.(2005). 'Review: Komputasi Tomografi dan Aplikasinya dalam Proses Industri'. Prosiding Semiloka Teknologi Simulasi dan Komputasi serta Aplikasi 2005
- Widodo, Aris.(2018). *Rancang Bangun Sistem 2 Dimensi Real-Time Electrical Impedance Tomography (RT 2D-EIT) Menggunakan 16 Elektroda*. Tesis Master., Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya
- Xinyu Hu, Xianxiang Chen, Ren Ren, Bing Zhou, Yangmin Qian, Huaiyong Li, Shanhong Xia. (2014) Adaptive Filtering and characteristics Extraction for Impedance Cardiography. *Journal of Fiber Bioengineering and Informatics* 7:1. 2014. 81{90
- Yang, C. L. (2014) ‘Electrical impedance tomography: algorithms and applications’, *thesis, University of Bath*.
- Zhang, Y., Xiao, R. and Harrison, C. (2016) ‘Advancing Hand Gesture Recognition with High Resolution Electrical Impedance Tomography’, *Proceedings of the 29th Annual Symposium on User Interface Software and Technology - UIST '16*, pp. 843–850. doi: 10.1145/2984511.2984574.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

LAMPIRAN

Tabel A. pengukuran tegangan pada alat EIC

No.	Subyek (V)		
	A	B	C
1	0.04	0.16	0.03
2	0.09	0.09	0.05
3	0.13	0.10	0.05
4	0.17	0.07	0.05
5	0.21	0.06	0.08
6	0.26	0.04	0.08
7	0.30	0.02	0.09
8	0.34	0.03	0.08
9	0.38	0.02	0.09
10	0.43	0.03	0.07
...
...
...

Tabel B. pengukuran tegangan pada alat EIC

No.	Variasi (mV)					
	A	B	C	D	E	F
1	147.50	127.50	110.00	74.38	203.13	189.38
2	157.20	109.38	126.25	96.25	115.63	206.25
3	125.63	103.75	113.75	83.75	188.75	90.00
4	158.75	103.13	91.88	68.75	143.75	190.00
5	106.25	85.00	85.63	68.13	47.50	111.25
6	126.88	70.00	111.25	58.13	105.63	0.00
7	110.00	110.63	93.13	58.13	113.75	179.38
8	51.25	84.38	110.63	46.88	163.13	262.50
9	95.40	48.13	115.00	65.63	270.63	369.38
10	50.63	96.25	113.13	46.25	386.88	416.25
...
...
...
206	111.88	108.75	73.75	339.38	344.38	165.00
207	135.00	122.50	73.13	357.50	377.50	163.75
208	128.13	106.25	72.50	360.00	345.63	161.88

Coding python bagian dashboard sistem:

```
from __future__ import absolute_import
import argparse
import logging

from sys import platform

#import .dashboard
from OpenEIT.dashboard import runGui
from OpenEIT.dashboard import Controller
import serial
import serial.tools.list_ports
#print (Adafruit_BluefruitLE.__file__)

FORMAT = '%(asctime)-15s %(message)s'
logging.basicConfig(format=FORMAT, level=logging.INFO)
logger = logging.getLogger(__name__)
def main():

    # configParser = configparser.ConfigParser()
    # configFilePath = r'configuration.txt'
    # configParser.read(configFilePath)

    #n_el      = 16 #configParser.get('hardware-config', 'n_el')
    #algorithm = 'greit' #configParser.get('software-config', 'algorithm')
    #mode      = 'c' #configParser.get('software-config', 'mode')

    ap = argparse.ArgumentParser()
    ap.add_argument("-f", "--read-file",
                    action="store_true",
                    default=False)
    ap.add_argument("--virtual-tty",
                    action="store_true",
                    default=False)
    ap.add_argument("--debug-dash",
                    action="store_true",
                    default=False,
                    help="Show debug messages in GUI.")
    ap.add_argument("port", nargs="?")
    args = ap.parse_args()
    controller = Controller()
    controller.configure(
        initial_port=args.port,
        read_file=args.read_file,
        virtual_tty=args.virtual_tty,
        #n_el=n_el,
        #algorithm=algorithm,
        #mode=mode
    )

    gui = runGui(controller, args.debug_dash)
    gui.run()

if __name__ == "__main__":
    main()
```

Coding python inverse solver problem:

```
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

import pyeit.mesh as mesh
from pyeit.eit.fem import Forward
from pyeit.eit.utils import eit_scan_lines

import pyeit.eit.jac as jac
from pyeit.eit.interp2d import sim2pts

""" 0. construct mesh """
mesh_obj, el_pos = mesh.create(16, h0=0.1)
# mesh_obj, el_pos = mesh.layer_circle()

# extract node, element, alpha
pts = mesh_obj['node']
tri = mesh_obj['element']
x, y = pts[:, 0], pts[:, 1]

""" 1. problem setup """
#mesh_obj['alpha'] = np.random.rand(tri.shape[0]) * 200 + 100
#mesh_new = mesh.set_perm(mesh_obj, anomaly=anomaly)

""" 2. FEM simulation """
el_dist, step = 1, 1
ex_mat = eit_scan_lines(16, el_dist)

# calculate simulated data
fwd = Forward(mesh_obj, el_pos)
#f0 = fwd.solve_eit(ex_mat, step=step, perm=mesh_obj['perm'])
#f1 = fwd.solve_eit(ex_mat, step=step, perm=mesh_new['perm'])
f0=np.loadtxt('homogen.txt')#data homogen
f1=np.loadtxt('inhomogen.txt')# data inhomogen modified by Aris Widodo

""" 3. JAC solver """
eit = jac.JAC(mesh_obj, el_pos, ex_mat=ex_mat, step=step,
              perm=1., parser='std')
eit.setup(p=0.20, lamb=0.01, method='kotre')
ds = eit.bp_solve(f1, f0,normalize=False)
ds_n = sim2pts(pts, tri, np.real(ds))

# plot ground truth
#fig, ax = plt.subplots(figsize=(6, 4))
#delta_perm = mesh_new['perm'] - mesh_obj['perm']
#im = ax.tripcolor(x, y, tri, np.real(delta_perm), shading='flat')
#fig.colorbar(im)
#ax.set_aspect('equal')

# plot EIT reconstruction
fig, ax = plt.subplots(figsize=(6, 4))
im = ax.tripcolor(x, y, tri, ds_n,edgecolors='k', shading='flat')
for i, e in enumerate(el_pos):
    ax.annotate(str(i+1), xy=(x[e], y[e]), color='r')
fig.colorbar(im)
ax.set_aspect('equal')
# fig.set_size_inches(6, 4)
# plt.savefig('./figs/demo_jac.png', dpi=96)
plt.show()
```

Panduan instalasi perangkat EIC & EIC:

1. Install driver VCI FTDI, software dapat didownload di <https://www.ftdichip.com/Drivers/VCP.htm>
2. Install python (versi 3.6.7 keatas)
3. Install via pip:
 - a. imageio==2.4.1
 - b. matplotlib==2.1.1
 - c. numpy==1.16.2
 - d. pyserial==3.4
 - e. scikit-image==0.14.2
 - f. scipy==1.2.1
 - g. six==1.11.0
 - h. Adafruit-BluefruitLE==0.9.10
 - i. dash==0.42.0
4. Pastikan semua package telah terinstall sempurna
5. Nyalakan hardware dengan mengatur switch power kearah on, hubungkan kabel usb ke pc
6. Double klik icon/aplikasi “EIC&EIT system” atau app.py
7. Log processing data akan muncul pada jendela baru
8. Buka browser (chrome, firefox, lainnya), akses dashboard EIT dengan mengetikkan alamat berikut pada browser <http://127.0.0.1:8050/>.
9. Setelah dashboard muncul pada browser, perangkat dapat digunakan

Keterangan Pada jendela dashboard EIT:

- Tab Control: pengendali atau penentu parameter pengukuran pada perangkat
- Tab time series: pengukuran data impedansi tiap satuan waktu
- Tab spektroskopi (dalam pengembangan): penentuan material dengan metode perbandingan spektrum impedansi listrik
- Tab imaging: pencitraan tomografi impedansi listrik (electrical impedance tomography)

BIOGRAFI PENULIS



Penulis lahir pada tanggal 4 Desember 1993 di kota Surabaya, Jawa Timur dengan nama Fajar Timur. Anak pertama dari tiga bersaudara dari pasangan Slamet Budiono dan Diana Wahyuningsih. Penulis tinggal dan menjalani masa kecil di kota Babat, Kabupaten Lamongan. Pendidikan dasar ditempuh di SDN Babat VI, dengan jangka waktu 6 tahun dan lulus pada tahun 2005. Pendidikan jenjang menengah pertama ditempuh di MTsN Model Babat, dengan jangka waktu 3 tahun dan lulus pada tahun 2008. Pendidikan jenjang menengah atas ditempuh di SMA Muhammadiyah 1 Babat, dengan jangka waktu 3 tahun dan lulus pada tahun 2011. Perguruan tinggi jenjang sarjana ditempuh di Departemen Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember, dengan jangka waktu 4 tahun dan lulus pada tahun 2015. Selama menjalani masa studi penulis aktif mengajar dan berwirausaha untuk mengamalkan ilmu dan menopang perekonomian sehari-hari. Setelah lulus dari jenjang sarjana penulis menekuni kegiatan wiraswasta pada bidang konstruksi sipil dan agrobisnis. Pada Tahun 2018 penulis melanjutkan studi jenjang magister pada Departemen Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember dengan konsentrasi riset bidang Fisika Medis. Selain melanjutkan studi jenjang magister, kegiatan penulis lainnya yaitu berwirausaha dan dipercaya sebagai manajer operasional dan pengajar pada lembaga bimbingan belajar Sang Juara School. Penulis dapat dijangkau melalui email fajar.timur@protonmail.com dan fajar.rumit@gmail.com