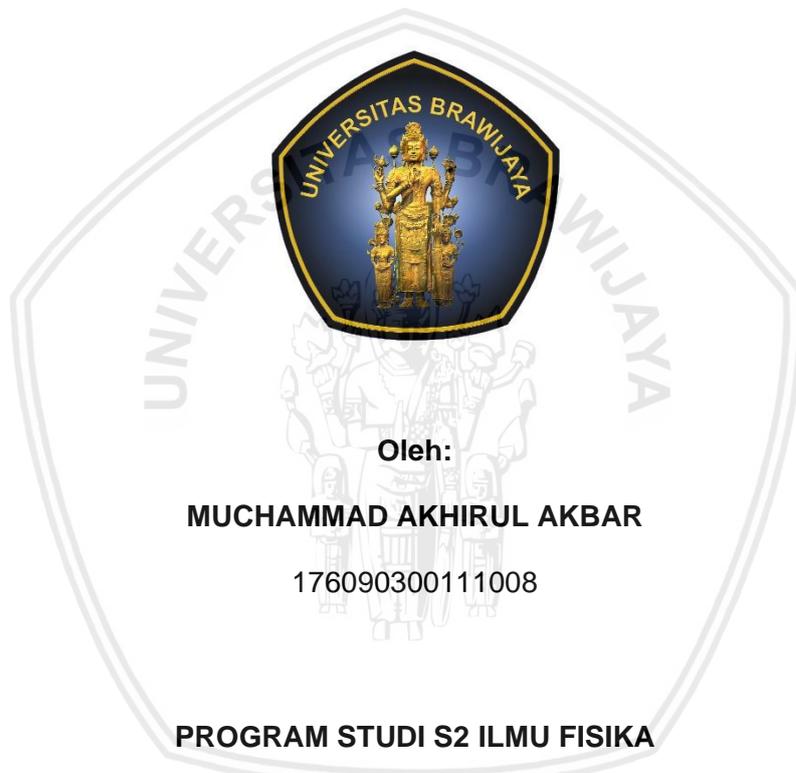


**LIQUID IMPEDANCE ANALYSER UNTUK ANALISIS KONSENTRASI  
GLUKOSA DI DALAM AIR MENGGUNAKAN MODEL RESONANSI**

**TESIS**

Untuk Memenuhi Persyaratan  
Memperoleh Gelar Magister



Oleh:

**MUCHAMMAD AKHIRUL AKBAR**

176090300111008

**PROGRAM STUDI S2 ILMU FISIKA**

**MINAT FISIKA INSTRUMENTASI**

**PROGRAM PASCASARJANA**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

**2019**

## HALAMAN PENGESAHAN

### TESIS

*LIQUID IMPEDANCE ANALYSER* UNTUK ANALISIS KONSENTRASI  
GLUKOSA DI DALAM AIR MENGGUNAKAN MODEL RESONANSI

Oleh:

**MUCHAMMAD AKHIRUL AKBAR**

telah dipertahankan di depan penguji  
pada tanggal 30 Desember 2019  
dinyatakan telah memenuhi syarat

Menyetujui,  
Komisi Pembimbing

Ketua

Anggota

Prof. Dr. -Ing. Setyawan P. Sakti, M. Eng  
NIP. 196508251990021001

Dr. Sugeng Rianto, M.Sc  
NIP. 196909301994021001

Mengetahui,

Ketua Program Studi S2 Ilmu Fisika

Mauludi A. Pamungkas, M.Si, Ph.D  
NIP. 197304122000031013

**IDENTITAS TIM PENGUJI**

JUDUL TESIS :

*Liquid Impedance Analyser* untuk Analisis Konsentrasi Glukosa di dalam Air Menggunakan Model Resonansi

Nama Mahasiswa : Muchammad Akhirul Akbar

NIM : 176090300111008

Program Studi : S2 Ilmu Fisika

Minat : Fisika Instrumentasi

KOMISI PEMBIMBING :

Ketua : Prof. Dr.-Ing. Setyawan Purnomo Sakti, M.Eng

Anggota : Dr. Sugeng Rianto, M.Sc

TIM DOSEN PENGUJI :

Dosen Penguji 1 : Dr. Eng. Chomsin Sulistya Widodo, M.Si

Dosen Penguji 2 : Drs. Hari A. Dharmawan, M.Eng, Ph.D

Tanggal Ujian : .....

SK Penguji : .....

## PERNYATAAN ORISINALITAS TESIS

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya, di dalam Naskah Tesis ini tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu Perguruan Tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata di dalam naskah Tesis ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur jiplakan, saya bersedia Tesis (MAGISTER) dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No. 20 Tahun 2003, pasal 25 ayat 2 dan pasal 70).

Malang, 30 Desember 2019

Muchammad Akhirul Akbar  
176090300111003

## RIWAYAT HIDUP



Muchammad Akhirul Akbar atau akrab dipanggil Akhirul merupakan anak ketiga dari pasangan bapak Budi Mulyanto dan ibu Heni Rohaeni. Akhirul dilahirkan di Mojokerto, tanggal 25 Agustus 1994. Pendidikan dasar ditempuh di SDN Bangsal 1 dan diselesaikan pada tahun 2006. Selanjutnya pendidikan menengah pertama ditempuh di SMPN 1 Bangsal dan diselesaikan pada tahun 2009. Pendidikan menengah atas ditempuh di SMAN 1 Mojosari, selesai pada tahun 2012. Pendidikan berikutnya penulis tempuh di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya, program S1 Fisika tahun 2012 dengan minat Fisika Akustik dan lulus pada tahun 2017.

Pendidikan magister penulis tempuh di Universitas Brawijaya, program S2 Ilmu Fisika pada tahun 2017 dengan minat Fisika Instrumentasi. Selama menempuh Pendidikan magister, penulis bergabung menjadi anggota Laboratorium Teknologi Sensor dan mendapat kesempatan untuk belajar tentang sensor, desain, dan 3D printing. Selain itu, penulis juga berkesempatan mengikuti beberapa *International Conference* dan mempublikasikan beberapa *paper* ilmiah.

Malang, Desember 2019

Penulis

## UCAPAN TERIMAKASIH

Penulis mengucapkan terimakasih kepada Bapak Prof. Dr.-Ing. Setyawan P.Sakti, M.Eng dan Bapak Dr. Sugeng Rianto, M.Sc selaku pembimbing yang telah membimbing, memberikan kepercayaan, dan segala bentuk dukungan selama penulis menyelesaikan penelitian ini. Pengalaman serta ilmu-ilmu yang beliau berikan kepada penulis sangat berharga. Penulis juga menyampaikan terimakasih kepada Bapak Chomsin S. Widodo, M.Si, Ph.D dan Bapak Drs. Hari A. Dharmawan, M.Eng, Ph.D selaku dosen penguji yang telah memberikan saran dan kritik membangun demi sempurnanya karya ini. Tak lupa penulis juga mengucapkan terimakasih kepada Bapak Mauludi Ariesto Pamungkas, M.Si, Ph.D selaku KPS S2 Ilmu Fisika yang telah memberikan arahan, rekomendasi, dan dukungannya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas ini. Terimakasih juga penulis ucapkan untuk keluarga besar Jurusan Fisika dan staff administrasi Pascasarjana FMIPA atas segala bentuk bantuannya.

Untuk senior dan rekan *member* Laboratorium Teknologi Sensor (Mbak Nike, Mas Ridha, Mas Imron, Saila, Daniel, Mira, Ragil, Esa, Warits, Retno, Frendy, Budi, Dimas, Dina, Bila, Mas Iyen, Arin, Dika, Ratna, Tyas, Mbak Dica, dan Mas Ardhy) dan sahabat Instrumentasi 2017 (Amry dan Dewi), terimakasih banyak atas waktu, kerjasama, dan segala macam bentuk *support*-nya, Kalian istimewa! Terimakasih juga penulis persembahkan untuk Ibunda, Ayahanda, saudara-saudara, serta keluarga tercinta yang telah memberikan dukungan kuat, kebijaksanaan, ketulusan, dan do'a tiada henti untuk penulis.

Malang, Desember 2019

Penulis

## RINGKASAN

Muchammad Akhirul Akbar, Program Pascasarjana Universitas Brawijaya, 2019, *Liquid Impedance Analyser* untuk Analisis Konsentrasi Glukosa di dalam Air Menggunakan Model Resonansi; Komisi Pembimbing, Ketua: Prof. Dr.-Ing. Setyawan P. Sakti, M.Eng, Anggota: Dr. Sugeng Rianto, M.Sc.

Impedansi tidak hanya terjadi pada sirkuit elektronik tetapi juga terjadi pada cairan. Dengan kata lain, cairan juga terdiri dari resistansi, induktansi, dan kapasitansi. Secara khusus, permitivitas dan permeabilitas cairan juga mempengaruhi nilai impedansi cairan. Sistem pengukuran impedansi dalam cairan telah banyak dikembangkan sebagai metode untuk mendeteksi analit. Pengukuran impedansi pada zat cair dapat dilakukan dengan mengembangkan rangkaian ekuivalen elektrik optimum. Pada penelitian ini dikembangkan suatu sistem untuk analisis impedansi cairan (*liquid impedance analyser*), dimana analit yang digunakan berupa campuran antara air dan glukosa. Penentuan rangkaian ekuivalen elektrik pada penelitian ini menggunakan metode resonansi, yang mana ada dua model elektrik yang digunakan yaitu model L-C dan model R-L-C. Melalui simulasi perhitungan diperoleh bahwa dimensi chamber dari liquid impedance analyser yang sesuai adalah silinder dengan diameter 3 cm dan tinggi 1,5 cm. Kemudian hasil pengambilan data menunjukkan bahwa pada sistem liquid impedance analyser model L-C, frekuensi resonansi sistem yang diperoleh saat impedansi minimum menunjukkan perubahan sebesar 22,4 kHz per 1% konsentrasi glukosa, sedangkan frekuensi resonansi yang diperoleh ketika fase nol menunjukkan perubahan sebesar 20 kHz per 1% konsentrasi glukosa. Sedangkan pada sistem liquid impedance analyser model R-L-C, frekuensi resonansi sistem yang diperoleh saat impedansi minimum menunjukkan perubahan sebesar 5 kHz per 1% konsentrasi glukosa. Selain itu, nilai impedansi sistem liquid impedance analyser model R-L-C mengalami kenaikan seiring dengan meningkatnya konsentrasi glukosa dalam air, yang kemudian berdampak pada penurunan maksimum fase.

Kata Kunci : Glukosa, impedansi, *liquid impedance analyser*, model resonansi

## SUMMARY

Muchammad Akhirul Akbar, Postgraduate Program Brawijaya University, 2019, Liquid Impedance Analyser for Glucose Concentration in Water Analysis Using Resonance Models; Supervisor: Prof. Dr.-Ing. Setyawan P. Sakti, M.Eng, Co-supervisor: Dr. Sugeng Rianto, M.Sc

Impedance does not only occur in electronic circuits but also occurs in liquids. In other words, liquid also consists of resistance, inductance, and capacitance. Specifically, the permittivity and permeability of liquids also affect the value of liquid impedance. Impedance measurement systems in liquids have been developed as a method for detecting analytes. Impedance measurement in liquid can be done by developing the optimum electric equivalent circuit. In this study, a system for liquid impedance analyzer was developed, in which the analyte used was a mixture of water and glucose. Determination of the electrical equivalent circuit in this study using the resonance method, in which there are two electrical models used, namely the L-C model and the R-L-C model. Through simulation calculations, it is obtained that the appropriate chamber dimensions of the liquid impedance analyzer are cylinders with a diameter of 3 cm and a height of 1.5 cm. Then the results of data collection show that in the L-C model of liquid impedance analyser system, with linear regression, the system resonance frequency obtained when the minimum impedance shows a change of 22.4 kHz per 1% glucose concentration, while the resonance frequency obtained when the zero phase shows a change of 20 kHz per 1% glucose concentration. Whereas in the R-L-C model of liquid impedance analyser system, with linear regression, the resonant frequency of the system obtained when the minimum impedance shows a change of 5 kHz per 1% glucose concentration. Besides, the impedance value of the R-L-C model of liquid impedance analyser system has increased along with the increase in the concentration of glucose in water, which then has an impact on the maximum phase reduction.

Keywords : Glucose, impedance, liquid impedance analyser, resonant model

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT atas rahmat dan hidayah-Nya yang telah dilimpahkan sehingga pengerjaan penelitian tesis dengan judul “*Liquid Impedance Analyser* untuk Analisis Konsentrasi Glukosa di dalam Air Menggunakan Model Resonansi” dapat terselesaikan dengan baik. Di dalam tulisan ini disajikan pokok-pokok bahasan yang meliputi simulasi perhitungan penentuan dimensi *chamber liquid impedance analyser* dan pengaruh konsentrasi glukosa dalam air terhadap nilai frekuensi resonansi serta impedansi terukur dari sistem. Penulis menyadari bahwa proses penulisan ini tidak mudah dan masih terdapat banyak kekurangan. Oleh karena itu, penulis mengharapkan saran yang membangun agar tulisan ini dapat bermanfaat bagi semua pihak dalam menambah wawasan dan mampu memberikan kontribusi bagi pengembangan penelitian selanjutnya.

Malang, Desember 2019

Penulis

## DAFTAR ISI

KATA PENGANTAR .....	ix
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR GAMBAR .....	xii
DAFTAR LAMPIRAN .....	xiv
BAB I .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	2
1.3 Tujuan Penelitian.....	3
1.4 Batasan Masalah.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II .....	5
2.1 Karakterisasi Bahan .....	5
2.2 Impedansi .....	5
2.3 Pengukuran Impedansi .....	7
2.4 Metode Resonansi .....	13
BAB III .....	16
3.1 Kerangka Berpikir.....	16
3.2 Kerangka Konseptual.....	18
BAB IV.....	19
4.1 Tempat dan Waktu Penelitian .....	19
4.2 Alat dan Bahan .....	19
4.3 Metode Penelitian.....	19
4.3.1 Rangkaian Ekuivalen untuk <i>Liquid Impedance Analyser</i> .....	20
4.3.2 Simulasi Pengukuran Impedansi .....	21



4.3.3	Desain <i>Liquid Impedance Analyser</i> .....	21
BAB V	.....	22
5.1	Simulasi Perhitungan untuk Menentukan Dimensi <i>Chamber Liquid Impedance Analyser</i> .....	22
5.2	Pembuatan Sistem <i>Liquid Impedance Analyser</i> .....	28
5.2.1	Desain <i>Chamber</i> untuk <i>Liquid Impedance Analyser</i> .....	28
5.2.2	Perangkaian Alat <i>Liquid Impedance Analyser</i> .....	29
5.3	Pengaruh Konsentrasi Larutan terhadap Nilai Frekuensi dan Impedansi 30	
5.3.1	<i>Liquid Impedance Analyser</i> Model L-C.....	30
5.3.2	<i>Liquid Impedance Analyser</i> model R-L-C.....	35
BAB VI	.....	42
6.1	Kesimpulan.....	42
6.2	Saran.....	43
DAFTAR PUSTAKA	.....	44
LAMPIRAN	.....	46
Lampiran 1.	Program Simulasi Perhitungan.....	46
Lampiran 2.	Daftar Judul Publikasi Internasional.....	48



**DAFTAR GAMBAR**

Gambar 2. 1 Impedansi (Z) yang terdiri dari bagian real (R) dan Imajiner (X) ..... 6

Gambar 2. 2 Penggambaran seri dan paralel yang dikombinasikan dari komponen real dan imajiner ..... 7

Gambar 2. 3 Reaktansi dalam dua bentuk, Induktansi dan Kapasitansi ..... 7

Gambar 2. 4 Model sirkuit listrik ekuivalen yang optimal untuk data IS (Szyplowska et al., 2013)..... 8

Gambar 2. 5 (a) Plot nilai impedansi real dan imajiner terhadap frekuensi; (b) Plot Nyquist..... 9

Gambar 2. 6 Model Rangkaian listrik ekuivalen (a)  $EEC_2$  (b)  $EEC_3$  (Nakonieczna, Paszkowski, Wilczek, Szyplowska, & Skierucha, 2016) ..... 10

Gambar 2. 7 Plot nyquist spektrum impedansi (a)  $EEC_2$  (b)  $EEC_3$ ..... 10

Gambar 2. 8 Model Rangkaian Ekuivalen untuk Investigasi Pengenceran Susu 11

Gambar 2. 9 Plot nyquist spektrum impedansi dari konsentrasi air dalam susu. 11

Gambar 2. 10 Model Pengembangan EEC untuk analisis konsentrasi partikel dalam campuran partikel-cairan ..... 12

Gambar 2. 11 Plot nyquist konsentrasi partikel dalam campuran partikel-cairan 12

Gambar 2. 12 Rangkaian metode resonansi..... 13

Gambar 2. 13 Rangkaian ekuivalen pada QCM..... 14

Gambar 2. 14 Grafik hubungan antara impedansi dengan frekuensi pada QCM sebelum diberi perlakuan..... 14

Gambar 2. 15 Rangkaian ekuivalen QCM setelah diberi perlakuan..... 15

Gambar 2. 16 Grafik hubungan antara impedansi dengan frekuensi pada QCM setelah diberi perlakuan..... 15

Gambar 4.1 Diagram alir tahapan penelitian .....19

Gambar 4.2 Rangkaian ekuivalen untuk *Liquid Impedance Analyser*..... 20

Gambar 4.3 Desain *chamber Liquid Impedance Analyser* ..... 21

Gambar 5.1 Spektrum impedansi model dengan variasi konsentrasi glukosa ....24

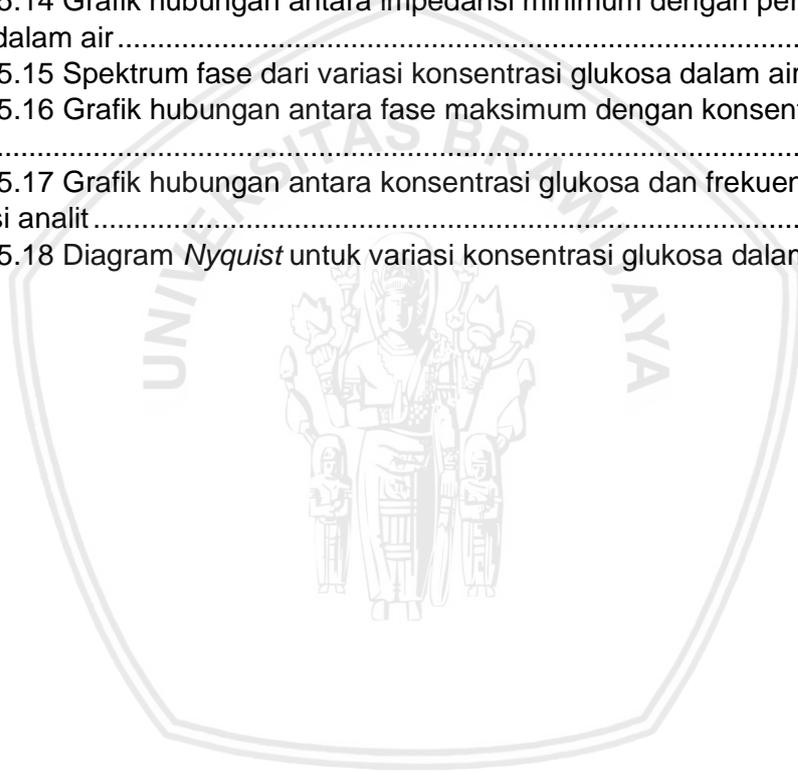
Gambar 5.2 Spektrum fase model dengan variasi konsentrasi glukosa ..... 25

Gambar 5. 3 Hubungan antara konsentrasi glukosa dengan fase maksimum.... 26

Gambar 5.4 Grafik hubungan antara perubahan frekuensi resonansi dengan persentase glukosa dalam air ..... 26



Gambar 5. 5 Diagram nyquist simulasi perhitungan untuk berbagai konsentrasi glukosa dalam air saat (a) induktansi glukosa lebih tinggi, dan (b) induktansi glukosa lebih rendah dari air.....	27
Gambar 5.6 Desain <i>chamber</i> untuk <i>Liquid Impedance Analyser</i> .....	29
Gambar 5.7 Hasil cetak <i>chamber liquid impedance analyser</i> .....	29
Gambar 5.8 <i>Liquid impedance analyser</i> (a) model L-C, dan (b) model R-L-C....	30
Gambar 5.9 Spektrum Impedansi Sistem dengan variasi konsentrasi glukosa ..	32
Gambar 5.10 Spektrum fase sistem dengan variasi konsentrasi glukosa dalam air .....	32
Gambar 5.11 Hubungan antara perubahan frekuensi resonansi dengan persentase glukosa dalam air .....	33
Gambar 5.12 Diagram <i>Nyquist</i> untuk variasi konsentrasi glukosa dalam air .....	34
Gambar 5.13 Spektrum impedansi sistem dengan variasi konsentrasi glukosa .	36
Gambar 5.14 Grafik hubungan antara impedansi minimum dengan persentase glukosa dalam air .....	37
Gambar 5.15 Spektrum fase dari variasi konsentrasi glukosa dalam air .....	38
Gambar 5.16 Grafik hubungan antara fase maksimum dengan konsentrasi glukosa. ....	39
Gambar 5.17 Grafik hubungan antara konsentrasi glukosa dan frekuensi resonansi analit .....	39
Gambar 5.18 Diagram <i>Nyquist</i> untuk variasi konsentrasi glukosa dalam air .....	40



## DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Program Simulasi Perhitungan.....	46
Lampiran 2. Daftar Judul Publikasi Internasional.....	48
Lampiran 3. Sertifikat Bebas Plagiasi.....	49



## BAB I PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Diabetes adalah penyakit degeneratif yang berkaitan dengan metabolisme kadar glukosa dalam darah. Jumlah penderita penyakit Diabetes meningkat setiap tahunnya, bahkan diperkirakan akan meningkat dua kali lipatnya pada tahun 2030 dibandingkan tahun 2007 (Prasmewari & Widjanarko, 2014). Karena itu, penting untuk mengontrol dan juga mengobati diabetes. Saat ini telah banyak dikembangkan berbagai metode non-invasif untuk mengukur kadar glukosa dalam darah, salah satunya dengan menggunakan metode karakterisasi sifat listrik bahan dengan analisis impedansi.

Impedansi adalah ukuran sejauh mana sirkuit menghambat listrik. Impedansi juga dapat disebut sebagai hambatan total yang terdiri dari resistansi, induktansi, dan kapasitansi. Impedansi tidak hanya terjadi pada sirkuit elektronik tetapi juga terjadi pada cairan. Dengan kata lain, cairan juga terdiri dari resistansi, induktansi, dan kapasitansi. Secara khusus, permitivitas dan permeabilitas cairan juga mempengaruhi nilai impedansi cairan.

Sistem pengukuran impedansi dalam cairan telah banyak dikembangkan sebagai metode untuk mendeteksi analit. Proses mendeteksi analit pada metode yang sudah ada adalah melalui perantara sensor QCM. Akan tetapi impedansi yang terukur adalah impedansi QCM. Saat ini, pengukuran impedansi untuk mendeteksi cairan tidak lagi membutuhkan perantara sehingga impedansi yang diukur adalah impedansi murni analit. Salah satu metode yang mungkin untuk

menganalisis sifat listrik bahan adalah menggunakan spektroskopi impedansi (IS) (Szyplowska, 2013). Dengan spektroskopi impedansi, impedansi kompleks dari bahan yang diteliti diukur dalam ketergantungan frekuensi (Anke, 2018). Aspek penting dari hasil IS adalah bahwa ia sering dikaitkan dengan rangkaian listrik ideal yang terdiri dari serangkaian elemen diskrit, rangkaian listrik ekuivalen (EEC). Versi optimal dari EEC adalah kombinasi seri dari resistor (R) dan elemen fase konstan (CPE) yang terhubung secara paralel ke kapasitor (C). CPE bertindak sebagai resistor murni dengan nilai  $= 1/P$  dan mewakili kapasitor ideal ( $C = P$ ).

Berbeda dari penelitian sebelumnya (Abdelkafi, Buschel, Fendri, & Kanoun, 2015; Nakonieczna, Paszkowski, Wilczek, Szyplowska, & Skierucha, 2016; Szyplowska et al., 2013; Yao et al., 2016), dalam penelitian ini, IS dikembangkan menggunakan model sirkuit RLC sederhana, yang disebut *liquid impedance analyser*. Spektrum impedansi model RLC ditentukan dengan menentukan konsentrasi glukosa dalam larutan air. Diketahui bahwa nilai kapasitansi tergantung pada permitivitas, dan nilai induktansi tergantung pada permeabilitas. Dengan demikian, dengan membangun model kelistrikan tertentu, permitivitas, permeabilitas, dan konduktivitas material tertentu dalam bentuk geometris tertentu dapat diukur. Nilai kombinasi dari ketiga sifat listrik tersebut dapat digunakan untuk identifikasi atau komposisi material. Untuk sistem yang diisi dengan cairan, impedansi dapat dikaitkan dengan sifat cairan.

Berdasarkan uraian latar belakang di atas, penulis menggagas ide untuk membuat sebuah alat *liquid impedance analyser* yang dapat digunakan sebagai sarana yang efisien dan akurat dalam analisis konsentrasi glukosa di dalam air dengan model resonansi.

## 1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah yang dibahas pada penelitian ini adalah:

1. Berapa dimensi *chamber Liquid Impedance Analyser* yang akan dibuat?
2. Bagaimana perubahan respon frekuensi terhadap pengaruh perubahan nilai permeabilitas dan permitivitas bahan dengan menggunakan model resonansi?
3. Bagaimana hubungan konsentrasi glukosa dalam air dengan perubahan respon frekuensi pada model resonansi?

### 1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini yang ingin dicapai yaitu:

1. Menentukan dimensi *chamber* dari *Liquid Impedance Analyser*.
2. Menganalisis pengaruh perubahan nilai permeabilitas dan permitivitas bahan terhadap perubahan respon frekuensi dengan menggunakan model resonansi.
3. Menganalisis hubungan konsentrasi glukosa dalam air dengan perubahan respon frekuensi pada model resonansi.

### 1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah dari penelitian ini adalah frekuensi resonansi yang dihasilkan *Impedance Analyser* kurang dari  $10^7$  Hz.

### 1.5 Manfaat Penelitian

Dengan adanya penelitian ini diharapkan:

1. Dapat mengoptimalkan metode karakterisasi bahan dan pengukuran impedansi cairan.

2. Dapat mendukung pengembangan penelitian pengukuran impedansi terutama dalam pendekatan analisis pengukuran impedansi bahan cair menggunakan rangkaian listrik ekuivalen.



## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Karakterisasi Bahan

Suatu bahan memiliki karakter atau sifat-sifat yang meliputi sifat mekanik, sifat kimia, sifat fisik, dan sifat listrik. Masing-masing sifat bahan tersebut dapat dianalisis melalui bermacam-macam metode karakterisasi.

Sifat listrik dari suatu bahan dapat dianalisis dengan beberapa metode karakterisasi. Saat ini metode karakterisasi sifat listrik bahan telah banyak dikembangkan. Salah satunya adalah karakterisasi dengan menggunakan pengukuran berbasis nilai impedansi. Metode karakterisasi yang memanfaatkan nilai impedansi dari suatu bahan antara lain metode *Electrical Impedance Tomography* (EIT) dan metode *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (EIS).

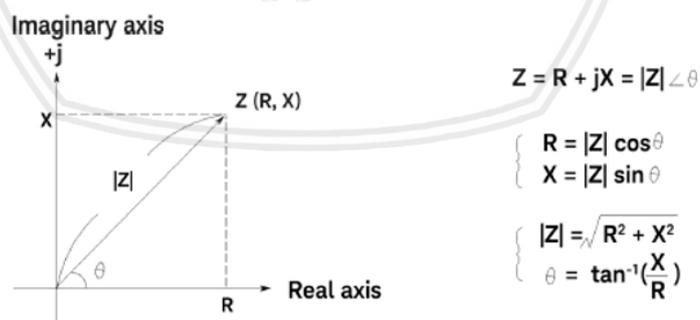
EIT merupakan pencitraan yang memperkirakan persebaran konduktivitas elektrik (Martins & Tsuzuki, 2018). Sedangkan EIS merupakan teknik analisis yang digunakan untuk mendeteksi perubahan sifat kelistrikan melalui nilai impedansi (Jesus, Tenreiro Machado, & Boaventure Cunha, 2008; Lopes, Machado, & Ramalho, 2017).

#### 2.2 Impedansi

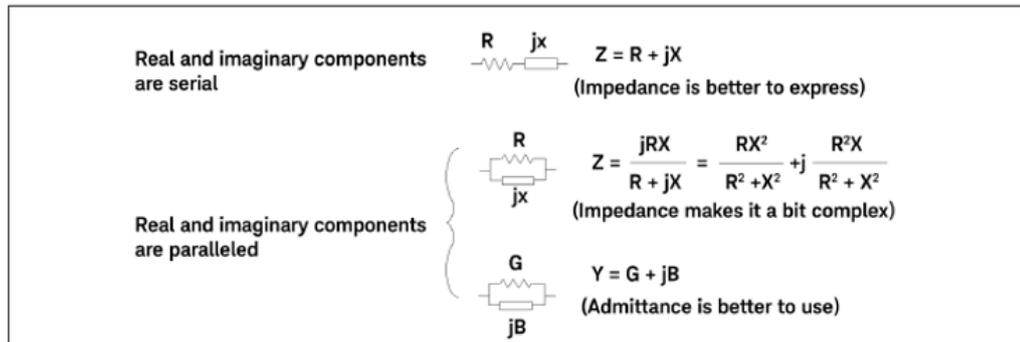
Impedansi adalah ukuran dari hambatan pada arus bolak balik. Impedansi listrik terdiri dari sifat resistif dan reaktif dari sistem sirkuit listrik. Impedansi terjadi ketika arus bolak-balik diterapkan ke rangkaian sehingga nilai impedansi bergantung pada frekuensi (Anke, Hämmerle, Jess, & Moos, 2018).

Impedansi ( $Z$ ) pada umumnya didefinisikan sebagai penjumlahan total dari suatu alat atau rangkaian yang dilewati oleh arus bolak-balik (AC) pada frekuensi tertentu, dan direpresentasikan sebagai kuantitas kompleks yang ditunjukkan secara grafis pada bidang vektor. Sebuah vektor impedansi terdiri dari bagian riil (resistansi,  $R$ ) dan bagian imajiner (reaktansi,  $X$ ) seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1. Impedansi dapat dinyatakan dengan menggunakan bentuk koordinat persegi panjang  $R + jX$  atau dalam bentuk kutub sebagai sudut magnitudo dan fasa:  $|Z| \angle \theta$  (Keysight, 2016).

Dalam beberapa kasus, menggunakan timbal balik impedansi secara matematis sangat tepat. Dalam hal ini  $1/Z = 1/(R + jX) = Y = G + jB$ , di mana  $Y$  mewakili *admittance*,  $G$  *conductance*, dan  $B$  *susceptance*. Unit impedansi adalah ohm ( $\Omega$ ), dan penerimaannya adalah siemen (S). Impedansi adalah parameter yang umum digunakan dan sangat berguna untuk merepresentasikan rangkaian seri untuk resistansi dan reaktansi, karena dapat dinyatakan hanya sebagai penjumlahan,  $R$  dan  $X$ . Untuk koneksi paralel, lebih baik menggunakan *admittance* seperti Gambar 2.2.

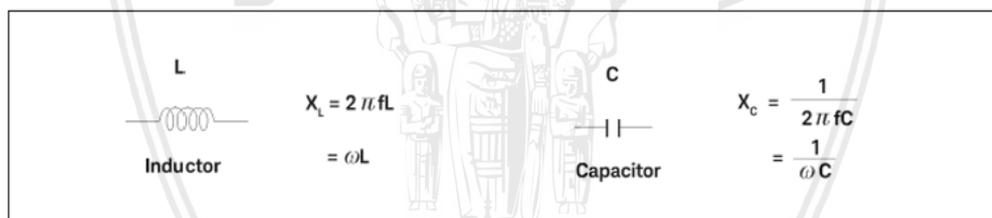


Gambar 2.1 Impedansi ( $Z$ ) yang terdiri dari bagian real ( $R$ ) dan Imajiner ( $X$ )



Gambar 2.2 Penggambaran seri dan paralel yang dikombinasikan dari komponen real dan imajiner

Reaktansi mengambil dua bentuk: induktif ( $X_L$ ) dan kapasitif ( $X_C$ ). Yang didefinisikan sebagai,  $X_L = 2\pi fL$  dan  $X_C = 1/(2\pi fC)$ , dimana  $f$  adalah frekuensi,  $L$  adalah induktansi, dan  $C$  adalah kapasitansi.  $2\pi f$  dapat diganti dengan frekuensi sudut ( $\omega$ : omega) untuk mewakili  $X_L = \omega L$  dan  $X_C = 1/(\omega C)$ . Mengacu pada Gambar 2.3.

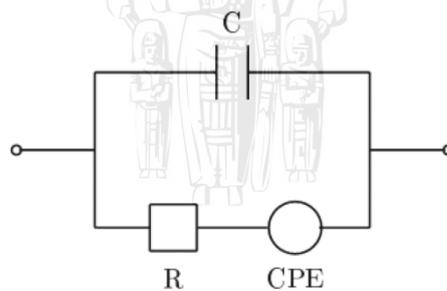


Gambar 2.3 Reaktansi dalam dua bentuk, Induktansi dan Kapasitansi

### 2.3 Pengukuran Impedansi

Impedansi dari bahan dapat didefinisikan sebagai rasio frekuensi domain dari tegangan terhadap arus. Impedansi juga dapat direpresentasikan menggunakan resistansi dan reaktansi. Setiap bahan menunjukkan properti untuk menghilangkan energi dan menyimpan energi. Reaktansi kapasitif ( $X_C$ ) menunjukkan penyimpanan energi dalam material sedangkan resistansi ( $R$ ) adalah indikator disipasi energi (Kamat, Bagul, & Patil, 2014).

Pengukuran nilai impedansi sangat banyak dikembangkan dengan metode EIS, karena metode EIS dianggap lebih mudah dilakukan, murah, dan mudah diimplementasikan (Khaled, Castellano, Gazquez, Salvador, & Manzano-agugliaro, 2015; Machado & Ramalho, 2018). Adapun salah satu contoh pengukuran impedansi dengan metode EIS pernah dilakukan oleh Szyplowska *et al.* (2013) dengan objeknya adalah cairan. Unit eksperimental terdiri dari sensor yang ditempatkan dalam wadah di mana larutan yang diuji dituangkan. Sensor terhubung ke LCR meter untuk pembacaan nilai impedansi. Hasil yang diperoleh dianalisis dengan menggunakan pendekatan EEC (*equivalent electrical circuit*) (Szyplowska *et al.*, 2013). Pendekatan EEC berguna dalam menganalisis spektra impedansi serta mempermudah penelitian menjadi bentuk simulasi terlebih dahulu (Harrington & Van Den Driessche, 2011). Rangkaian EEC yang digunakan dalam penelitian Szyplowska *et al.* (2013) disajikan pada Gambar 2.4.



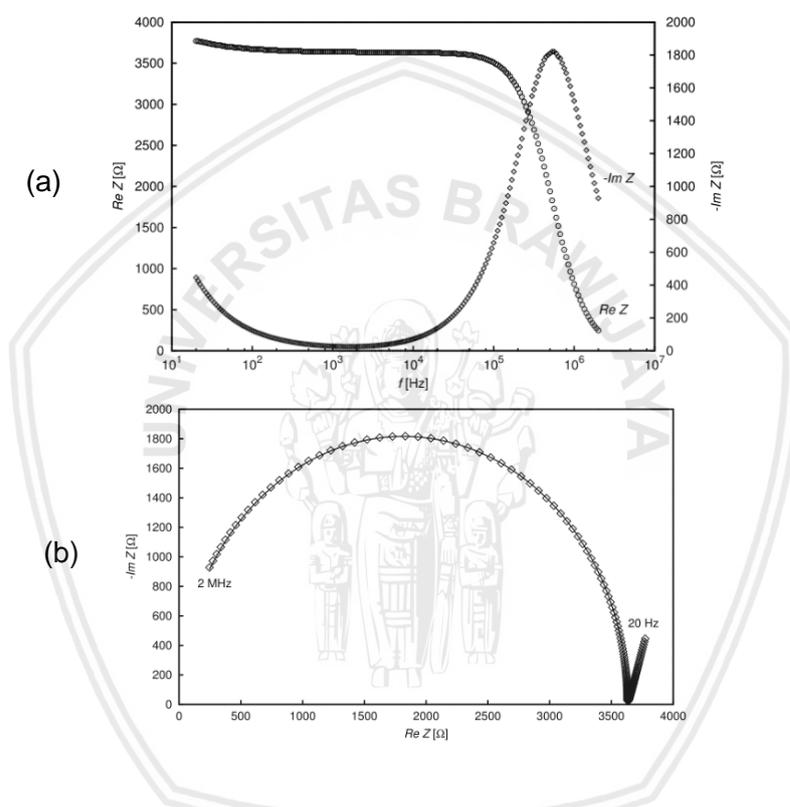
Gambar 2.4 Model sirkuit listrik ekuivalen yang optimal untuk data IS (Szyplowska *et al.*, 2013).

CPE menggambarkan efek antarmuka pada batas antara cairan dan elektroda, seperti pembentukan lapisan ganda listrik. Impedansi elemen CPE tergantung pada dua parameter, yaitu,  $n$  tanpa dimensi dan  $Q$  yang diukur dalam satuan  $s^n \cdot \Omega^{-1}$ , sesuai dengan hubungan berikut:

$$Z_{CPE} = \frac{1}{Q(2\pi jf)^n} \quad (2.1)$$

dimana  $j = \sqrt{-1}$  dan  $f$  adalah frekuensi medan listrik. Interpretasi CPE tergantung pada nilai eksponen,  $n$ ; yaitu, untuk  $n = 1$ , CPE adalah kapasitor yang ideal, dan untuk  $n = 0$ , itu merupakan resistor, sedangkan dalam kasus  $n = -1$ , CPE menjadi induktor.

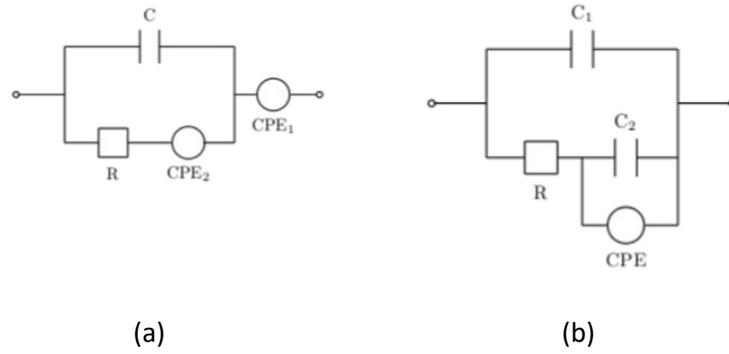
Hasil dari penelitian menggunakan model EEC pada Gambar 2.5 ditunjukkan seperti gambar berikut.



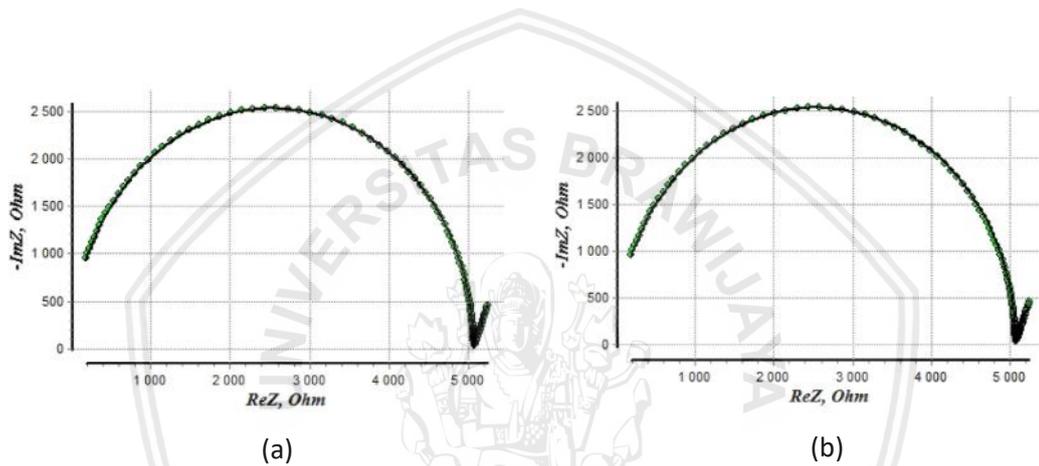
Gambar 2.5 (a) Plot nilai impedansi real dan imajiner terhadap frekuensi; (b) Plot Nyquist

Kemudian Nakonieczna bersama dengan Szyplowska mengembangkan metode yang telah diteliti sebelumnya dengan jenis EEC yang berbeda seperti ditunjukkan oleh Gambar 2.6. Model EEC yang dikembangkan tersebut digunakan untuk mendeteksi adanya bahan kimia aditif dalam produk makanan cair. Hasilnya ditunjukkan pada Gambar 2.7.



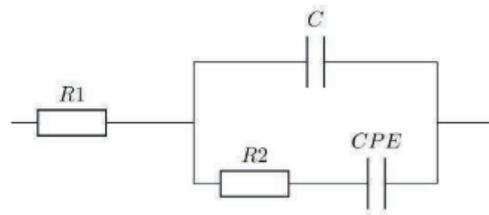


Gambar 2.6 Model Rangkaian listrik ekuivalen (a) EEC<sub>2</sub> (b) EEC<sub>3</sub> (Nakonieczna et al., 2016)

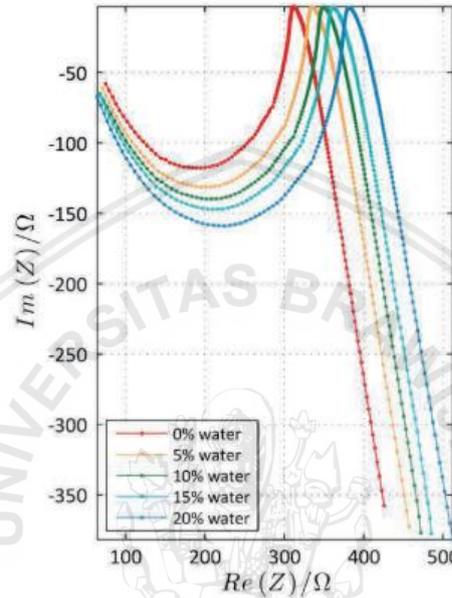


Gambar 2.7 Plot nyquist spektrum impedansi (a) EEC<sub>2</sub> (b) EEC<sub>3</sub>

Pengukuran impedansi dengan metode yang sama dan jenis EEC yang berbeda juga dilakukan oleh Abdelkafi *et al.* (2015) untuk menginvestigasi impedansi pengenceran susu. Jenis EEC yang dikembangkan ditunjukkan pada Gambar 2.8. Hasilnya ditunjukkan pada Gambar 2.9 dimana semakin tinggi konsentrasi air dalam susu maka impedansi riil dan imajineranya semakin meningkat. Dari grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa terdapat kemungkinan untuk membedakan antara susu yang diencerkan dengan beragam konsentrasi air melalui pemanfaatan impedansi listrik cairan, sehingga impedansi dapat digunakan sebagai sarana untuk membangun sensor pemantauan proses pengenceran susu (Abdelkafi et al., 2015).

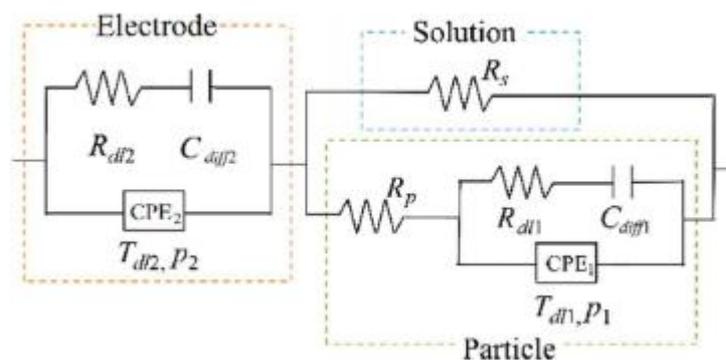


Gambar 2.8 Model Rangkaian Ekuivalen untuk Investigasi Pengenceran Susu

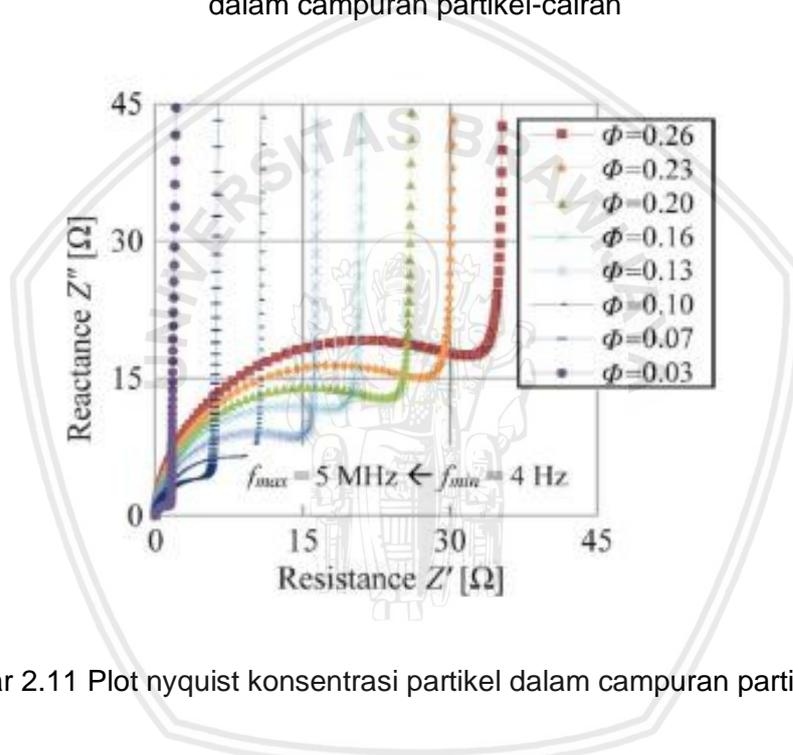


Gambar 2.9 Plot nyquist spektrum impedansi dari konsentrasi air dalam susu

Pengembangan EEC lainnya dilakukan oleh Yao *et al.* (2016) untuk menganalisis konsentrasi partikel dalam campuran partikel-cairan. Campuran partikel-cairan yang diukur impedansinya dalam penelitian tersebut terbuat dari sodium klorida (NaCl) dan partikel anti karat (*stainless particle*). Jenis EEC yang digunakan digambarkan pada Gambar 2.10. Hasilnya menunjukkan bahwa nilai resistansi meningkat relatif terhadap peningkatan konsentrasi partikel, sedangkan nilai kapasitansi berbanding terbalik dengan konsentrasi partikel (Yao *et al.*, 2016). Sehingga semakin tinggi konsentrasi partikel maka semakin besar nilai impedansi imajiner dan impedansi riil yang terukur seperti yang terlihat pada Gambar 2.11.



Gambar 2.10 Model Pengembangan EEC untuk analisis konsentrasi partikel dalam campuran partikel-cairan

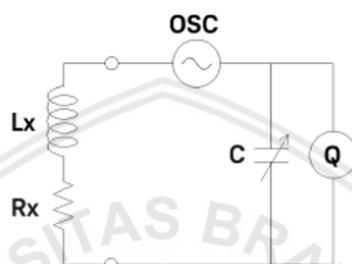


Gambar 2.11 Plot nyquist konsentrasi partikel dalam campuran partikel-cairan

Berdasarkan data-data dari beberapa penelitian di atas, rangkaian ekuivalen yang digunakan sebagai pendekatan analisis pengukuran terbatas hanya melibatkan nilai resistansi ( $R$ ) dan nilai kapasitansi ( $C$ ), sehingga nilai impedansi imajiner ( $Z''$ ) yang terukur terbatas hanya dipengaruhi oleh nilai reaktansi kapasitif ( $X_C$ ) cairan. Hal ini menunjukkan masih diperlukannya pengembangan model rangkaian ekuivalen yang optimum dengan melibatkan nilai induktansi agar hasil pengukuran impedansi imajiner yang diperoleh lebih akurat karena mengandung nilai reaktansi kapasitif dan reaktansi induktif.

## 2.4 Metode Resonansi

Metode resonansi adalah salah satu metode untuk menganalisis nilai impedansi. Metode ini melibatkan penentuan parameter kapasitif dan induktif dari model rangkaian listrik sederhana (Satish, Kumar, Babita, John, & Saxena, 2017). Rangkaian listrik sederhana untuk metode resonansi ditunjukkan oleh Gambar 2.12.



Gambar 2.12 Rangkaian metode resonansi

Gambar 2.12 menjelaskan bahwa pada suatu rangkaian resonansi harus terdiri dari komponen resistor (R), induktor (L) dan kapasitor (C). Impedansi pada rangkaian RLC dapat dihitung menggunakan Persamaan 2.

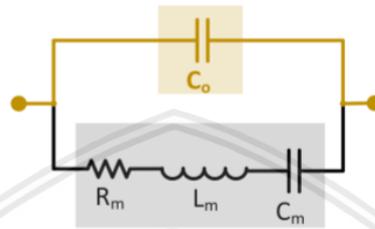
$$Z_m = R + j\omega L - \frac{j}{\omega C} \quad (2.2)$$

dimana  $\omega = 2\pi f$  adalah frekuensi dalam rad/s. Pada kondisi resonansi (ketika  $\omega = \omega_0$ ) impedansi bersifat resistif ( $Z = R$ ). Frekuensi resonansi pada rangkaian RLC dapat dihitung menggunakan persamaan 3 (Guha et al., 2019).

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2.3)$$

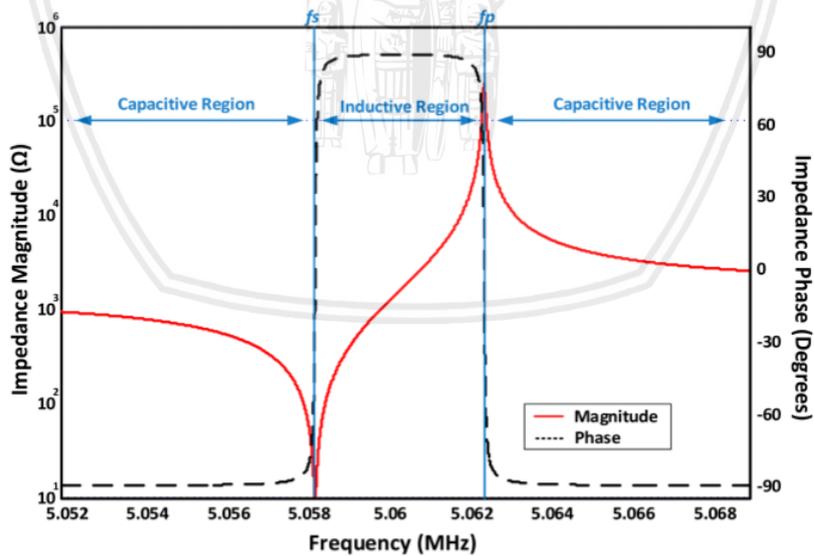
Model resonansi mudah untuk dikembangkan dan diaplikasikan. Salah satu pengaplikasian dari model ini pernah diterapkan oleh Langfeldt, dkk dalam bidang instrumentasi akustik tentang penyerapan suara menggunakan resonator Helmholtz (Langfeldt, Hoppen, & Gleine, 2019). Pengaplikasian lain dari model

resonansi juga pernah dilakukan oleh Alassi, dkk pada sensor QCM (*Quartz Crystal Microbalance*). Penelitian Alassi menjelaskan tentang pengaruh perubahan frekuensi resonansi terhadap perubahan massa QCM. QCM memiliki rangkaian ekuivalen seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.13 (Alassi, Benammar, & Brett, 2017).



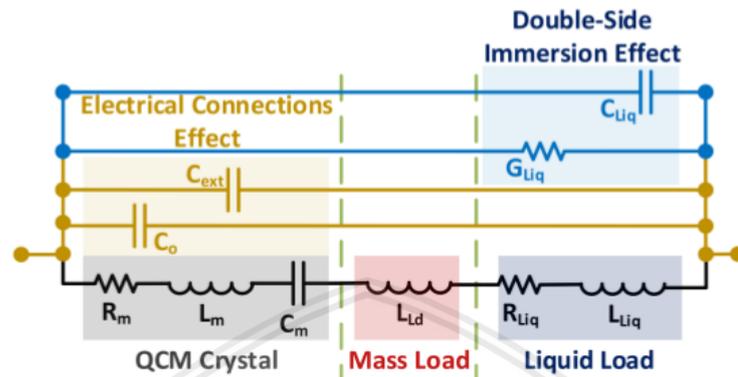
Gambar 2.13 Rangkaian ekuivalen pada QCM

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Alassi, dkk didapat grafik hubungan antara impedansi dengan frekuensi pada QCM saat sebelum diberikan perlakuan yang ditunjukkan oleh Gambar 2.14.



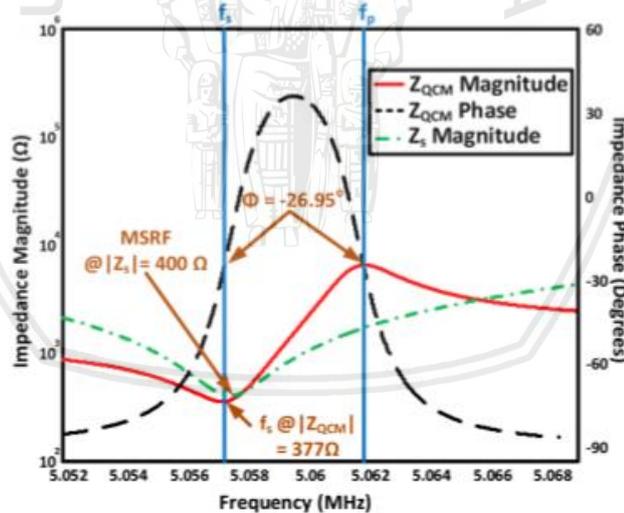
Gambar 2. 14 Grafik hubungan antara impedansi dengan frekuensi pada QCM sebelum diberi perlakuan

Selanjutnya Alassi, dkk memberikan perlakuan kepada QCM berupa penambahan cairan pada permukaan QCM, sehingga rangkaian ekuivalen dari QCM berubah seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 2.15.



Gambar 2.15 Rangkaian ekuivalen QCM setelah diberi perlakuan

Berdasarkan Gambar 2.15 didapatkan grafik hubungan antara impedansi dengan frekuensi yang ditunjukkan pada Gambar 2.16.



Gambar 2.16 Grafik hubungan antara impedansi dengan frekuensi pada QCM setelah diberi perlakuan

Berdasarkan Gambar 2.14 dan 2.16 dapat dilihat bahwa terjadi perubahan frekuensi resonansi. Perubahan frekuensi resonansi ini disebabkan oleh adanya perubahan massa QCM akibat pemberian perlakuan (Alassi et al., 2017).

## BAB III KERANGKA KONSEP PENELITIAN

### 3.1 Kerangka Berpikir

Dalam menganalisis karakteristik suatu bahan dapat digunakan berbagai metode. Salah satu metode yang dapat digunakan adalah dengan metode EIS dimana metode ini memanfaatkan nilai dari impedansi. Sistem pengukuran impedansi sendiri secara luas dikembangkan sebagai metode yang menjanjikan dalam menganalisis bahan uji.

Pengukuran impedansi tidak hanya dapat dilakukan pada rangkaian elektronik, tetapi juga dapat dilakukan pada zat cair. Pengukuran impedansi pada zat cair dapat dilakukan dengan mengembangkan rangkaian ekuivalen elektrik optimum. Pada penelitian ini digunakan analit berupa campuran antara air dengan glukosa. Penentuan rangkaian ekuivalen elektrik pada penelitian ini menggunakan metode resonansi, karena zat cair memiliki nilai permeabilitas dan permitivitas yang dapat mempengaruhi nilai dari induktansi dan kapasitansi suatu bahan seperti pada rangkaian elektrik. Sehingga dengan menggunakan metode resonansi, pengukuran impedansi akan lebih akurat karena pengukuran impedansi imajiner tidak hanya diperoleh dari nilai reaktansi kapasitifnya saja, tetapi juga melibatkan nilai reaktansi induktif.

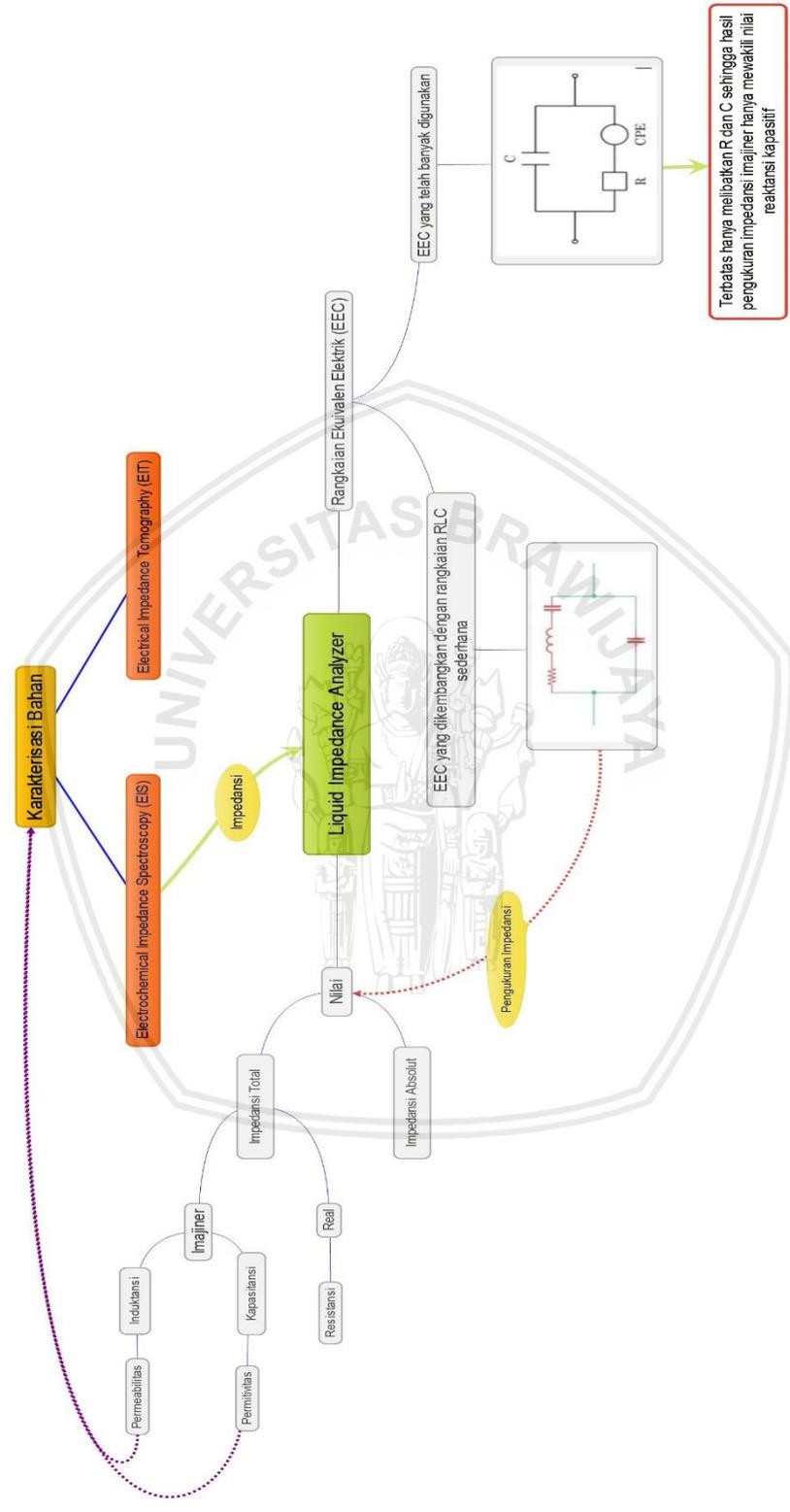
Nilai kapasitansi dan induktansi pada analit tidak hanya ditentukan oleh nilai permeabilitas dan permitivitas bahan saja, tetapi ukuran dimensi dari analit juga mempengaruhi nilai dari kapasitansi dan induktansi. Maka, dimensi dari analit harus ditentukan terlebih dahulu sehingga mengurangi variabel bebas

dalam pengukuran. Penentuan dimensi dari analit dapat dilakukan dengan membuat suatu alat yang dinamakan *Liquid Impedance Analyser*. Dalam pembuatan *Liquid Impedance Analyser* diperlukan simulasi perhitungan dimensi terlebih dahulu, agar nilai frekuensi resonansi dari alat tidak lebih dari  $10^7$  Hz.

Selanjutnya dilakukan percobaan terhadap beberapa variasi konsentrasi glukosa di dalam air untuk mengetahui pengaruh nilai konsentrasi terhadap nilai frekuensi resonansi pada analit, karena konsentrasi glukosa didalam air mempengaruhi nilai permitivitas dan permeabilitas pada analit.



### 3.2 Kerangka Konseptual



Gambar 3.1 Kerangka Konsep Penelitian

## BAB IV

### METODE PENELITIAN

#### 4.1 Tempat dan Waktu Penelitian

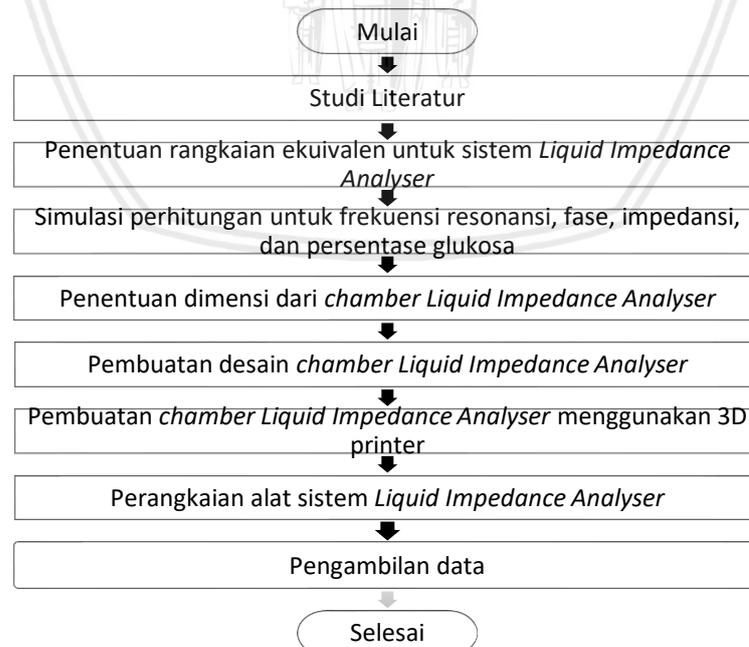
Penelitian ini dilaksanakan di Laboratorium Teknologi Sensor, Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Brawijaya Malang.

#### 4.2 Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang digunakan pada penelitian ini yaitu *Chamber Impedance Analyser*, *Impedance Analyser BODE 100*, *magnetic stirer*, gula dan air.

#### 4.3 Metode Penelitian

Tahap penelitian secara keseluruhan yang akan dilakukan ditunjukkan pada diagram blok pada gambar 4.1.



Gambar 4.1 Diagram alir tahapan penelitian

### 4.3.1 Rangkaian Ekuivalen untuk *Liquid Impedance Analyser*

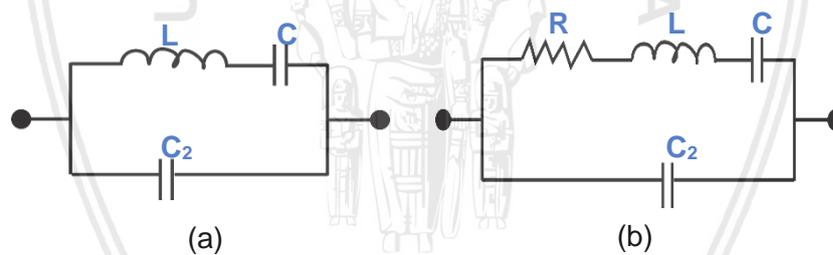
Dalam penelitian ini digunakan dua jenis rangkaian ekuivalen untuk *Liquid Impedance Analyser* seperti ditunjukkan Gambar 4.2, yang mana kedua rangkaian tersebut digunakan sebagai sirkuit dari alat analisis impedansi yang dikembangkan yang dapat mempermudah proses penentuan impedansi murni analit. Rangkaian R-L-C terhubung seri ke sumber tegangan arus bolak-balik (AC). Dengan menggunakan rangkaian R-L-C yang sederhana ini, impedansi cairan dapat diukur dengan perhitungan sederhana impedansi cairan murni, dimana nilai resistansi didasarkan pada analit.

(4.1)

$$Z_1 = Z_R + Z_L + Z_C$$

(4.2)

$$Z_{total} = \frac{Z_1 \cdot Z_{C2}}{Z_1 + Z_{C2}}$$



Gambar 4.2 Rangkaian ekuivalen untuk *Liquid Impedance Analyser*

(a) model L-C dan (b) model R-L-C

Perhitungan nilai resistansi, induktansi, dan kapasitansi diperoleh melalui persamaan (4.3), (4.4), dan (4.5).

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (4.3)$$

$$L = \frac{\mu N^2 A}{l} \quad (4.4)$$

$$C = \varepsilon \frac{A}{d} \quad (4.5)$$

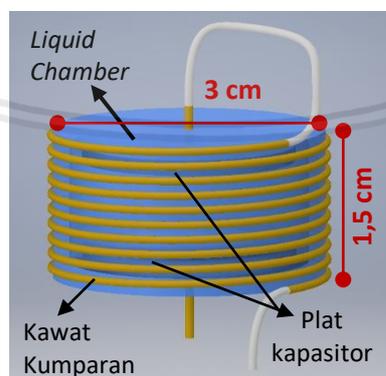
### 4.3.2 Simulasi Pengukuran Impedansi

Sebelum membangun sistem untuk aplikasi lebih lanjut, penting untuk melakukan simulasi kerja sistem terlebih dahulu. Dari persamaan (4.1), nilai impedansi minimum didasarkan pada nilai resistansi, induktansi, dan kapasitansi. Untuk menentukan nilai impedansi minimum, maka perlu ditentukan terlebih dahulu nilai resistansi dari bahan serta nilai induktansi dan kapasitansi yang tergantung pada nilai permeabilitas dan permitivitas bahan.

Pada penelitian ini program MATLAB digunakan untuk membuat simulasi, menghitung, serta merepresentasikan data.

### 4.3.3 Desain *Liquid Impedance Analyser*

Desain dasar dari *Liquid Impedance Analyser* yang dikembangkan digambarkan pada Gambar 4.3. Sistem ini terdiri dari sebuah *liquid chamber*, kumparan, dan plat kapasitor berbahan logam. *Liquid chamber* yang digunakan sebagai wadah analit memiliki ukuran kecil dengan diameter 3 cm dan tinggi 1,5 cm. Kemudian kumparan digunakan sebagai induktor yang dililit sebanyak 10 kali, dan plat logam digunakan sebagai kapasitor dengan diameter 2,8 cm.



Gambar 4.3 Desain *chamber Liquid Impedance Analyser*

## BAB V

### PEMBAHASAN

#### 5.1 Simulasi Perhitungan untuk Menentukan Dimensi *Chamber Liquid Impedance Analyser*

Simulasi perhitungan dalam penelitian ini dilakukan dengan menggunakan MATLAB. Aplikasi dibuat sedemikian sehingga perhitungan frekuensi dan impedansi yang diperoleh sesuai dengan rentang frekuensi yang diharapkan. Program yang digunakan pada aplikasi MATLAB terlampir dalam Lampiran 1.

Simulasi Perhitungan nilai impedansi dilakukan sesuai dimensi sistem pengukuran yang berisi hambatan, kapasitansi, dan induktansi. Perhitungan menggunakan MATLAB dilakukan untuk menemukan dimensi sistem dalam rentang frekuensi resonansi terukur menggunakan *Impedance Analyser* Bode 100.

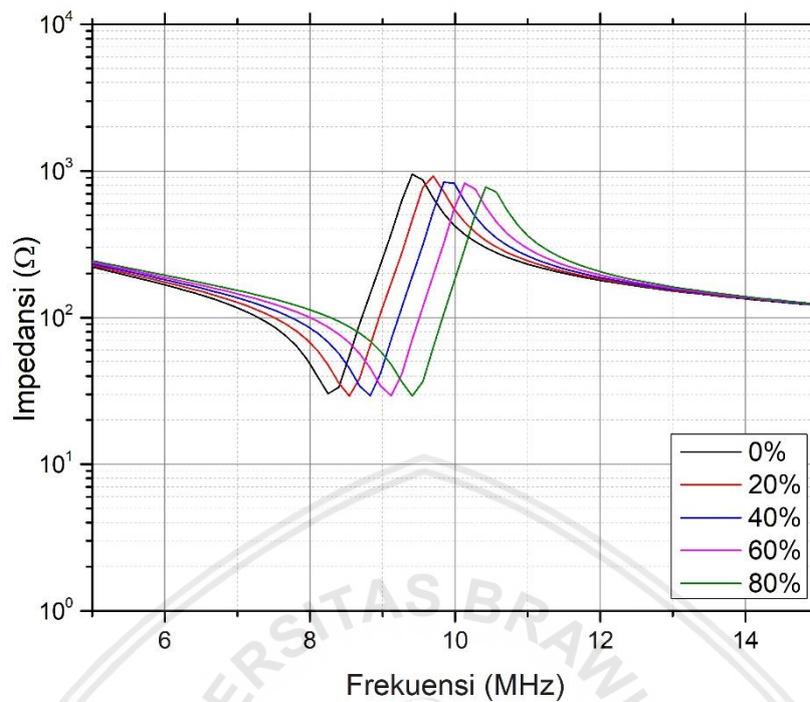
Berdasarkan desain *chamber* pada Gambar 4.3, sesuai persamaan (4.3), (4.4), dan (4.5) maka nilai resistansi diperoleh dari nilai resistivitas zat cair, sedangkan nilai induktansi diperoleh dari nilai permeabilitas zat cair dan jumlah lilitan kawat, kemudian nilai kapasitansi diperoleh dari nilai permitivitas zat cair dan geometri plat paralel.

Untuk menentukan dimensi dari sistem, perlu diasumsikan bahwa resistivitas, permeabilitas, dan permitivitas analit tidak tergantung pada frekuensi. Sehingga yang mempengaruhi nilai impedansi terhadap frekuensi adalah dimensi dari sistem. Properti listrik dan magnetik air adalah resistivitas ( $\rho$ ) =  $10\text{K}\Omega / \text{m}$ , permeabilitas ( $\mu$ ) =  $1,256 \times 10^{-6}$  dan permitivitas ( $\epsilon$ ) =  $7,17 \times 10^{-10}$ ,

sedangkan nilai permitivitas glukosa adalah  $1,586 \times 10^{-10}$  (Yoon, 2011).

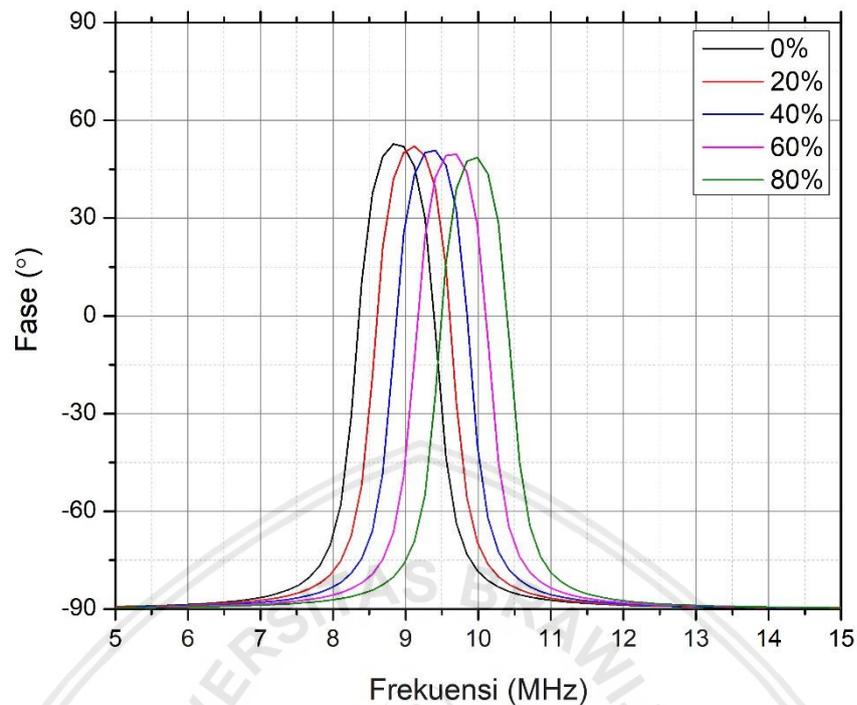
Model yang digunakan dalam simulasi perhitungan ditunjukkan oleh Gambar 4.2(b). Nilai dari kapasitansi dan induktansi pada rangkaian seri dipengaruhi oleh dimensi sistem sedangkan nilai dari resistansi diasumsikan sebagai konstanta untuk mempermudah pengamatan perubahan nilai frekuensi resonansi terhadap perubahan konsentrasi glukosa dalam air. Berdasarkan simulasi perhitungan yang dilakukan dengan memvariasi berbagai macam ukuran dimensi pada MATLAB diperoleh ukuran *chamber* yang cocok digunakan untuk *Liquid Impedance Analyser* yaitu diameter 3 cm dan tinggi 1,5 cm. Dalam simulasi perhitungan ini dimensi sistem didapatkan agar frekuensi resonansi sistem berada pada rentang terukur dari alat ukur yang digunakan.

Dalam simulasi perhitungan, pengaruh perubahan nilai permitivitas dan permeabilitas analit terhadap frekuensi resonansi juga dapat diamati. Perhitungan berdasarkan model pada Gambar 4.2(b) dilakukan dengan memvariasikan konsentrasi glukosa dalam air. Peningkatan kadar glukosa dalam air mengubah permitivitas dan permeabilitas larutan glukosa dalam air. Dalam model ini, diasumsikan bahwa perubahan permitivitas dan permeabilitas adalah linier terhadap peningkatan konsentrasi glukosa dalam air. Karena permitivitas glukosa lebih rendah daripada air, peningkatan konsentrasi glukosa menghasilkan penurunan nilai kapasitansi. Perubahan kapasitansi menyebabkan perubahan nilai impedansi.



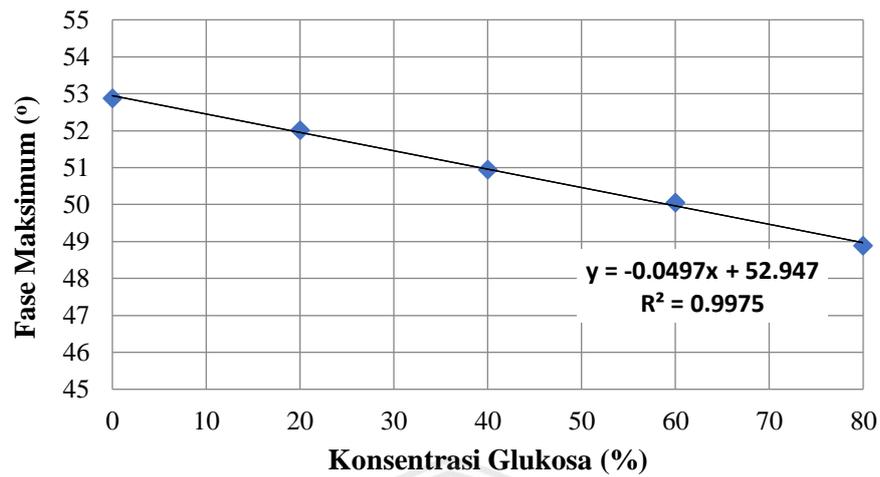
Gambar 5.1 Spektrum impedansi model dengan variasi konsentrasi glukosa

Gambar 5.1 menunjukkan spektrum impedansi model dengan konsentrasi glukosa yang bervariasi. Dapat dilihat bahwa frekuensi resonansi model meningkat seiring dengan meningkatnya konsentrasi glukosa dalam air, baik frekuensi resonansi seri maupun frekuensi resonansi paralel. Nilai impedansi maksimum yang terkait dengan frekuensi resonansi paralel menurun dengan meningkatnya frekuensi resonansi paralel. Hal ini disebabkan oleh perubahan nilai kapasitansi dan induktansi dari model. Karena dimensi dari sistem dibuat tetap, maka perubahan nilai induktansi dan kapasitansi dari model dipengaruhi oleh perubahan nilai permeabilitas dan permitivitas analit yang disebabkan oleh perubahan konsentrasi glukosa terhadap air.

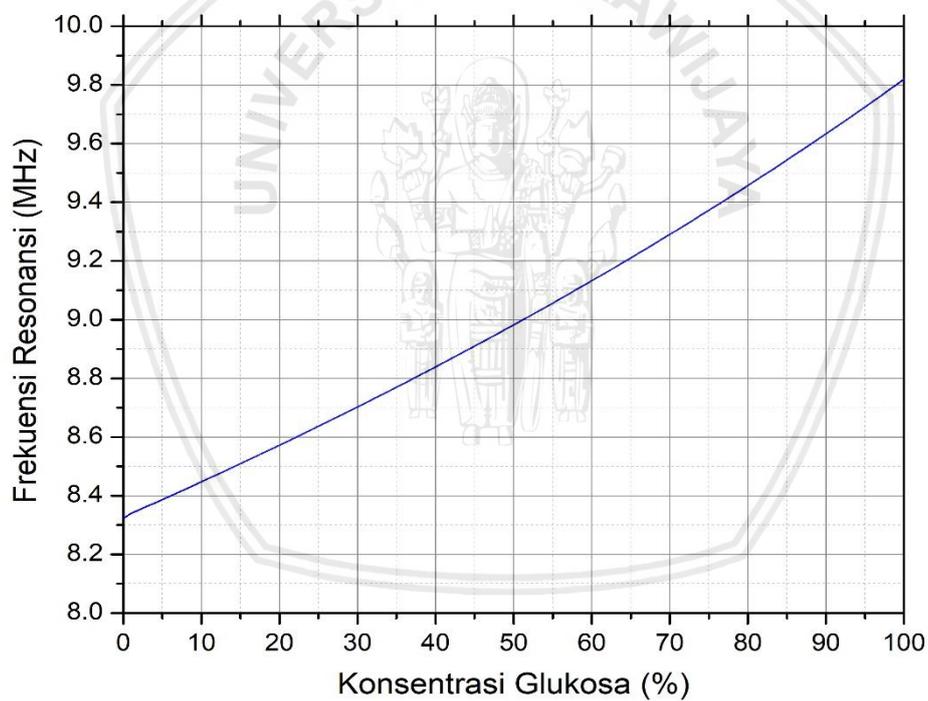


Gambar 5.2 Spektrum fase model dengan variasi konsentrasi glukosa

Frekuensi resonansi seri dan paralel juga dapat diamati dengan jelas dalam spektrum fase model yang ditunjukkan oleh Gambar 5.2. Frekuensi resonansi seri dan paralel terjadi ketika fase nol. Dari Gambar 5.1 dapat dilihat bahwa ketika sistem diisi dengan air terjadi frekuensi resonansi seri sebesar  $8,32 \times 10^6$  Hz. Peningkatan nilai konsentrasi glukosa menyebabkan peningkatan frekuensi resonansi seri serta frekuensi resonansi paralel. Namun fase maksimum yang terjadi menurun seiring dengan peningkatan konsentrasi glukosa. Penurunan fase maksimum ini dapat diamati berdasarkan informasi yang disajikan pada Gambar 5.3.



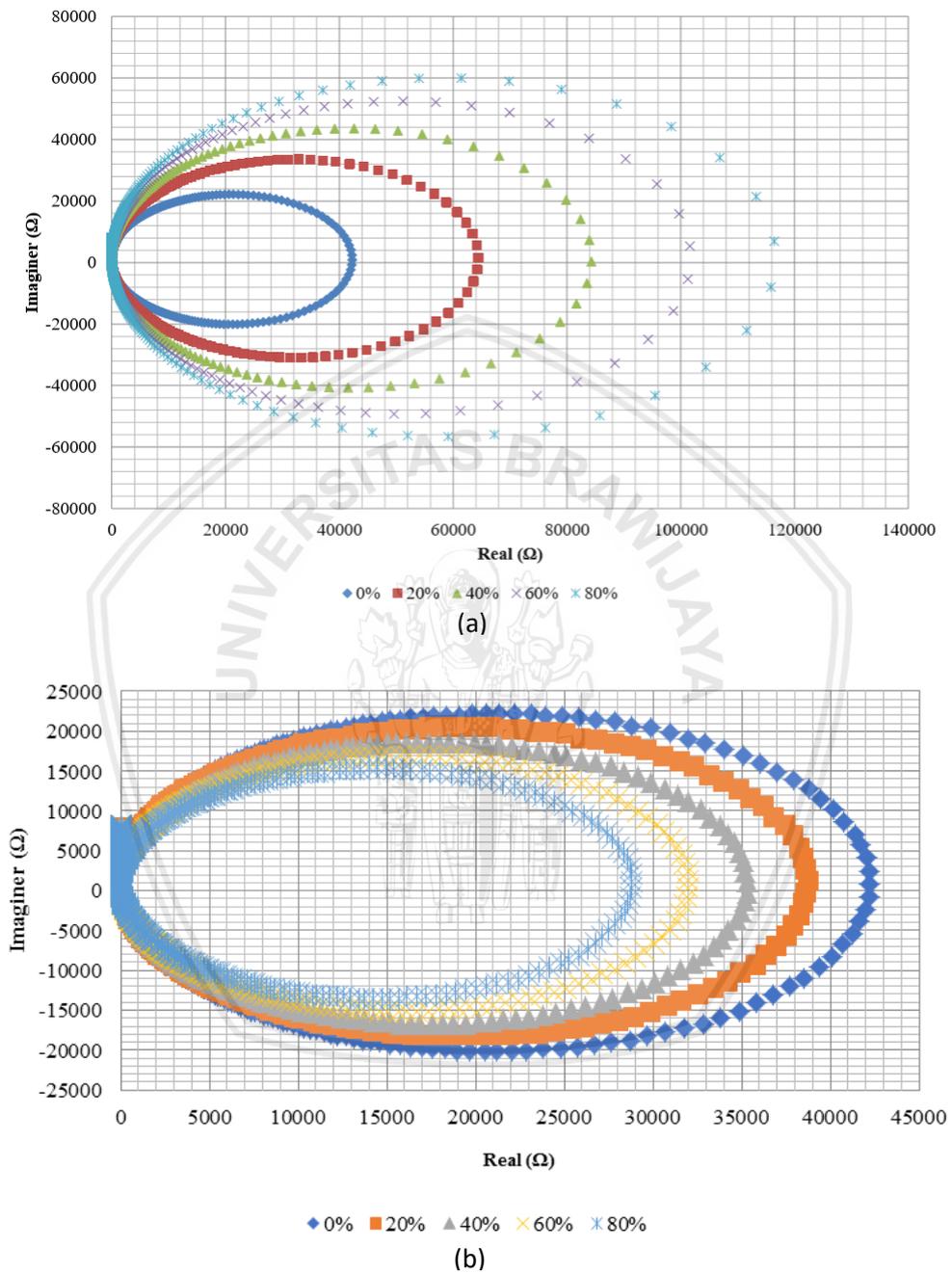
Gambar 5. 3 Hubungan antara konsentrasi glukosa dengan fase maksimum



Gambar 5.4 Grafik hubungan antara perubahan frekuensi resonansi dengan persentase glukosa dalam air

Hubungan antara konsentrasi glukosa dan frekuensi resonansi seri model RLC digambarkan pada Gambar 5.4. Frekuensi resonansi seri diambil pada fase nol dan pada saat nilai impedansi minimum. Frekuensi resonansi meningkat

dengan meningkatnya konsentrasi glukosa. Perubahan frekuensi sekitar 14,8 KHz untuk setiap kenaikan glukosa 1%.



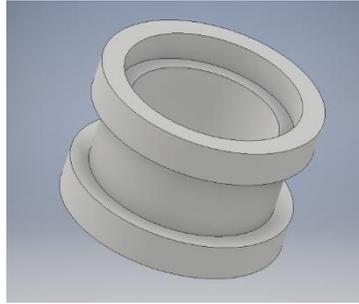
Gambar 5. 5 Diagram nyquist simulasi perhitungan untuk berbagai konsentrasi glukosa dalam air saat (a) induktansi glukosa lebih tinggi, dan (b) induktansi glukosa lebih rendah dari air

Gambar 5.5 menunjukkan hubungan antara nilai impedansi real dengan nilai impedansi imajiner dari hasil simulasi perhitungan. Simulasi perhitungan ini dibuat sedemikian sehingga nilai resistansi sistem tidak dipengaruhi oleh adanya perubahan konsentrasi glukosa dalam air. Hal ini berdampak pada posisi maksimum dan minimum impedansi real terhadap impedansi imajiner yang tidak berubah. Posisi maksimum dan minimum impedansi real terletak pada nilai nol dari impedansi imajiner. Hal ini terjadi karena nilai impedansi maksimum dan minimum terletak pada saat fase  $0^\circ$ . Selain itu dapat dilihat bahwa selisih dari nilai maksimum dan minimum impedansi real mengalami perubahan dimana jika disimulasikan untuk nilai induktansi glukosanya lebih rendah maka selisih maksimum dan minimum impedansi realnya semakin kecil, sedangkan jika disimulasikan untuk nilai induktansi glukosanya lebih tinggi maka selisih maksimum dan minimum impedansi realnya lebih besar. Perubahan selisih maksimum dan minimum dari impedansi real sendiri dapat terjadi karena adanya pengaruh reaktansi kapasitif dan reaktansi induktif dari sistem yang berubah seiring berubahnya konsentrasi glukosa dalam air. Selain itu, dapat dilihat juga bahwa selisih maksimum dan minimum impedansi imajiner berubah dikarenakan adanya pengaruh dari sifat reaktansi sistem yang bergantung pada nilai induktansi dan kapasitansi sistem.

## **5.2 Pembuatan Sistem *Liquid Impedance Analyser***

### **5.2.1 Desain *Chamber* untuk *Liquid Impedance Analyser***

Berdasarkan simulasi yang telah dilakukan, desain *chamber* dari *Liquid Impedance Analyser* dapat dibuat menggunakan aplikasi Autodesk Inventor Professional 2018.



Gambar 5.6 Desain *chamber* untuk *Liquid Impedance Analyser*

Desain *chamber* yang dibuat berbentuk silinder seperti ditunjukkan Gambar 5.6. Bentuk desain ini dipilih karena dapat mempermudah proses pelilitan kawat dan pemasangan plat kapasitor di sisi atas dan bawah *chamber*. Selain itu nilai estetika juga menjadi pertimbangan dalam pemilihan bentuk desain *chamber*. Desain *chamber* dibuat dengan diameter 3 cm dan tinggi 1,5 cm karena dengan dimensi tersebut frekuensi resonansi terukur dari sistem dapat terbaca oleh alat ukur yang digunakan. Selain itu volume yang dihasilkan relatif kecil sehingga dapat mempermudah pengambilan sampel.

### 5.2.2 Perangkaian Alat *Liquid Impedance Analyser*

*Chamber* untuk alat *liquid impedance analyser* kemudian dicetak menggunakan Photon 3D printer. Gambar 5.7 menunjukkan bentuk jadi dari *chamber liquid impedance analyser* yang telah dicetak.



Gambar 5.7 Hasil cetak *chamber liquid impedance analyser*

*Chamber* yang telah dicetak kemudian dirangkai dengan melilitkan kawat di selimutnya kemudian menghubungkannya dengan 2 plat kapasitor (Gambar 5.8a) dan 2 plat kapasitor dalam bentuk PCB dan sepasang elektroda untuk sistem *liquid impedance analyser model R-L-C* (Gambar 5.8b). Alat *liquid impedance analyser* yang siap digunakan ditampilkan pada Gambar 5.8.



Gambar 5.8 *Liquid impedance analyser* (a) model L-C, dan (b) model R-L-C

### 5.3 Pengaruh Konsentrasi Larutan terhadap Nilai Frekuensi dan Impedansi

#### 5.3.1 *Liquid Impedance Analyser Model L-C*

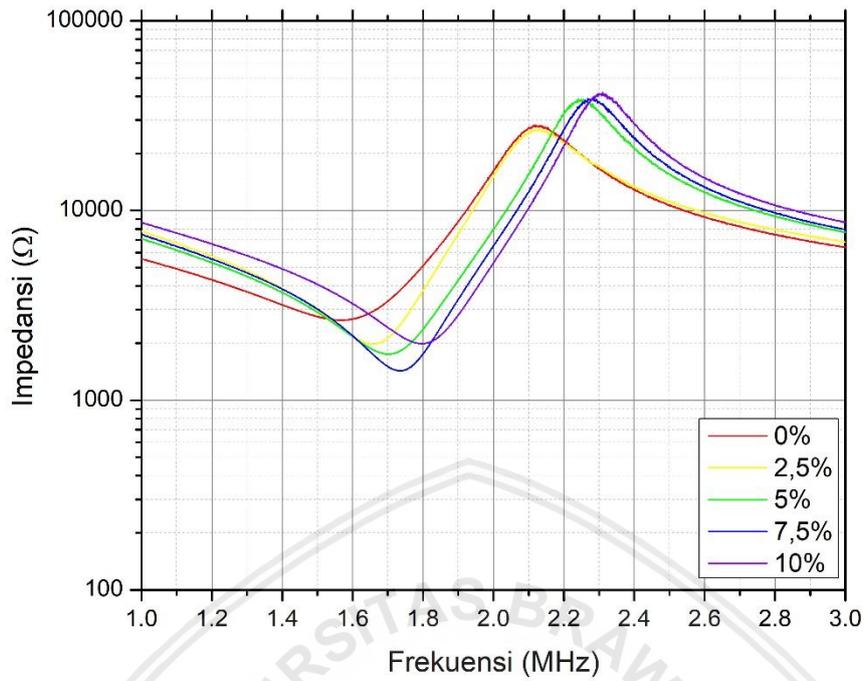
Berdasarkan pembahasan sebelumnya, perhitungan teoritis menunjukkan hubungan antara impedansi dan spektrum fase frekuensi resonansi untuk beberapa variasi konsentrasi glukosa. Hasil simulasi menunjukkan bahwa konsentrasi glukosa yang lebih tinggi menggeser frekuensi resonansi seri dan paralel ke nilai frekuensi yang lebih tinggi. Sedangkan, nilai impedansi minimum pada frekuensi resonansi seri tetap.

Sistem *liquid impedance analyser model L-C* digunakan pada pengambilan data ini. Model elektrik dari sistem ini ditunjukkan pada Gambar 4.2(a), dimana

nilai kapasitansi dan induktansi dari rangkaian seri dipengaruhi oleh analit, sedangkan nilai resistansi tidak dipengaruhi oleh analit.

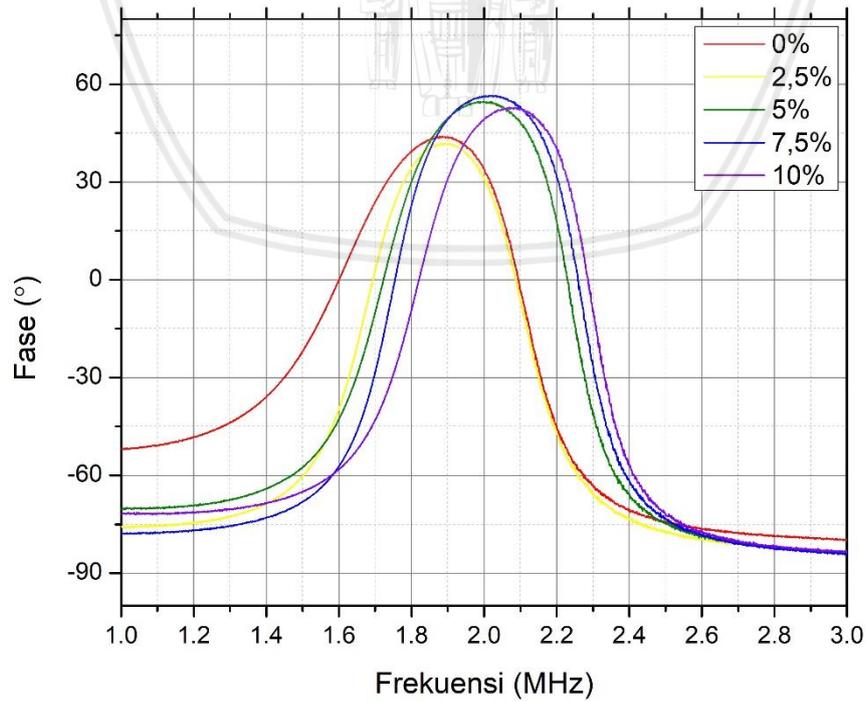
Gambar 5.9 menunjukkan kurva impedansi sistem dari model yang dirancang dan diambil dengan menggunakan *Impedance Analyzer Bode 100*. Perubahan konsentrasi glukosa dalam air menyebabkan terjadinya perubahan frekuensi resonansi. Perubahan frekuensi resonansi menunjukkan adanya perubahan nilai induktansi dan kapasitansi dari sistem. Karena dimensi fisik dari bagian induktif dan bagian kapasitif konstan, maka perubahan induktansi dan kapasitansi dikaitkan dengan perubahan permitivitas dan permeabilitas cairan yang ditempatkan di ruang pengukur.

Gambar 5.9 menunjukkan spektrum impedansi analit dengan berbagai konsentrasi glukosa 0%, 2,5%, 5%, 7,5%, dan 10%. Saat konsentrasi glukosa 0%, diperoleh nilai frekuensi resonansi seri sebesar 1,57 MHz sedangkan frekuensi resonansi paralelnya bernilai 2,11 MHz. Berdasarkan perhitungan nilai resistansi menggunakan metode GRG nonlinear didapatkan nilai resistansi pada konsentrasi glukosa 0% sebesar 2841,74  $\Omega$ . Gambar 5.9 menunjukkan bahwa frekuensi resonansi analit meningkat seiring dengan meningkatnya konsentrasi glukosa. Peningkatan nilai frekuensi resonansi tidak hanya terjadi untuk frekuensi resonansi seri tetapi juga terjadi untuk frekuensi resonansi paralel. Namun, ada perbedaan dalam hasil antara pengukuran dan simulasi perhitungan yang terletak pada perubahan nilai impedansi. Dalam simulasi perhitungan diperoleh nilai impedansi yang bernilai tetap, tetapi dalam pengukuran, nilai impedansi yang terukur menunjukkan nilai yang lebih kecil untuk resonansi seri dan nilai impedansi yang lebih besar untuk resonansi paralel.



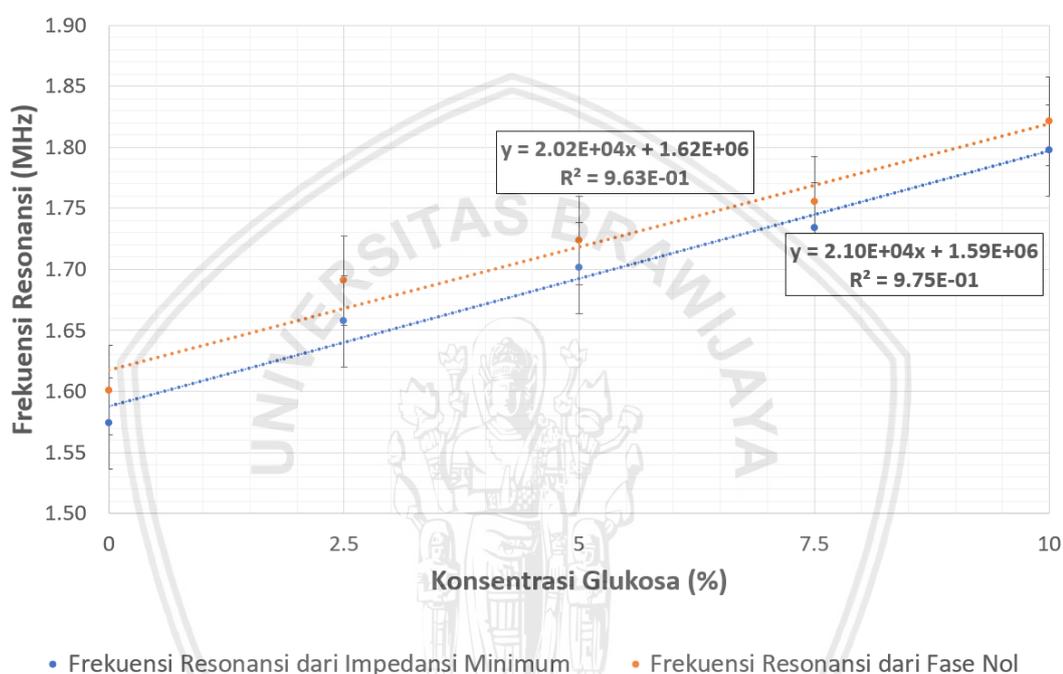
Gambar 5.9 Spektrum Impedansi sistem dengan variasi konsentrasi glukosa

Perubahan nilai impedansi dalam frekuensi resonansi disebabkan oleh pengaruh nilai reaktansi kapasitif dan reaktansi induktif dari analit yang berubah seiring berubahnya presentase konsentrasi glukosa dalam air.



Gambar 5.10 Spektrum fase sistem dengan variasi konsentrasi glukosa dalam air

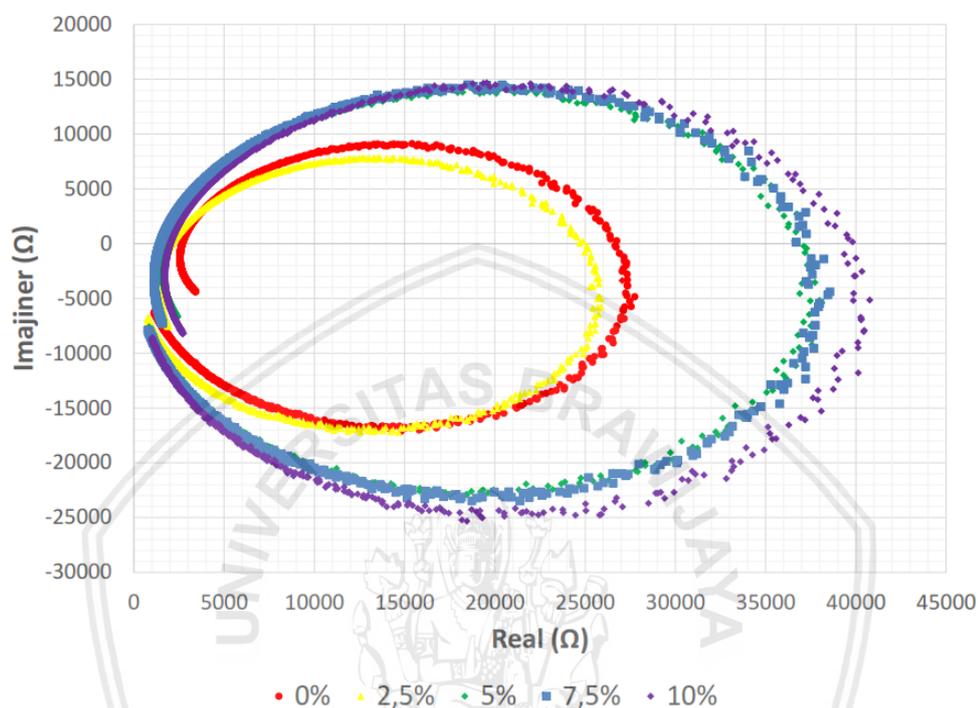
Spektrum fase sistem disajikan pada Gambar 5.10. Data grafik tersebut menunjukkan bahwa frekuensi di mana spektrum pada fase nol tergantung pada konsentrasi glukosa. Namun, frekuensi pada fase nol dan frekuensi pada impedansi minimum berbeda. Perbedaan menunjukkan bahwa resistansi sistem dianggap tinggi sehingga mempengaruhi kondisi impedansi minimum dan fase nol.



Gambar 5.11 Hubungan antara perubahan frekuensi resonansi dengan persentase glukosa dalam air

Hubungan antara konsentrasi glukosa dan frekuensi resonansi analit digambarkan pada Gambar 5.11. Frekuensi resonansi diambil pada fase nol dan pada saat nilai impedansi minimum. Frekuensi resonansi seri saat impedansi minimum pada variasi konsentrasi glukosa 0% adalah 1,573±0,004 MHz dan pada variasi konsentrasi glukosa 10% bernilai 1,797±0,002 MHz, sehingga didapatkan perubahan nilai frekuensi resonansinya dengan metode regresi linear sebesar 22,4 kHz per 1% konsentrasi glukosa. Sedangkan nilai frekuensi resonansi seri saat fase 0° pada variasi konsentrasi glukosa 0% adalah 1,600±0,005 MHz dan

pada variasi konsentrasi glukosa 10% bernilai  $1,820 \pm 0,004$  MHz, sehingga didapatkan perubahan nilai frekuensi resonansi dengan metode regresi linear sebesar 20 kHz per 1% konsentrasi glukosa.



Gambar 5.12 Diagram *Nyquist* untuk variasi konsentrasi glukosa dalam air

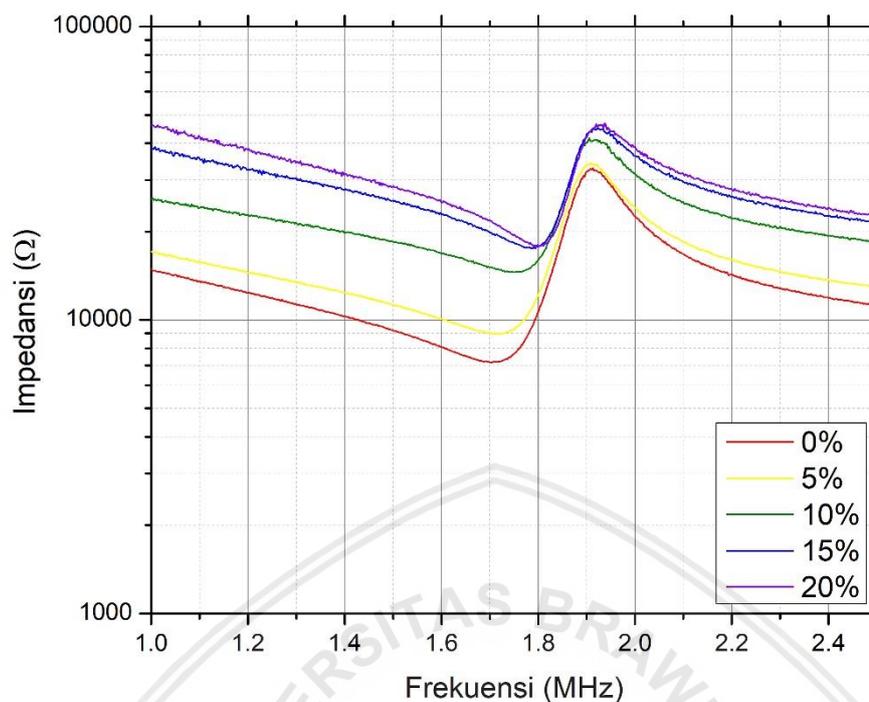
Gambar 5.12 menunjukkan gambar diagram nyquist tiap konsentrasi glukosa yang diambil menggunakan *liquid impedance analyser* model L-C di bidang impedansi kompleks. Gambar diagram tersebut sesuai dengan diagram nyquist hasil simulasi perhitungan pada Gambar 5.5(a). Dari gambar di atas dapat dilihat bahwa posisi maksimum dan minimum dari impedansi real terhadap impedansi imajinernya tidak berubah. Hal ini disebabkan karena tidak adanya pengaruh resistansi dari setiap perubahan konsentrasi. Akan tetapi, nilai maksimum dan minimum dari impedansi realnya tidak berada pada saat nilai impedansi imajinernya nol. Hal ini terjadi karena nilai impedansi maksimum dan minimum tidak terletak pada saat fase  $0^\circ$ , sehingga menyebabkan perbedaan nilai frekuensi resonansi yang didapat pada saat nilai impedansi minimum dengan

frekuensi resonansi saat fase  $0^\circ$ . Selain itu dapat dilihat bahwa nilai maksimum dan minimum impedansi real mengalami perubahan yang sebanding dengan peningkatan konsentrasi glukosa dalam air. Hal ini dapat terjadi karena nilai induktansi pada glukosa lebih tinggi dari pada nilai induktansi pada air sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 5.5(a). Dimana jika dilakukan perhitungan dari data yang diperoleh menggunakan persamaan 4.4 akan didapatkan nilai permeabilitas ( $\mu$ ) dari glukosa sebesar  $1,132 \times 10^{-5}$ .

### 5.3.2 *Liquid Impedance Analyser* model R-L-C

Sistem *liquid impedance analyser* model R-L-C digunakan dalam penelitian ini. Model elektrik dari sistem ini masih sama dengan rangkaian ekuivalen yang digunakan dalam simulasi perhitungan sebelumnya yang ditunjukkan seperti Gambar 4.2(b), akan tetapi nilai kapasitansi, induktansi, dan resistansi pada rangkaian seri dipengaruhi oleh analit, hal ini sebagai akibat adanya penambahan elektroda pada sistem *liquid impedance analyser*.

Pada penelitian ini digunakan larutan glukosa sebagai larutan uji yang dimasukkan ke dalam *chamber liquid impedance analyser* dan diukur menggunakan Bode 100 *Impedance Analyzer*. Ketika konsentrasi glukosa berubah, frekuensi resonansi sistem bergeser. Perubahan frekuensi resonansi menunjukkan bahwa nilai induktansi dan kapasitansi sistem berubah. Karena dimensi fisik dari bagian induktif dan bagian kapasitif tetap konstan, perubahan induktansi dan kapasitansi dikaitkan dengan perubahan permitivitas dan permeabilitas cairan yang ditempatkan di ruang pengukur.

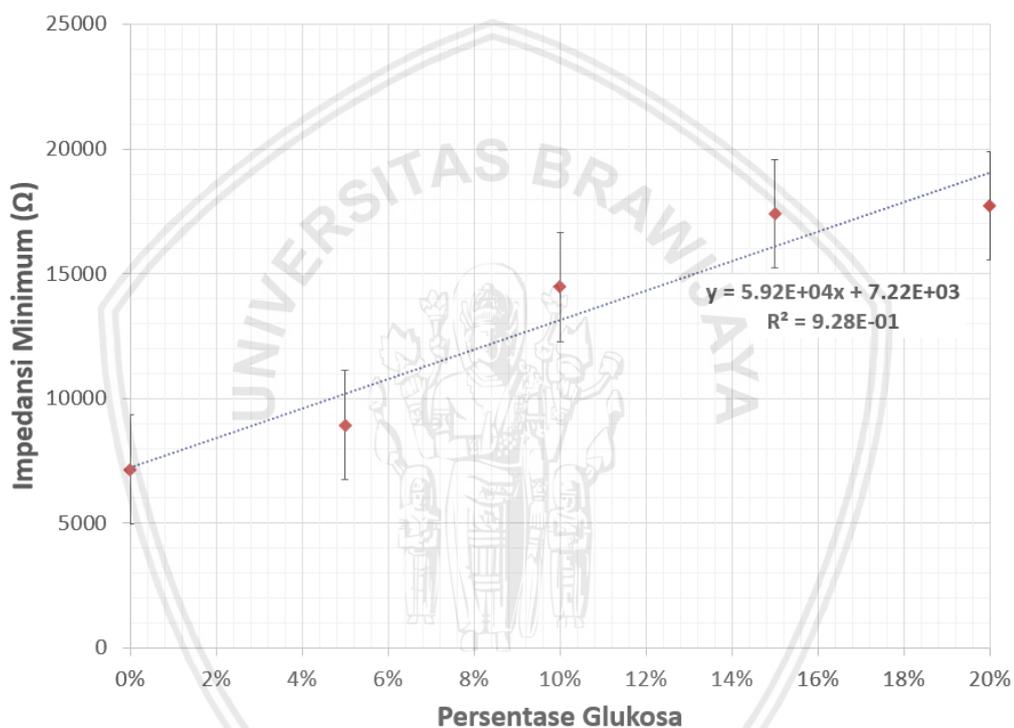


Gambar 5.13 Spektrum impedansi sistem dengan variasi konsentrasi glukosa

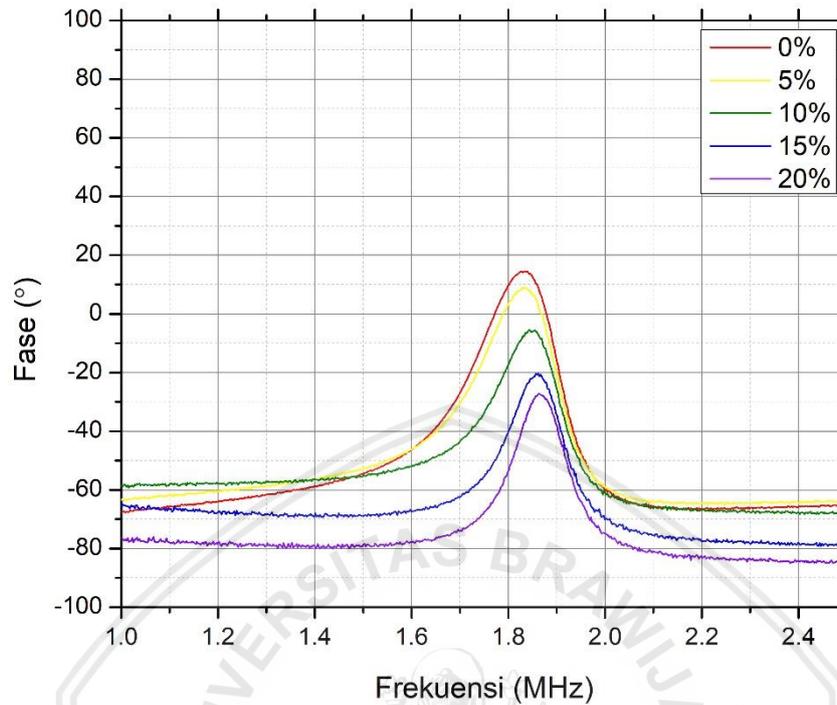
Gambar 5.13 menunjukkan rata-rata spektrum impedansi analit dengan berbagai konsentrasi glukosa 0%, 5%, 10%, 15%, dan 20%. Saat konsentrasi glukosa 0%, diperoleh nilai frekuensi resonansi seri sebesar  $1,70 \pm 0,005$  MHz sedangkan frekuensi resonansi paralelnya bernilai  $1,91 \pm 0,004$  MHz. Berdasarkan perhitungan nilai resistansi menggunakan metode GRG nonlinear didapatkan nilai resistansi pada konsentrasi glukosa 0% sebesar  $10116,96 \Omega$ . Gambar 5.13 menunjukkan bahwa frekuensi resonansi analit meningkat seiring dengan meningkatnya konsentrasi glukosa. Hal ini terjadi karena adanya perubahan nilai permitivitas dan permeabilitas pada sistem.

Selain itu, hasil pengukuran berdasarkan Gambar 5.13 menunjukkan bahwa semakin tinggi konsentrasi glukosa, nilai impedansi sistem juga semakin besar. Perubahan nilai impedansi disebabkan oleh perubahan nilai resistansi analit. Nilai resistansi yang lebih besar menyebabkan nilai impedansi yang lebih besar pada frekuensi resonansi seri karena reaktansi dari bagian induktif dan bagian kapasitif

saling menghilangkan. Hasil ini sesuai dengan hasil penelitian Jesus, Tenreiro Machado and Boaventure Cunha (2008) yang menyatakan bahwa nilai impedansi material juga dipengaruhi oleh perubahan nilai resistansi. Karena dimensi fisik dari bagian resistansi tetap konstan, maka perubahan nilai resistansi dikaitkan dengan perubahan nilai resistivitas analit dalam ruang pengukur. Perubahan nilai impedansi minimum ditunjukkan pada Gambar 5.14.

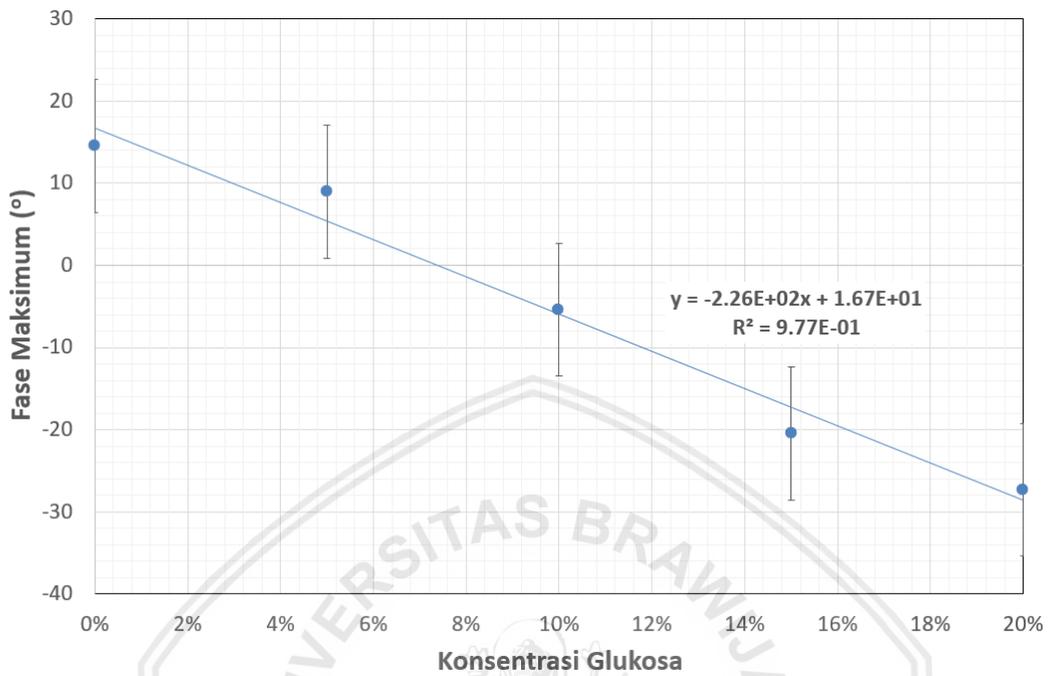


Gambar 5.14 Grafik hubungan antara impedansi minimum dengan persentase glukosa dalam air

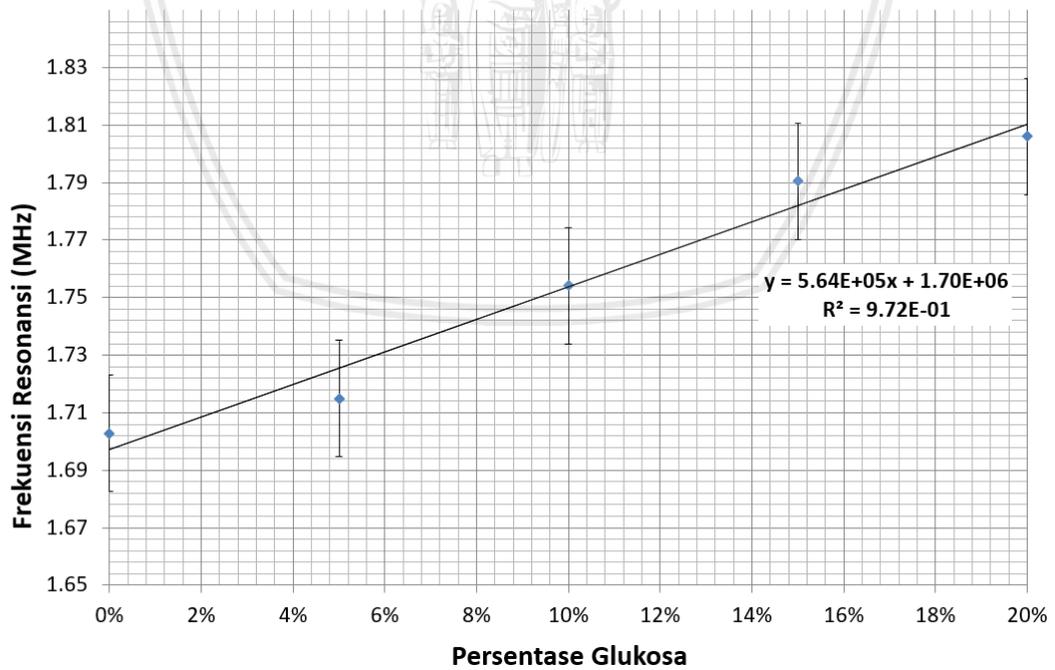


Gambar 5.15 Spektrum fase dari variasi konsentrasi glukosa dalam air

Grafik yang disajikan pada Gambar 5.15 di atas menunjukkan rata-rata spektrum fase dari larutan uji dengan variasi konsentrasi glukosa. Berdasarkan grafik, dapat dilihat bahwa semakin besar konsentrasi glukosa dalam air, maksimum fase pada analit semakin kecil. Hal ini disebabkan karena nilai resistivitas glukosa lebih besar dari pada air. Penurunan nilai maksimum fase yang terjadi dapat dilihat pada Gambar 5.16.

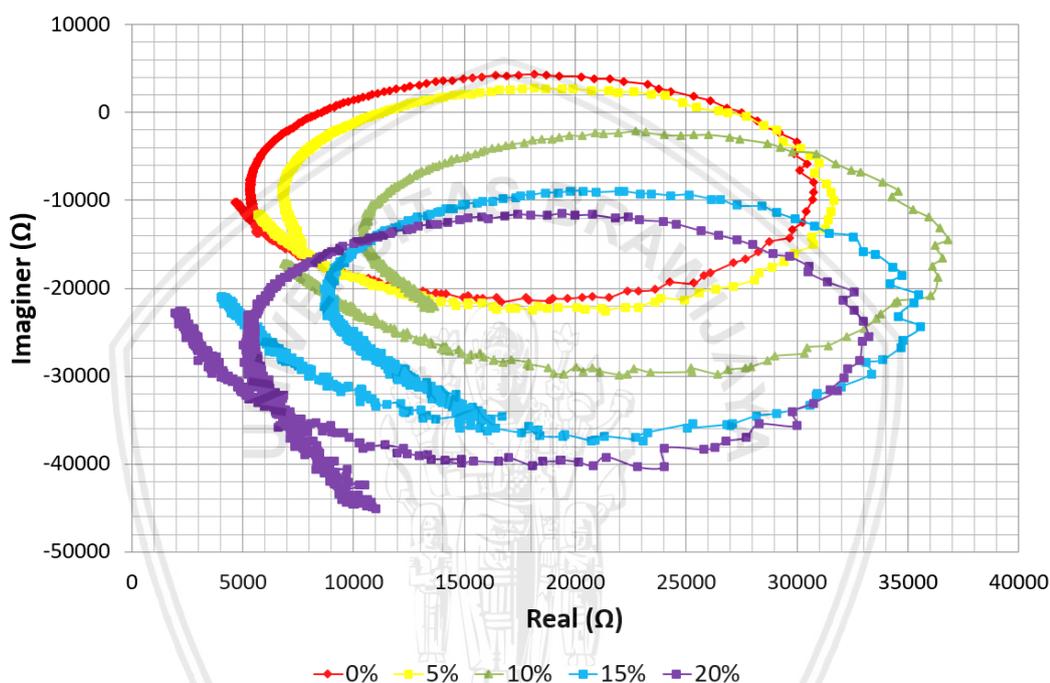


Gambar 5.16 Grafik hubungan antara fase maksimum dengan konsentrasi glukosa.



Gambar 5.17 Grafik hubungan antara konsentrasi glukosa dan frekuensi resonansi analit

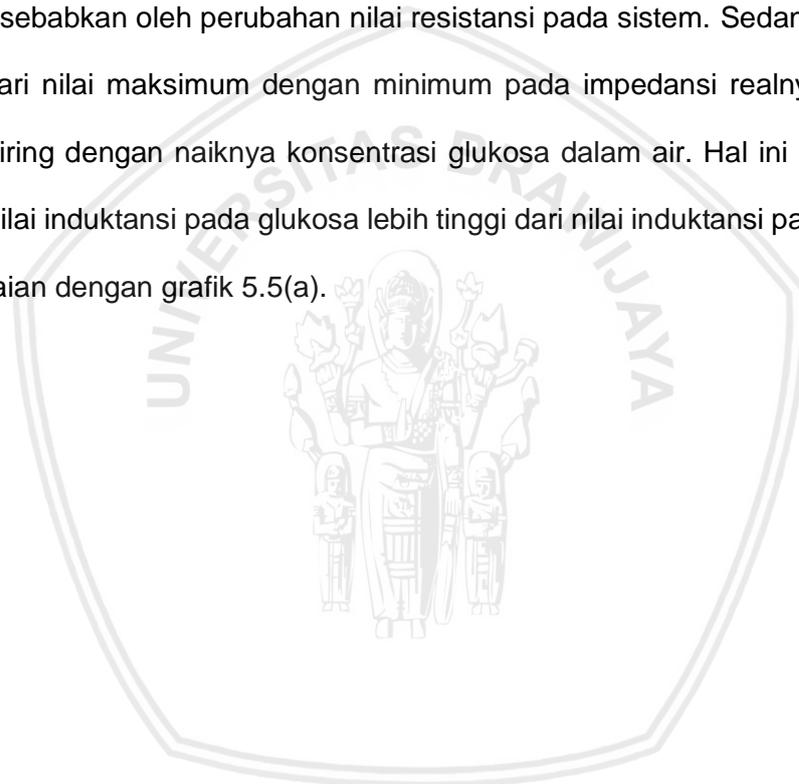
Hubungan antara konsentrasi glukosa dan frekuensi resonansi analit digambarkan pada Gambar 5.17. Frekuensi resonansi seri diambil pada saat nilai impedansi minimum. Frekuensi resonansi seri pada variasi konsentrasi glukosa 0% adalah  $1,70 \pm 0,005$  MHz dan pada variasi konsentrasi glukosa 20% bernilai  $1,80 \pm 0,003$  MHz, sehingga didapatkan perubahan nilai frekuensi resonansi dengan metode regresi linear sebesar 5 kHz per 1% konsentrasi glukosa.



Gambar 5.18 Diagram *Nyquist* untuk variasi konsentrasi glukosa dalam air

Hubungan antara impedansi real dan imajiner ditunjukkan oleh grafik *nyquist* pada Gambar 5.18. Diagram Nyquist pada Gambar 5.18 adalah spektrum impedansi terukur untuk setiap konsentrasi glukosa di bidang impedansi kompleks, serta impedansi yang diperoleh dari pemasangan spektrum model elektrik ke data eksperimen. Diagram tersebut menjelaskan bahwa model elektrik yang dipilih sesuai untuk pemodelan sifat listrik dari sistem untuk rentang frekuensi yang dipertimbangkan.

Diagram Nyquist pada Gambar 5.18 menunjukkan hasil yang berbeda dengan diagram Nyquist yang dihasilkan pada sistem *Liquid Impedance Analyser* model L-C yang ditunjukkan pada gambar 5.12. Perbedaan tersebut dapat dilihat pada letak nilai maksimum dan minimum impedansi real terhadap imajiner, dimana posisi impedansi nilai maksimum dan minimum impedansi realnya berubah mengikuti perubahan konsentrasi glukosa dalam air. Semakin tinggi konsentrasi glukosa maka posisi maksimum dan minimum impedansi realnya semakin turun. Hal ini disebabkan oleh perubahan nilai resistansi pada sistem. Sedangkan untuk selisih dari nilai maksimum dengan minimum pada impedansi realnya semakin tinggi seiring dengan naiknya konsentrasi glukosa dalam air. Hal ini disebabkan karena nilai induktansi pada glukosa lebih tinggi dari nilai induktansi pada air yang bersesuaian dengan grafik 5.5(a).



## BAB VI PENUTUP

### 6.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa untuk analisis konsentrasi glukosa dalam air diperoleh:

1. Dimensi yang sesuai untuk *liquid impedance analyser* adalah yang memiliki dimensi diameter 3 cm dan tinggi 1,5 cm, karena dengan dimensi tersebut frekuensi resonansi terukur dari sistem dapat terbaca oleh alat ukur yang digunakan. Selain itu volume yang dihasilkan relatif kecil sehingga dapat mempermudah pengambilan sampel.
2. Pada sistem *liquid impedance analyser* model L-C, frekuensi resonansi sistem yang diperoleh saat impedansi minimum menunjukkan perubahan sebesar 22,4 kHz per 1% konsentrasi glukosa, sedangkan frekuensi resonansi yang diperoleh ketika fase nol menunjukkan perubahan sebesar 20 kHz per 1% konsentrasi glukosa. Kemudian pada sistem *liquid impedance analyser* model R-L-C, dengan regresi linier, frekuensi resonansi sistem yang diperoleh saat impedansi minimum menunjukkan perubahan sebesar 5 kHz per 1% konsentrasi glukosa.
3. Nilai impedansi sistem *liquid impedance analyser* model R-L-C mengalami kenaikan seiring dengan meningkatnya konsentrasi glukosa dalam air.

## 6.2 Saran

Untuk penelitian selanjutnya, disarankan untuk memperluas penggunaan *liquid impedance analyser* sebagai sistem pengukur konsentrasi bahan lain dalam larutan uji.

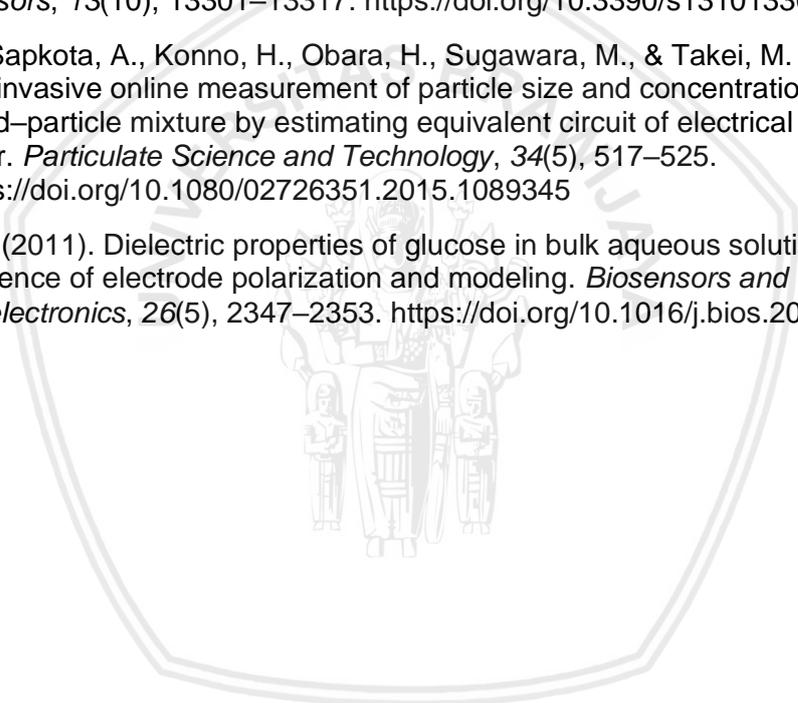


## DAFTAR PUSTAKA

- Abdelkafi, A., Buschel, P., Fendri, A., & Kanoun, O. (2015). Impedance Investigation of Milk Dilution. *Sensors* 2015, 156–159. <https://doi.org/10.5162/sensor2015/A7.2>
- Alassi, A., Benammar, M., & Brett, D. (2017). Quartz crystal microbalance electronic interfacing systems: A review. *Sensors (Switzerland)*, 17(12), 1–41. <https://doi.org/10.3390/s17122799>
- Anke, M., Hämmerle, M., Jess, A., & Moos, R. (2018). Radio frequency- and impedance-based sensing of ionic liquids supported on porous carriers and their limitations. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 273(March), 1564–1571. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2018.07.036>
- Guha, A., Sandström, N., Ostanin, V. P., van der Wijngaart, W., Klenerman, D., & Ghosh, S. K. (2019). Simple and ultrafast resonance frequency and dissipation shift measurements using a fixed frequency drive. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, 281(March 2018), 960–970. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2018.11.052>
- Harrington, D. A., & Van Den Driessche, P. (2011). Mechanism and equivalent circuits in electrochemical impedance spectroscopy. *Electrochimica Acta*, 56(23), 8005–8013. <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2011.01.067>
- Jesus, I. S., Tenreiro Machado, J. A., & Boaventure Cunha, J. (2008). Fractional Electrical Impedances in Botanical Elements. *Journal of Vibration and Control*, 14(9–10), 1389–1402. <https://doi.org/10.1177/1077546307087442>
- Kamat, D. K., Bagul, D., & Patil, P. M. (2014). Blood Glucose Measurement Using Bioimpedance Technique. *Advances in Electronics*, 2014, 1–5. <https://doi.org/10.1155/2014/406257>
- Khaled, D. El, Castellano, N. N., Gazquez, J. A., Salvador, R. M. G., & Manzano-agugliaro, F. (2015). Cleaner quality control system using bioimpedance methods : a review for fruits and vegetables. *Journal of Cleaner Production*. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2015.10.096>
- Langfeldt, F., Hoppen, H., & Gleine, W. (2019). Resonance frequencies and sound absorption of Helmholtz resonators with multiple necks. *Applied Acoustics*, 145, 314–319. <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2018.10.021>
- Lopes, A. M., Machado, J. A. T., & Ramalho, E. (2017). On the fractional-order modeling of wine. *European Food Research and Technology*, 243(6), 921–929. <https://doi.org/10.1007/s00217-016-2806-x>
- Machado, J. A. T., & Ramalho, E. (2018). *Milk Characterization Using Electrical Impedance*. 901–912.
- Martins, T. C., & Tsuzuki, M. S. G. (2018). Markov Chain Monte Carlo Electrical Impedance Tomography Reconstruction through Intervalar Evaluation. *IFAC-PapersOnLine*, 51(27), 47–51. <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2018.11.606>
- Nakonieczna, A., Paszkowski, B., Wilczek, A., Szyplowska, A., & Skierucha, W. (2016). Electrical impedance measurements for detecting artificial chemical

additives in liquid food products. *Food Control*, 66, 116–129.  
<https://doi.org/10.1016/j.foodcont.2016.01.044>

- Prasmewari, O. M., & Widjanarko, S. B. (2014). Uji Efek Ekstrak Air Dsun Pandan Wangi Terhadap Penurunan Kadar Glukosa Darah Dan Histopatologi Tikus Diabetes Mellitus. *Jurnal Pangan Dan Agroindustri*, 11(2), 16–27.
- Satish, Kumar, S., Babita, John, T., & Saxena, A. K. (2017). Evaluation of air dielectric four-terminal-pair capacitance standards using resonance frequency of impedance elements. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 100, 176–182.  
<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2016.12.052>
- Szyplowska, A., Nakonieczna, A., Wilczek, A., Paszkowski, B., Solecki, G., & Skierucha, W. (2013). Application of a Coaxial-Like Sensor for Impedance Spectroscopy Measurements of Selected Low-Conductivity Liquids. *Sensors*, 13(10), 13301–13317. <https://doi.org/10.3390/s131013301>
- Yao, J., Sapkota, A., Konno, H., Obara, H., Sugawara, M., & Takei, M. (2016). Noninvasive online measurement of particle size and concentration in liquid–particle mixture by estimating equivalent circuit of electrical double layer. *Particulate Science and Technology*, 34(5), 517–525.  
<https://doi.org/10.1080/02726351.2015.1089345>
- Yoon, G. (2011). Dielectric properties of glucose in bulk aqueous solutions: Influence of electrode polarization and modeling. *Biosensors and Bioelectronics*, 26(5), 2347–2353. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2010.10.009>



## LAMPIRAN

## Lampiran 1. Program Simulasi Perhitungan

```

close all
clear all
clc

%w = logspace(log10(10^0),log10(10^8),1000);
w = linspace(10^0,10^10,1000000);

f = w/(2*pi);

%kapasitansi
p = linspace(0,100,101);
r1 = 0.015;
a1 = pi*r1*r1;
d1 = 0.015;
e0 = 8.85*(10^(-12));
er1 = 81;
er2 = 58.26;
e1 = e0*er1;
e2 = e0*er2;
er3 = (er1*(100-20) + er2*20)./100;
e3 = e0*er3;
e = (e1*(100-p) + e2*p)./100;
ep = (e1*(100-32) + e2*32)./100;
C0 = e1*a1./d1;
Cr = e*a1./d1;
C2 = 10^(-11); %C paralel

xc = 1./(w*C0);
%xcr = 1./(w*Cr);
C2 = 1*(10^-10);
xc2 = 1./(w*C2);
zcs = 1./(j*w*C0); %C0 bisa diubah dengan Cr jika campuran
zcp = 1./(j*w*C2);
zcp2 = zcp.';

%induktansi
r2 = 0.016;
a2 = pi*r2*r2;
d2 = 0.0175;
n = 100;
m = 1.256*(10^-6);
L = m*n*n*a2./d2;
xl = w*L;
zl = j*w*L;

```

```
%resistansi
R = 10;

%impedansi
zs = R + zI + zcs;
za = abs(zs);
zp = (zs.*(zcp))./(zs+zcp);
zb = abs(zp);

wr=1./(sqrt(Cr*L));
fr= wr./(2*pi);

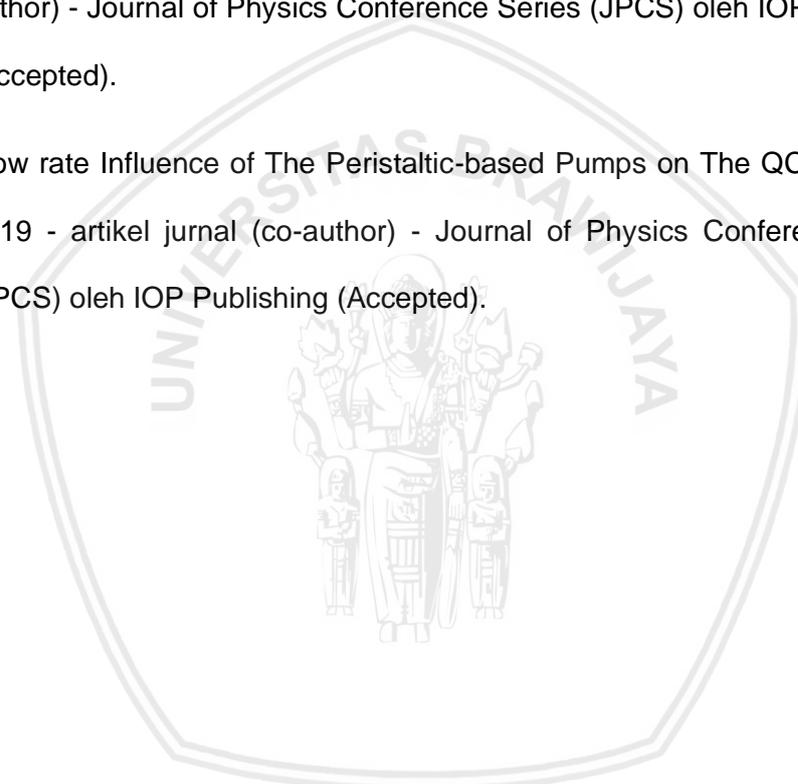
%phase
theta = angle(zp)*(180./pi);
phase = (atan(imag(zp)./real(zp)))*(180./pi);

figure()
loglog(w,zb);
%semilogx(p,fr);
xlabel('x','FontSize',20);
ylabel('y','FontSize',20);
set(gca,'FontSize',20);
grid on;
```



## Lampiran 2. Daftar Judul Publikasi Internasional

1. Liquid Impedance Analyser for Glucose Concentration in Water using Resonance Model - 2019 - artikel jurnal (first author) - IOP Conference Series : Materials Science and Engineering (Published).
2. Analysis of The Relation between Glucose Concentration in Water and Resonant Frequency Using The Resonance Model - 2019 - artikel jurnal (first author) - Journal of Physics Conference Series (JPCS) oleh IOP Publishing (Accepted).
3. Flow rate Influence of The Peristaltic-based Pumps on The QCM Sensor - 2019 - artikel jurnal (co-author) - Journal of Physics Conference Series (JPCS) oleh IOP Publishing (Accepted).



Lampiran 3. Sertifikat Bebas Plagiasi



19 1103 T

KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI, DAN PENDIDIKAN TINGGI  
UNIVERSITAS BRAWIJAYA  
PASCASARJANA

**SERTIFIKAT BEBAS PLAGIASI**  
Nomor: 3209/UN10.F40/PN/2019

Sertifikat ini diberikan kepada:

Nama : Muchammad Akhirul Akbar  
NIM : 176090300111008  
Program Studi : Program Magister Fisika  
Fakultas : Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Universitas : Universitas Brawijaya

Dengan Judul Tesis  
**Liquid Impedance Analyser untuk Analisis Konsentrasi Glukosa di dalam Air  
Menggunakan Model Resonansi**

Telah dideteksi tingkat plagiasinya secara online pada tanggal **27 Desember 2019**  
dan dinyatakan **bebas plagiasi** dengan kriteria toleransi  $\leq 5\%$ .

Malang, 27 Desember 2019  
Ketua Badan Penerbitan Jurnal

Direktur

Prof. Dr. Marjono, M.Phil  
NIP. 196211161988031004

Indah Yenti, S.Si., M.Si.  
NIP. 19791129 200501 2 002