

# RANCANG BANGUN ALAT PENGUKUR PERSENTASE LEMAK TUBUH DENGAN METODE *WHOLE BODY MEASUREMENT BIOELECTRICAL IMPEDANCE ANALYSIS* (BIA) EMPAT ELEKTRODA DENGAN SAKLAR OTOMATIS BERBASIS MIKROKONTROLER ATMEGA 32

Achmad Ngaqib Muthouwali<sup>\*)</sup>, Munawar Agus Riyadi, and Teguh Prakoso

Departemen Teknik Elektro, Universitas Diponegoro  
Jl. Prof. Sudharto, SH, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang 50275, Indonesia

<sup>\*)</sup>E-mail: a.ngaqib.m@gmail.com

## Abstrak

*Bioelectrical impedance analysis* (BIA) merupakan salah satu metode pengukur tingkat lemak tubuh (*body fat*) dengan membedakan massa lemak dan massa non-lemak berdasarkan *body composition assessment*. Penelitian ini merancang sebuah sistem pengukur persentase lemak tubuh dengan metode BIA menggunakan saklar otomatis yang mampu melakukan pengukuran secara *cross*, *hand-to-hand*, *hand-to-foot*, dan *foot-to-foot*. Perancangan sistem ini menggunakan dua buah elektroda untuk memasukkan arus AC ke dalam tubuh dan dua buah elektroda untuk mengukur tegangan yang dihasilkan dari tubuh. Arus yang digunakan dalam perancangan ini sebesar 0,2 mA dengan frekuensi 50 kHz. Saklar otomatis untuk menentukan urutan metode pengukuran persentase lemak tubuh yang digunakan berupa multiplexer dan demultiplexer. Pada proses pengolahan data, sistem ini menggunakan mikrokontroler ATmega 32 kemudian hasilnya ditampilkan pada LCD. Sedangkan untuk memasukkan parameter berupa tinggi badan, berat badan, umur, dan jenis kelamin sistem ini menggunakan *keypad*. Pada pengujian sistem, galat relatif rata-rata yang dihasilkan untuk masing-masing metode pengukuran, yaitu metode *cross*, *hand-to-hand*, dan *foot-to-foot* memiliki nilai tertinggi 4,6 % dan yang terendah 1,9 %, sementara untuk simpangan bakunya memiliki nilai tertinggi 2,2 % dan yang terendah 1,1 %.

*Kata Kunci: persentase lemak tubuh, BIA, saklar otomatis, ATmega 32*

## Abstract

Bioelectrical impedance analysis (BIA) is one method of measuring body fat levels by distinguishing the fat mass and non-fat mass based on body composition assessment. This research designs a system to measure the body fat percentage by BIA method using an automatic switch. The system is capable of measuring BIA with four methods, i.e. *cross*, *hand-to-hand*, *hand-to-foot*, and *foot-to-foot*. Two electrodes are to conduct the AC current into the body, another two electrodes are utilized to measure the voltage from the body. The currents amplitude is 0.2 mA and frequency of 50 kHz. Automatic switch in the form of multiplexers and demultiplexers controls the sequence of BIA measurement methods. Microcontroller ATmega 32 process the data and the result is displayed on LCD. User's data, i.e. height, weight, age, and gender inputs to the system using a keypad. Compared to exist BIA measurement tools, the average relative error of BIA methods, i.e. *cross*, *hand-to-hand*, and *foot-to-foot* the highest value of 4,6 % and the lowest was 1,9 %, while the highest standard deviation of 2,2 and the lowest was 1,1 %.

*Keywords: body fat percentage, BIA, automatic switch, ATmega 32*

## 1. Pendahuluan

Perkembangan teknologi akhir-akhir ini sudah semakin berkembang pesat khususnya di bidang medis. Teknologi yang ada saat ini mampu meringankan beban kerja para praktisi medis baik itu dalam pemeriksaan fisik, pemeriksaan penunjang, diagnosis, maupun terapi terhadap tubuh pasien. Salah satu teknologi yang digunakan dalam bidang medis adalah alat yang digunakan sebagai pengukur

tingkat lemak tubuh (*body fat*) berdasarkan *body composition assessment* yang mampu membedakan antara massa lemak dan massa non-lemak [1].

Salah satu metode yang digunakan sebagai pengukur lemak tubuh adalah *bioelectrical impedance analysis* (BIA). BIA mampu menentukan tingkat lemak tubuh dengan mengukur impedansi tubuh manusia. Metode ini dilakukan dengan melewatkan arus bolak-balik (AC) pada

frekuensi tertentu ke dalam tubuh manusia. Besarnya nilai impedansi tubuh dapat diketahui dengan mengukur tegangan yang dihasilkan dari arus bolak-balik yang dialirkan secara konstan ke dalam tubuh manusia. Nilai impedansi tubuh ini nantinya akan digunakan sebagai acuan dalam menentukan lemak tubuh seseorang [2].

Beberapa penelitian tentang pengukuran lemak tubuh telah dilakukan sebelumnya, salah satunya adalah pengukur lemak tubuh menggunakan metode *hand-to-hand* dua elektroda [3]. Pada penelitian lain juga ada yang menggunakan metode *hand-to-hand* namun elektroda yang digunakan sebanyak empat buah [4]. Ada pula penelitian yang dilakukan menggunakan empat elektroda, namun yang diukur adalah impedansi antara kaki kanan dan kaki kiri (*foot-to-foot*) [5]. Pada penelitian lain juga dikembangkan pengukuran lemak tubuh menggunakan empat elektroda menggunakan metode *whole body measurement* namun pengguna harus memindahkan konektor elektroda secara manual sesuai dengan bagian tubuh yang akan diukur [6].

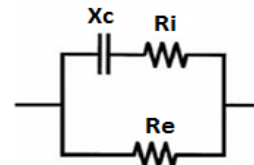
Pada penelitian ini, dibuat suatu alat pengukur persentase lemak tubuh menggunakan metode *bioelectrical impedance analysis* (BIA) dengan saklar otomatis. Perancangan yang dilakukan penulis menggunakan metode *whole body measurement* yang mampu melakukan pengukuran secara *cross*, *hand-to-hand*, *hand-to-foot*, dan *foot-to-foot*. Elektroda yang digunakan dalam perancangan ini sebanyak 4 buah, yaitu terdiri dari dua buah elektroda untuk memasukkan arus AC ke dalam tubuh dan dua buah elektroda untuk mengukur tegangan yang dihasilkan dari tubuh. Sementara untuk saklar otomatis yang digunakan sebagai pengontrol urutan metode pengukuran persentase lemak tubuh yang digunakan berupa multiplexer dan demultiplexer. Pada perancangan sistem ini, digunakan mikrokontroler ATmega 32 sebagai pemroses data. Untuk tampilan visual, digunakan LCD ukuran 20x4 dan *keypad* 4x4 untuk memasukkan parameter yang dibutuhkan yaitu tinggi badan, berat badan, umur, serta jenis kelamin. Dengan dibuatnya alat ini diharapkan masyarakat terbantu dalam penentuan lemak tubuh sehingga mampu mengontrol pola hidupnya secara sehat dan kebugaran tubuhnya tetap terjaga.

## 2. Metode

### 2.1. Bioelectrical Impedance Analysis (BIA)

Dalam pengukuran *bioelectrical impedance analysis* (BIA), tubuh manusia dimodelkan menjadi sebuah rangkaian ekuivalen yang terdiri dari resistor dan kapasitor seperti terlihat pada Gambar 1 [2]. Tubuh manusia terbentuk dari kumpulan sel yang tiap selnya tersusun atas air intraseluler (*intracellular water*), air ekstraseluler (*extracellular water*), dan membran sel. Air intraseluler ( $R_i$ ) dan air ekstraseluler ( $R_e$ ) memiliki sifat konduktif sehingga keduanya merepresentasikan sifat dari sebuah resistor. Sebaliknya, membran sel terdiri dari lemak yang

bersifat non-konduktif dan diapit oleh protein yang bersifat konduktif merepresentasikan sifat dari kapasitor ( $X_c$ ) [7].



Gambar 1. Representasi tubuh manusia dalam rangkaian ekuivalen [2]

Metode BIA melewati arus bolak-balik pada frekuensi tertentu ke dalam tubuh manusia. Kemudian dengan mengukur tegangan yang dihasilkan dari arus bolak-balik tadi kita dapat mengetahui besarnya nilai impedansi tubuh. Hubungan antara arus, tegangan, dan juga impedansi yang digunakan pada BIA dapat dilihat pada Persamaan 1 [7].

$$Z = \frac{V}{I} \quad (1)$$

Keterangan :

$Z$  = Impedansi tubuh (ohm)

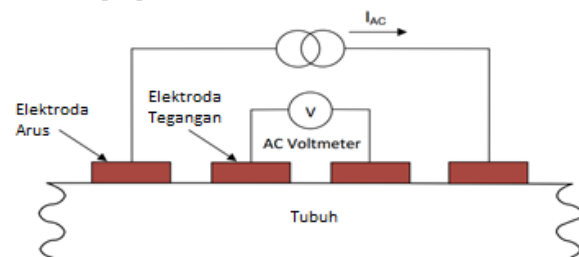
$V$  = Tegangan yang dihasilkan (volt)

$I$  = Arus yang dialirkan (ampere)

Arus yang digunakan pada BIA untuk dialirkan ke dalam tubuh manusia berkisar antara 0,2–0,8 mA. Penggunaan arus antara 0,2–0,8 mA dimaksudkan agar pengguna tidak merasakan stimulasi elektrik sehingga aman digunakan, selain itu arus tersebut juga masih di bawah *threshold current* tubuh manusia yaitu sebesar 1–5 mA [8].

Aliran arus yang masuk ke dalam tubuh sangat dipengaruhi oleh besarnya frekuensi yang digunakan. Pada BIA, frekuensi yang digunakan sebesar 50 kHz. Pada frekuensi ini sifat kapasitansi dari membran sel berubah menjadi resistansi sehingga arus mampu melewati sampai bagian air intraseluler [9].

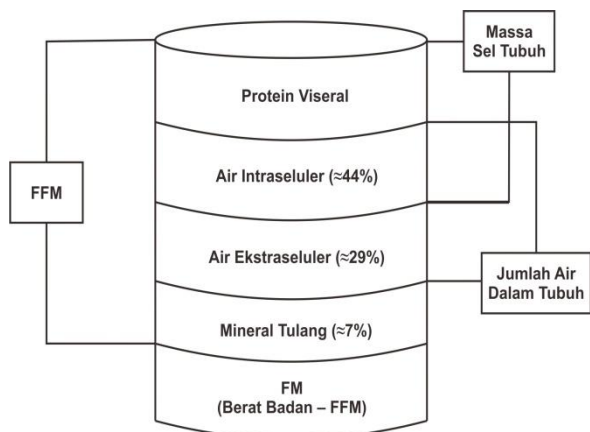
Pada BIA, dua buah elektroda digunakan untuk memasukkan arus ke dalam tubuh yang biasa disebut dengan elektroda arus (*drive electrode*) dan dua buah elektroda yang lain digunakan untuk mengukur tegangan yang dihasilkan atau biasa disebut dengan elektroda tegangan (*receive electrode*) seperti ditunjukkan pada Gambar 2 [10].



Gambar 2. Metode empat elektroda pada BIA [10]

## 2.2. Persentase Lemak Tubuh

Komposisi tubuh manusia bisa dimodelkan dalam bentuk dua kompartemen yaitu massa non-lemak (*fat free mass*) dan massa lemak (*fat mass*). Gambar 3 menunjukkan komposisi tubuh manusia di mana massa non-lemak (*fat free mass*, FFM) tersusun dari kurang lebih 73% cairan, 20% jaringan metabolisme, dan 7% mineral pada tulang [11].



Gambar 3. Komposisi tubuh manusia [11]

Salah satu persamaan yang digunakan untuk menentukan FFM adalah hasil percobaan yang dilakukan oleh Elliot Myloot dkk seperti ditunjukkan pada Persamaan 2 [12].

$$FFM = 0,360 \left( \frac{height^2}{impedance} \right) + 0,162 (height) + 0,289 (weight) - 0,134 (age) + 4,83 (gender) - 6,83 \quad (2)$$

Keterangan :

- FFM = Massa non-lemak / *fat free mass* (kg)
- Height = Tinggi badan (cm)
- Impedance = Impedansi ( $\Omega$ )
- Weight = Berat badan (kg)
- Age = Usia (tahun)
- Gender = Jenis kelamin (1 = pria dan 0 = wanita)

Komposisi tubuh manusia berdasarkan Gambar 3, selain tersusun atas massa non-lemak (*fat free mass*) juga tersusun atas massa lemak (*fat mass*). Massa lemak ini dapat diketahui nilainya sesuai dengan Persamaan 3 [13].

$$FM = Weight - FFM \quad (3)$$

Keterangan :

- FM = Massa lemak / *fat mass* (kg)
- Weight = Berat badan (kg)
- FFM = Massa non-lemak / *fat free mass* (kg)

Setelah diketahui nilai massa lemak (*fat mass*) maka nilai persentase lemak tubuh (*body fat percentage*) dapat diketahui dengan membandingkan nilai massa lemak terhadap berat tubuh sesuai dengan Persamaan 4 [14].

$$BF = \frac{FM}{Weight} \times 100\% \quad (4)$$

Keterangan :

- BF = Lemak tubuh / *body fat* (%)
- FM = Massa lemak / *fat mass* (kg)
- Weight = Berat badan (kg)

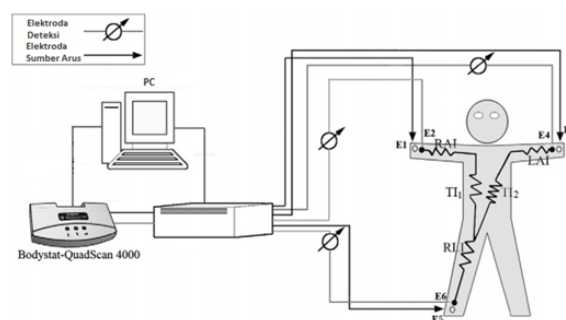
Perbedaan rasio komposisi tubuh antara pria dan wanita mengakibatkan penentuan status lemak tubuh pada BIA juga dibedakan atas jenis kelamin dan usia seseorang seperti ditunjukkan pada Tabel 1 [14].

Tabel 1. Tabel status lemak tubuh

Gender	Age	Low	Normal	High	Very High
Female	20-39	<21,0	21,0-32,9	33,0-38,9	$\geq 39,0$
	40-59	<23,0	23,0-33,9	34,0-39,9	$\geq 40,0$
	60-79	<24,0	24,0-35,9	36,0-41,9	$\geq 42,0$
Male	20-39	< 8,0	8,0-19,9	20,0-24,9	$\geq 25,0$
	40-59	<11,0	11,0-21,9	22,0-27,9	$\geq 28,0$
	60-79	<13,0	13,0-24,9	25,0-29,9	$\geq 30,0$

## 2.3. Whole Body Measurement

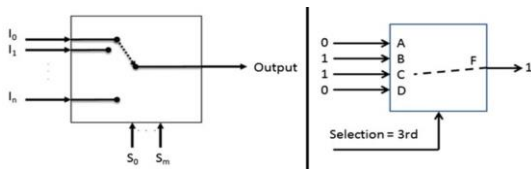
*Whole body measurement* merupakan salah satu metode yang digunakan pada pengukuran BIA dan memiliki 4 tipe pengukuran yaitu metode *hand-to-foot*, *hand-to-hand*, *foot-to-foot*, dan *cross*. Metode ini mengukur nilai impedansi sesuai dengan jalur yang masing-masing ujungnya terdapat elektroda yang digunakan untuk melakukan pengukuran [15]. Salah satu contoh pengukuran BIA dengan menggunakan *whole body measurement* adalah penelitian yang dilakukan oleh Ai Chun Huang dkk [16] menggunakan metode *hand-to-foot* dan *cross* seperti terlihat pada Gambar 4.



Gambar 4. Sistem pengukuran *hand-to-foot* dan *cross* [16]

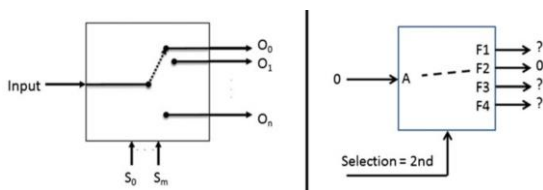
## 2.4. Multiplexer dan Demultiplexer

Multiplexer atau selektor data adalah suatu rangkaian logika yang menerima beberapa input data dan pada saat tertentu hanya mengizinkan satu data input masuk ke output yang diatur oleh input selektor. Oleh karena itu multiplexer memiliki fungsi sebagai pengontrol digital. Multiplexer memiliki kanal input lebih besar dari 1 (minimal 2 atau kelipatan 2) dan hanya memiliki 1 kanal output. Jumlah selektor dapat dilihat dari banyaknya kanal input. Salah satu jenis multiplexer adalah MUX 4:1, multiplexer ini memiliki 4 kanal input (A, B, C, dan D) dan selektor (S0 dan S1) serta output F seperti ditunjukkan pada Gambar 5. S0 dan S1 pada multiplexer digunakan untuk memilih (seleksi) input (A, B, C, dan D) yang akan dikeluarkan ke output Y [17].



Gambar 5. Diagram blok multiplexer [17]

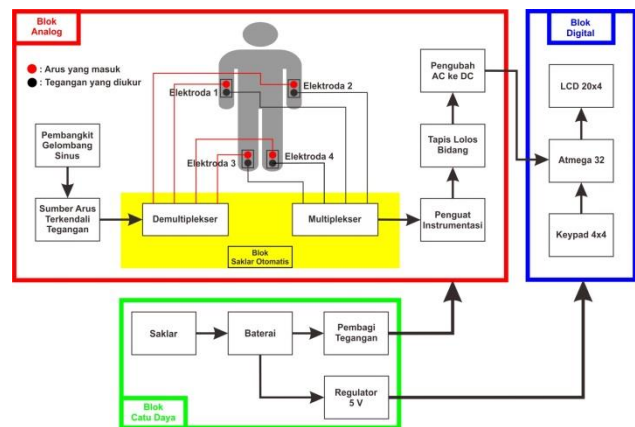
Sementara untuk demultiplexer atau disebut juga distributor data memiliki satu kanal input yang didistribusikan ke beberapa kanal output. Selektor input menentukan ke output mana input data akan didistribusikan. Jumlah selektor dapat dilihat dari banyaknya kanal output. Salah satu jenis demultiplexer adalah DEMUX 1:4, demultiplexer ini memiliki 1 kanal input, 2 kanal selektor, dan juga 4 kanal output seperti ditunjukkan pada Gambar 6. S1 dan S0 digunakan untuk memilih output (F1, F2, F3, dan F4) yang akan dilewatkan oleh input A [17].



Gambar 6. Diagram blok demultiplexer [17]

## 2.5. Perancangan Sistem

Perancangan sistem ini terdiri dari 3 buah blok, yaitu blok analog, blok digital, dan blok catu daya. Blok analog bertujuan untuk mengirimkan arus ke dalam tubuh manusia dan mengukur beda impedansi tubuh yang dihasilkan dalam bentuk tegangan. Blok digital difungsikan untuk mengontrol keseluruhan sistem. Sedangkan blok catu daya digunakan untuk memberikan tegangan pada blok analog dan digital. Diagram blok sistem dapat dilihat pada Gambar 7.



Gambar 7. Diagram blok sistem pengukuran persentase lemak tubuh dengan saklar otomatis

Bagian-bagian dari diagram blok pada Gambar 7 dapat diuraikan sebagai berikut :

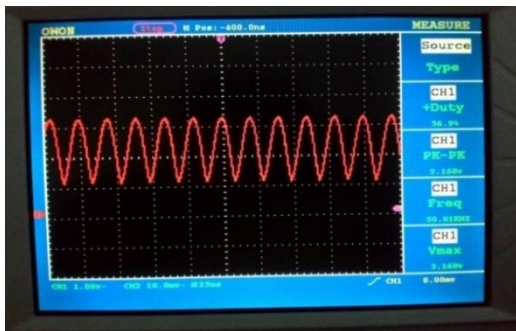
- Pembangkit gelombang sinus, berupa IC ICL8038 yang digunakan untuk menghasilkan tegangan AC dengan frekuensi 50 kHz.
- Sumber arus terkendali tegangan, berupa IC LF353P yang digunakan untuk menghasilkan arus konstan sebesar 0,2 mA.
- Saklar otomatis, berupa IC 74HC4052 yang merupakan IC analog/digital multiplexer dan demultiplexer, serta digunakan untuk menentukan elektroda mana yang akan digunakan untuk melakukan pengukuran lemak tubuh.
- Penguat instrumentasi, berupa IC INA121 yang digunakan untuk menguatkan tegangan yang terukur dari tubuh dengan penguatan sebesar 23,7 kali.
- Tapis lolos bidang, yang terdiri atas rangkaian LPF dan HPF dengan menggunakan topologi tapis aktif *sallen key* serta menggunakan IC LF353P. Blok ini digunakan untuk menghilangkan sinyal-sinyal derau pada rentang frekuensi tertentu. Frekuensi tengah BPF yang diinginkan sebesar 50 kHz dengan nilai frekuensi cut off dari LPF sebesar 70 kHz dan frekuensi cut off dari HPF sebesar 33 kHz.
- Pengubah AC ke DC, berupa IC LF353P dan dioda BYV26B. Blok ini digunakan untuk mengubah sinyal masukan AC menjadi sinyal keluaran DC.
- Saklar, digunakan untuk menghubungkan atau memutuskan aliran baterai ke sistem.
- Baterai, digunakan sebagai sumber tegangan untuk sistem. Baterai yang digunakan merupakan jenis *Li-ion* sebanyak 5 buah dengan tegangan tiap baterai 3,7 Volt.
- Pembagi tegangan, berupa IC LF353 yang digunakan untuk menghasilkan tegangan positif (+), negatif (-) dan juga ground dari konversi tegangan baterai sebagai sumber tegangan blok analog.
- Regulator 5 V, digunakan untuk menstabilkan tegangan menjadi 5 V DC dari baterai sebagai sumber tegangan blok digital.

- LCD 20x4, digunakan untuk menampilkan data dan hasil dari pengukuran serta perhitungan.
- Keypad 4x4, digunakan untuk memasukkan data untuk perhitungan.
- Mikrokontroler ATmega 32, digunakan untuk mengontrol keseluruhan sistem.

### 3. Hasil dan Analisa

#### 3.1. Pengujian Pembangkit Gelombang Sinus

Pengujian dilakukan untuk mengetahui apakah hasil keluaran dari rangkaian pembangkit gelombang sinus yang dirancang mampu menghasilkan sinyal sinusoidal dengan frekuensi 50 kHz. Pengujian dilakukan dengan melihat hasil sinyal keluaran rangkaian pembangkit gelombang sinus menggunakan osiloskop.



Gambar 8. Hasil pengujian pembangkit gelombang sinus

Gambar 8 merupakan hasil sinyal keluaran dari rangkaian pembangkit gelombang sinus di mana mampu menghasilkan sinyal sinusoidal dengan frekuensi sebesar 50,01 kHz dan tegangan VPP sebesar 2,16 V. Frekuensi 50,01 kHz yang dihasilkan sudah sesuai dengan perancangan sistem.

#### 3.2. Pengujian Sumber Arus Terkendali Tegangan

Pengujian dilakukan untuk mengetahui apakah sumber arus terkendali tegangan (*voltage controlled current source*, VCCS) mampu menghasilkan arus konstan sebesar 0,2 mA dengan beban yang divariasikan. Variasi beban menggunakan potensiometer 1 kΩ yang nilainya disesuaikan dengan impedansi tubuh manusia yaitu berkisar antara 0 – 1530 Ω. Hasil pengujian dari blok VCCS dapat dilihat pada Tabel 2.

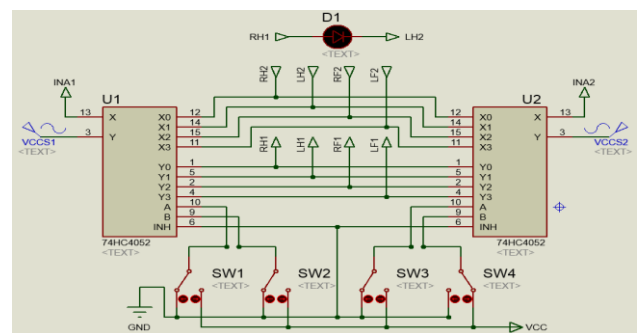
Tabel 2. Hasil pengujian rangkaian VCCS

Rbeban (Ω)	Vout (mV)	Vout (mV)	Vbeban (mV)	Arus Output (mA)		Galat Relatif (%)
				Ukur	Simulasi	
100	2640	2620	20	0,20	0,22	9,1
150	2650	2620	30	0,20	0,22	9,1
200	2660	2620	40	0,20	0,22	9,1
250	2670	2620	50	0,20	0,22	9,1
300	2690	2620	70	0,23	0,22	4,5
350	2700	2620	80	0,23	0,22	4,5
400	2710	2620	90	0,23	0,22	4,5
450	2720	2620	100	0,22	0,22	0,0
500	2730	2620	110	0,22	0,22	0,0
550	2740	2620	120	0,22	0,22	0,0

Dari Tabel 2 dapat diketahui bahwa nilai arus pengukuran yang dihasilkan memiliki nilai terendah 0,20 mA dan tertinggi 0,23 mA. Sedangkan untuk galat relatif rata-ratanya sebesar 5,0 %. Nilai arus yang dihasilkan masih berada pada batas aman yang berkisar antara 0,2 – 0,8 mA dan nilainya relatif stabil. Hasil dari pengujian blok VCCS ini juga sudah sesuai dengan perancangan sistem.

#### 3.3. Pengujian Blok Saklar Otomatis

Pengujian dilakukan untuk mengetahui apakah rangkaian saklar otomatis dengan menggunakan IC multiplexer dan demultiplexer 74HC4052 mampu bekerja sebagai pengontrol urutan elektroda yang digunakan pada tiap mode pengukuran persentase lemak tubuh. Pengujian dilakukan dengan mencocokkan nilai logika selektor pada pin 9 dan 10 IC 74HC4052 dengan indikator nyala LED berdasarkan urutan mode pengukuran persentase lemak tubuh. Skema pengujian blok switching untuk tiap mode pengukuran persentase lemak tubuh dapat dilihat pada Gambar 9.



Gambar 9. Skema pengujian blok saklar otomatis tiap mode



Tabel 3 menunjukkan pengujian blok saklar otomatis sebagai pengontrol urutan elektroda yang digunakan pada tiap mode pengukuran persentase lemak tubuh sudah bekerja dengan baik. Sebagai contoh, untuk mengetahui apakah mode pengukuran persentase lemak tubuh merupakan *hand-to-hand* (H-H), maka kita perlu mengujinya sesuai dengan skema pengujian pada Gambar 9 dengan terlebih dahulu menentukan logika selektor yang bernilai 0001 dengan menekan tombol saklar. Sebagai indikator apabila mode pengukuran persentase lemak tubuh merupakan *hand-to-hand* (H-H) maka indikator LED akan menyala. Hal yang sama juga berlaku untuk mode pengukuran persentase lemak tubuh yang lain.

**Tabel 3. Hasil pengujian urutan mode pengukuran persentase lemak tubuh**

Logika Selektor				Mode Pengukuran	Indikator LED
S1 <sub>1</sub>	S0 <sub>1</sub>	S1 <sub>2</sub>	S0 <sub>2</sub>		
0	0	0	1	<i>hand-to-hand</i> (H-H)	√
0	0	1	0	<i>right hand-to-right foot</i> (RH-RF)	√
0	0	1	1	<i>right hand-to-left foot</i> (RH-LF)	√
0	1	1	0	<i>left hand-to-right foot</i> (LH-RF)	√
0	1	1	1	<i>left hand-to-left foot</i> (LH-LF)	√
1	0	1	1	<i>foot-to-foot</i> (F-F)	√

Keterangan :  
√ = LED menyala

Untuk mengetahui apakah keluaran dari IC 74HC4052 mempengaruhi nilai arus konstan sebesar 0,2 mA yang dihasilkan oleh sumber arus terkendali tegangan, maka perlu dibandingkan antara masukan dan keluaran dari blok saklar otomatis pada *hardware*. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.

**Tabel 4. Hasil pengujian masukan dan keluaran blok saklar otomatis**

Rbeban (Ω)	Vin 1 (mV)	Vin 2 (mV)	Vout 1 (mV)	Vout 2 (mV)	Arus (mA)	
					Masukan	Keluaran
100	2640	2620	2660	2640	0,20	0,20
150	2650	2620	2670	2640	0,20	0,20
200	2660	2620	2680	2640	0,20	0,20
250	2670	2620	2690	2640	0,20	0,20
300	2690	2620	2710	2640	0,23	0,23
350	2700	2620	2720	2640	0,23	0,23
400	2710	2620	2730	2640	0,23	0,23
450	2720	2620	2740	2640	0,22	0,22
500	2730	2620	2750	2640	0,22	0,22
550	2740	2620	2760	2640	0,22	0,22

Berdasarkan Tabel 4 dapat diketahui bahwa antara arus masukan dan keluaran dari IC 74HC4052 tidak mengalami perubahan. Arus yang dihasilkan relatif stabil dengan nilai terendah 0,20 mA dan tertinggi 0,23 mA, tetapi nilainya masih berada pada batas aman berkisar antara 0,2 – 0,8 mA. Jadi, dapat diambil kesimpulan bahwa blok saklar otomatis mampu bekerja dengan baik sesuai dengan perancangan sistem.

### 3.4. Pengujian Penguat Instrumentasi

Pengujian pada blok ini dilakukan untuk mengetahui apakah rangkaian penguat instrumentasi dengan menggunakan IC INA121 memiliki hasil yang sesuai dengan yang diharapkan. Pengujian dilakukan dengan membandingkan hasil pengukuran tegangan keluaran yang dilakukan pada *hardware* dengan hasil perhitungan penguatan penguat instrumentasi yaitu sebesar 23,7 kali. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 5.

**Tabel 5. Hasil pengujian rangkaian penguat instrumentasi**

Rbeban (Ω)	Vbeban (mV)	Vout INA121 (mV)		Galat (mV)	Galat Relatif (%)
		Hitung	Ukur		
100	20	474	480	6	1,3
150	30	711	720	9	1,3
200	40	948	1000	52	5,5
250	50	1185	1200	15	1,3
300	70	1659	1660	1	0,1
350	80	1896	2000	104	5,5
400	90	2133	2200	67	3,1
450	100	2370	2400	30	1,3
500	110	2607	2620	13	0,5
550	120	2844	3000	156	5,5

Berdasarkan Tabel 5 dapat diketahui bahwa nilai keluaran tegangan perhitungan dan pengukuran relatif sama. nilai galat relatif rata-rata yang dihasilkan oleh penguat instrumentasi relatif kecil yaitu sebesar 2,5 %, sehingga sudah sesuai dengan perancangan sistem.

### 3.5. Pengujian Tapis Lolos Bidang

Pengujian pada blok tapis lolos bidang (*band pass filter*, BPF) dilakukan untuk mengetahui apakah kinerja BPF untuk mencegah sinyal yang tidak diinginkan yang masuk ke dalam sistem bekerja dengan baik atau tidak. Pada Tabel 6 dapat dilihat hasil pengujian BPF yang merupakan gabungan dari LPF dan HPF pada *hardware* untuk nilai *cut off* yang dirancang yaitu 33 kHz dan 70 kHz dengan titik tengah pada frekuensi 50 kHz.

**Tabel 6. Hasil pengujian BPF**

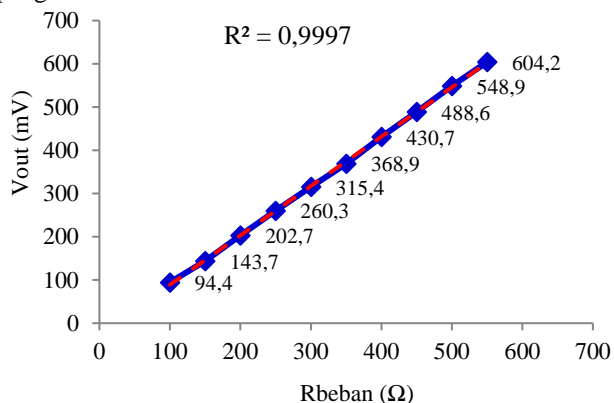
Frekuensi (kHz)	Gain (dB)
22,70	-4,66
29,00	-3,01
46,00	-1,66
50,00	-1,71
72,00	-2,99
90,00	-4,66

Berdasarkan Tabel 6 dapat diketahui bahwa cut off sistem berada pada kisaran frekuensi 22,70 kHz dan 90 kHz sedangkan titik puncak berada pada frekuensi 46 kHz.

### 3.6. Pengujian Linearitas Sistem

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui karakteristik blok analog sistem mulai dari pembangkit gelombang sinus, sumber arus terkendali tegangan, saklar otomatis,

penguat instrumentasi, tapis lolos bidang, dan pengubah AC ke DC. Pengujian dilakukan dengan melihat pengaruh kenaikan beban terhadap keluaran tegangan pada blok pengubah AC ke DC.



Gambar 10. Grafik linearitas sistem

Gambar 10 merupakan hasil pengujian linearitas sistem, dapat diketahui bahwa kenaikan resistansi beban menyebabkan kenaikan pada tegangan keluar. Semakin besar nilai resistansi maka semakin besar nilai tegangan keluarannya. Tegangan keluar ini yang nantinya akan digunakan pada mikrokontroler.

### 3.7. Pengujian Alat Keseluruhan

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui keakuratan alat. Pengujian dilakukan dengan mengukur persentase lemak tubuh masing-masing metode pada 10 orang responden yang terdiri dari 5 orang laki-laki dan 5 orang perempuan. Selanjutnya, galat relatif rata-rata dan simpangan baku yang dihasilkan akan dibandingkan nilainya.

Tabel 7. Hasil pengujian secara keseluruhan

Metode Pengukuran	Galat Relatif (%)	Simpangan Baku
right hand to left foot (RH to LF)	1,9	1,1
left hand to right foot (LH to RF)	1,9	1,2
hand to hand (H to H)	2,2	1,8
foot to foot (F to F)	4,6	2,2

Tabel 7 merupakan perbandingan hasil tiap metode pengukuran persentase lemak tubuh dengan nilai galat relatif rata-rata tertinggi 4,6 % dan yang terendah 1,9 %, sementara untuk simpangan baku memiliki nilai tertinggi 2,2 % dan yang terendah 1,1 %. Batas toleransi untuk galat yang dapat diterima yaitu sebesar 5 %, sehingga alat pengukur persentase lemak tubuh yang dibuat sudah sesuai perancangan.

## 4. Kesimpulan

Berdasarkan hasil dan analisis yang sudah dijelaskan sebelumnya, dapat disimpulkan bahwa sistem pengukur persentase lemak tubuh yang dirancang sudah bekerja dengan baik, galat relatif rata-rata yang dihasilkan dari

masing-masing metode pengukuran yang terdiri dari metode cross, *hand-to-hand*, dan *foot-to-foot* memiliki nilai tertinggi 4,6 % dan yang terendah 1,9 %, sementara untuk simpangan bakunya memiliki nilai tertinggi 2,2 % dan yang terendah 1,1 %. Untuk pengembangan Penelitian selanjutnya, pada perancangan sistem perlu memperhatikan pemilihan kabel dan konektor kabel yang digunakan untuk menghubungkan elektroda dengan rangkaian analog. Hal ini dilakukan untuk mengurangi galat akibat resistansi kontak yang dihasilkan dari pengukuran persentase lemak tubuh. Dalam perancangan sistem juga dapat menggunakan pemodelan tubuh yang lebih banyak dan variasi frekuensi, sehingga akan lebih banyak informasi komposisi tubuh yang didapatkan.

## Referensi

- [1]. J A Salmi. *Body Composition Assesment With Segmental Multifrequency Bioimpedance Method*. Journal of Sports Science and Medicine. 2003; 2: 1-29.
- [2]. NIH Consensus Statement. *Bioelectrical Impedance Analysis in Body Composition Measurement*. National Institutes of Health. 1996; 12: 749-759.
- [3]. D S Hidayat. Rancang Bangun Alat Pengukur Lemak Tubuh Dengan Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) 2 Elektroda Berbasis Arduino ATmega 2560. Laporan Tugas Akhir. Semarang: Universitas Diponegoro; 2015.
- [4]. R Y Trianto. Rancang Bangun Alat Pengukur Lemak Tubuh Dengan Metode Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) 4 Elektroda Berbasis Mikrokontroler ATmega 16. Laporan Tugas Akhir. Semarang: Universitas Diponegoro; 2015.
- [5]. G Winasis. Perancangan Alat Pengukuran Persentase Lemak Tubuh Dengan Metode Foot to Foot Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) 4 Elektroda Berbasis Mikrokontroler Arduino. Laporan Tugas Akhir. Semarang: Universitas Diponegoro; 2015.
- [6]. A Nugraha. Rancang Bangun Alat Pengukur Persentase Lemak Tubuh Dengan Metode Whole Body Measurement Bioelectrical Impedance Analysis (BIA) Empat Elektroda Berbasis Mikrokontroler ATmega 32. Laporan Tugas Akhir. Semarang: Universitas Diponegoro; 2016.
- [7]. T K Bera. *Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring : A Review*. Hindawi Publishing Corporation. 2014; 2014: 1-28.
- [8]. B L Christe. *Introduction To Biomedical Instrumentation*. Cambridge: Cambridge University Press. 2009: 20-23.
- [9]. D I Soria. Implementation of an Electrical Bioimpedance Monitoring System anad a Tool for Bioimpedance Vector Analysis. Tesis. Boras: University College of Boras; 2008.
- [10]. V Yang, P Aroul, K Wen. *Impedance Measurement with The AFE4300*. Texas Instruments. Report number: SBAA202. 2013.
- [11]. U G Kyle, I Bosaeus, A D De Lorenzo, P Deurenberg, M Elia, J M Gomez, B L Heitmann, L Kent-Smith, J C Melchior, M Pirlich, H Scharfetter, A M Schols, C Pichard. *Bioelectrical Impedance Analysis - Part I: Review of Principles And Methods*. Clinical Nutrition. 2004; 23: 1226-1243.

- [12]. E Mylott, E M Kutschera, R Widenhorn. *Bioelectrical Impedance Analysis as a Laboratory Activity: At the Interface of Physics and the Body*. American Journal of Physics. 2014; 82(5): 521-528.
- [13]. M S R Joshi, P U R Bagal. *Development of Bioelectrical Impedance Analyzer For Body Composition Analysis*. IOSR-JEEE. 2014; 9(5): 53-62.
- [14]. Omron *Instruction Manual HBF-358-BW Karada Scan*. Omron Healthcare Co., Ltd. 2013.
- [15]. S F Khalil, M S Mokhtar, F Ibrahim. *The Teory and Fundamentals of Bloimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases*. Sensors. 2014; 14: 10895-10928.
- [16]. A C Huang, Y Y Chen, C L Chuang, L M Chiang, H K Lu, H C Lin, K T Chen, A C Hsiao, K C Hsieh. *Cross-Mode Bioelectrical Impdance Analysis in A Standing Position for Estimating Fat-Free Mass Validated Against Dual-Energy X-Ray Absorptiometry*. Nutrition Research. 2015; 35: 982-989.
- [17]. E A Bezerra, D V Lettnin. *Synthesizable VHDL Design for FPGAs*. Santa Catarina: Springer. 2014: 57-59.