

# Pengukuran Laju Respirasi Menggunakan Accelerometer Dan Gyroscope Pada Smartphone Berbasis Android

1<sup>st</sup> Farsha Abyan Abiyyi Hadiwidjaja  
Fakultas Teknik Elektro  
Universitas Telkom  
Bandung, Indonesia  
farshaabyan@student.telkomuniversity.ac.id

2<sup>nd</sup> Achmad Rizal  
Fakultas Teknik Elektro  
Universitas Telkom  
Bandung, Indonesia  
achmadrizal@telkomuniversity.ac.id

3<sup>rd</sup> Muhammad Hablul Barri  
Fakultas Teknik Elektro  
Universitas Telkom  
Bandung, Indonesia  
mhbarri@telkomuniversity.ac.id

**Abstrak**—Pengukuran laju respirasi merupakan salah satu bentuk penilaian fundamental terhadap kesehatan seseorang selain pengukuran laju denyut jantung maupun pengukuran tekanan darah. Kemudahan seseorang dalam melakukan suatu pengukuran laju respirasi merupakan tujuan dari penelitian ini dimana pengukuran dilakukan melalui *smartphone* berbasis android. Pengukuran laju respirasi dilakukan dengan meletakkan *smartphone* pada diafragma bagian kiri, tengah, dan kanan. Sensor *accelerometer* dan sensor *gyroscope* merekam perubahan percepatan serta posisi yang diakibatkan oleh pergerakan diafragma ketika pernapasan terjadi. *Variational Mode Decomposition* (VMD) adalah pengolahan sinyal yang digunakan pada penelitian ini. Cara kerja VMD yaitu dengan mendekomposisi sinyal menjadi beberapa *modes* (IMFs) yang kemudian dipilih *modes* dengan sinyal terbaik. *Peak detection* kemudian dilakukan untuk mendapatkan nilai dari *respiration rate per minute* (RPM). Hasil yang diperoleh dari tugas akhir ini merupakan data laju pernapasan dengan menggunakan metode *Variational Mode Decomposition* (VMD) yang mencapai nilai keakuratan sebesar 89,46% dalam pengukuran laju respirasi serta nilai presisi pengukuran sebesar 96,74%.

**Kata kunci**—laju respirasi, *variational mode decomposition*, sensor *accelerometer*, sensor *gyroscope*, *smartphone*.

## I. PENDAHULUAN

Pengukuran laju respirasi dikenal sebagai salah satu komponen fundamental dalam menilai kesehatan manusia, pada tahun 1993 Fieshelmann dan kolega melaporkan bahwa laju respirasi yang berada pada angka lebih dari 27 breaths/minute merupakan hal yang menjadi acuan dalam memprediksi henti jantung pada pasien. Tak hanya itu, laju respirasi juga merupakan salah satu hal terpenting yang menjadi acuan stabil atau tidaknya seorang pasien selain laju denyut jantung maupun tekanan darah[1].

Pada penelitian ini pengambilan data diambil dari gerakan siklus pernapasan. Salah satu metode yang telah ada adalah *seismocardiografi* (SCG). *Seismocardiografi* (SCG) merupakan sebuah metode pengukuran laju denyut jantung dengan cara mengamati perubahan posisi dan juga percepatan, sensor yang digunakan pada *seismocardiografi* adalah sensor *accelerometer*[2]. Pada penelitian ini metode *seismocardiografi* digunakan untuk merekam laju respirasi dan bukan laju denyut jantung, yang kemudian hasil sinyalnya diolah sehingga mampu meredam pergerakan akibat denyut jantung dan memperkuat gerakan yang terjadi karena laju respirasi.

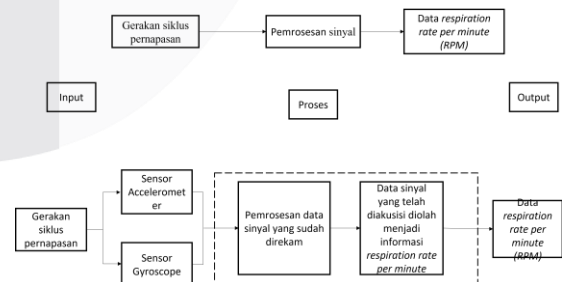
Penggunaan sensor *accelerometer* dan dengan tambahan sensor *gyroscope* yang sudah tertanam pada *smartphone* menjadi inti dari penelitian ini, dengan fokus kepada pengukuran laju respirasi. Dikarenakan salah satu sensor yang digunakan sama dengan sensor yang digunakan pada *seismocardiografi* (SCG), maka hal yang menjadi permasalahan adalah bagaimana perekaman data yang optimal menggunakan sensor *accelerometer* dan apakah sensor *gyroscope* mampu menyajikan data yang sama atau bahkan lebih baik dari sensor *accelerometer*.

Tidak hanya itu, pertanyaan juga dilanjutkan dengan bagaimana cara mengurangi derau seperti jejak denyut jantung maupun pergerakan tubuh yang tercatat oleh sensor. Metode *Variational Mode Decomposition* (VMD) adalah metode yang akan digunakan dalam pengolahan sinyal SCG yang telah diperoleh dari perekaman sensor, dengan cara kerja VMD yang mendekomposisi sinyal menjadi menjadi beberapa *modes* atau disebut sebagai *Intrinsic Mode Function* (IMFs).

## II. KAJIAN TEORI

### A. Desain Konsep Solusi

Pada penelitian ini, diperlukan sebuah desain konsep solusi untuk menggambarkan bagaimana cara kerja dari alat pengukuran laju respirasi menggunakan *accelerometer* dan *gyroscope* pada *smartphone* berbasis android. Desain konsep solusi pada penelitian ini dijelaskan sebagai berikut:



GAMBAR 1 Desain Konsep Solusi Pengukuran Laju Respirasi

Pada gambar 1 dapat dijelaskan bahwa pembacaan laju respirasi diperoleh dari ditematkannya *smartphone* pada diafragma bagian kanan, tengah, dan kiri agar dapat merekam perubahan posisi ketika pernapasan terjadi. Dilakukannya pemrosesan sinyal yang telah diperoleh sensor dengan cara *denoising* dan penerapan metode *variational mode decomposition* sehingga hasil akhir setelah *peak detection* dilakukan adalah data *respiration rate per minute*.

### B. Laju Respirasi

Laju respirasi merupakan salah satu standar pengukuran kesehatan yang umum digunakan pada bangsa kesehatan. Pada dunia medis laju respirasi orang dewasa berada pada angka 12 hingga 20 breaths per minute, dan pengukuran ini bergantung kepada umur serta kondisi kesehatannya. Pengukuran laju respirasi yang umum digunakan adalah elektrokardiograf (EKG) yang didalamnya memuat pengukuran tak hanya laju pernapasan tetapi juga laju denyut jantung. Tak hanya elektrokardiograf (EKG) terdapat juga alat yang memang dikhususkan untuk memonitor laju respirasi yang disebut dengan *respiratory inductive plethysmography* (RIP). Cara kerja dari RIP sendiri adalah melalui memasang dua induktansi pada daerah perut dan tulang rusuk untuk merekam perubahan yang terjadi ketika pernapasan terjadi[3].

### C. Sensor Accelerometer

*Accelerometer* merupakan suatu transducer yang mampu mengukur percepatan, mendeteksi dan mengukur getaran (vibrasi), dan mengukur percepatan akibat gravitasi (inklanasi). *Accelerometer* dapat mengukur percepatan secara dinamis maupun statis dimana pengukuran secara dinamis diartikan sebagai pengukuran terhadap objek bergerak, sementara pengukuran statis adalah pengukuran percepatan terhadap gravitasi[4].

### D. Sensor Gyroscope

*Gyroscope* merupakan sensor kecepatan angular yang digunakan untuk mengukur kecepatan rotasi suatu benda. *Gyroscope* juga berfungsi untuk mengukur serta menentukan orientasi suatu benda berdasarkan pada ketetapan momentum sudut berdasarkan gerakan gravitasi yang dilakukan pengguna. Sensor *gyroscope* juga berperan penting dalam mempertahankan keseimbangan suatu benda. Output yang dihasilkan oleh sensor *gyroscope* merupakan 3 sumbu rotasi kecepatan sudut yaitu sumbu x untuk pengukuran pada titik kanan dan kiri, sumbu y untuk pengukuran pada titik atas dan bawah, dan sumbu z untuk pengukuran pada titik depan dan belakang[5].

### E. Normalisasi Sinyal

Normalisasi sinyal merupakan metode pemusatan sinyal agar sinyal berada tepat pada sumbu x.

### F. Median Filter

Median filter merupakan operasi filtering nonlinier yang digunakan dalam pemrosesan sinyal atau citra untuk mengurangi *noise*.

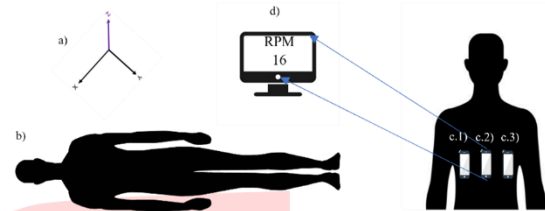
### G. Variational Mode Decomposition

*Variational Mode Decomposition* merupakan sebuah metode yang dikembangkan dari metode sebelumnya yaitu *Empirical Mode Decomposition* (EMD). EMD merupakan suatu metode algoritmik untuk mendeteksi serta mendekomposisi sinyal menjadi *principal modes*. Algoritma ini secara rekursif mendeteksi *local minima/maxima* dalam sebuah sinyal, memperkirakan *lower/upper envelopes* dari interpolasi dari *extrema*, menghilangkan *envelopes* rata-rata sebagai *low-pass centerline*, yang dengan demikian mengisolasi osilasi frekuensi tinggi sebagai *mode* dari sebuah sinyal, dan hal ini berlangsung secara rekursif pada *low-pass centerline* yang tersisa. Kondisi yang harus terpenuhi untuk menggunakan metode EMD adalah nilai rata-rata IMF adalah nol dan perbedaan antara jumlah *extrema* dan jumlah *zero-crossing* paling banyak adalah satu. VMD kemudian diajukan sebagai sebuah metode pengembangan dari EMD untuk

menyelesaikan permasalahan yang dimiliki metode EMD salah satunya adalah rentannya terhadap *noise*. Dengan VMD yang menerapkan *white noise* pada pengolahannya, maka sinyal hasil pengolahan VMD lebih kokoh dan lebih tahan terhadap *noise* yang ada[6].

## III. METODE

### A. Desain Sistem



Keterangan:

a) Acuan sumbu sensor

b) Posisi keadaan berbaring

c.1) Posisi *smartphone* pada diafragma kanan

c.2) Posisi *smartphone* pada diafragma tengah

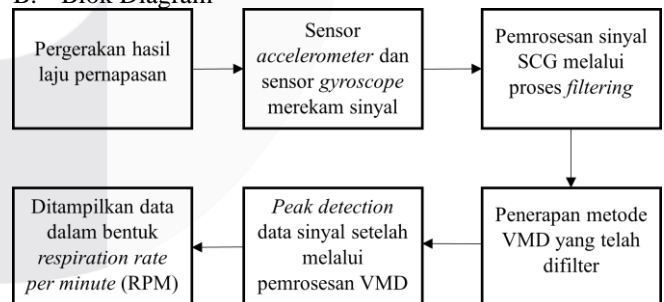
c.3) Posisi *smartphone* pada diafragma kiri

d) Tampilan hasil pengolahan pada Matlab dalam bentuk *respiration rate per minute* (RPM)

GAMBAR 2 Desain Sistem

Dalam sistem yang dirancang pada tugas akhir ini dilakukan pengukuran laju pernapasan dengan menempatkan *smartphone* pada diafragma bagian kiri, tengah, dan kanan agar dapat merekam pergerakan otot pernapasan. Pengambilan data oleh sensor *accelerometer* serta sensor *gyroscope* menggunakan metode SCG. Data sinyal SCG yang telah diperoleh lalu diolah pada MATLAB dengan dilakukannya *filtering* menggunakan normalisasi sinyal dan *median filter*. Selanjutnya diterapkan metode *Variational Mode Decomposition* (VMD) pada data sinyal SCG yang telah dilakukan *filtering*, kemudian digunakannya *peak detection* dari data hasil VMD untuk mendapatkan estimasi *respiration rate* (RR). Hasil *respiration rate* (RR) kemudian ditampilkan dalam bentuk *respiration rate per minute* (RPM).

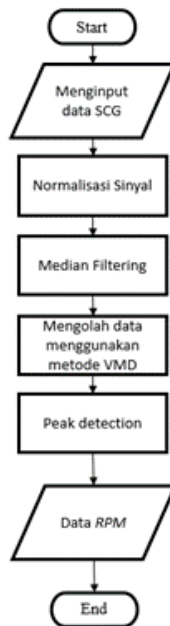
### B. Blok Diagram



GAMBAR 3 Blok Diagram

Pada gambar 3 menjelaskan bahwa pengambilan data masukan berupa pergerakan hasil laju pernapasan, kemudian sensor ICM-40607 digunakan untuk merekam sinyal pergerakan laju pernapasan. Sinyal SCG yang sudah diperoleh kemudian difilter melalui normalisasi sinyal serta *median filter*, setelah melalui proses *filtering* kemudian data sinyal SCG diproses melalui metode VMD. Sinyal hasil pengolahan metode VMD kemudian dilakukan *peak detection* untuk memperoleh keluaran berupa data *respiration rate per minute* (RPM).

## C. Flowchart Pengolahan



GAMBAR 4 Flowchart Pengolahan

Gambar 4 merupakan diagram alir (*Flowchart*) sistem perangkat lunak yang berguna memproses sinyal respirasi pada MATLAB. Berikut penjelasan mengenai Gambar 4:

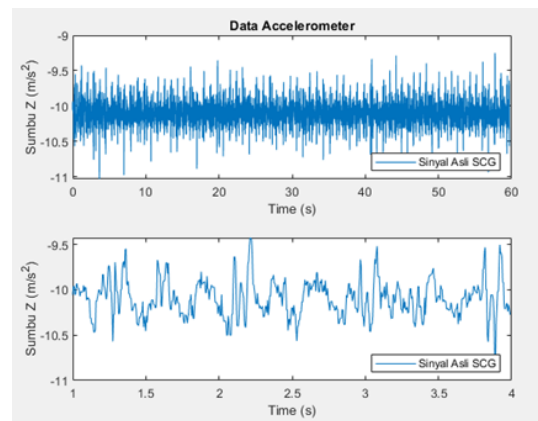
- Memasukkan data sensor *accelerometer* dan data sensor *gyroscope* yang sudah direkam melalui aplikasi sensor logger pada *smartphone* android
- Dilakukannya normalisasi pada data sinyal yang telah diperoleh untuk pemusatan sinyal SCG.
- Dilakukannya median filtering untuk menghilangkan *noise*
- Dilakukannya pemrosesan sinyal dengan cara *Variational Mode Decomposition* (VMD) untuk mendapatkan sinyal laju pernapasan dengan memasukkan ciri yang diinginkan.
- Dilakukannya *peak detection* untuk mendapatkan nilai *respiration rate per minute* (RPM).
- Data *respiration rate per minute* (RPM) ditampilkan.

## IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

## A. Pengujian Sumbu

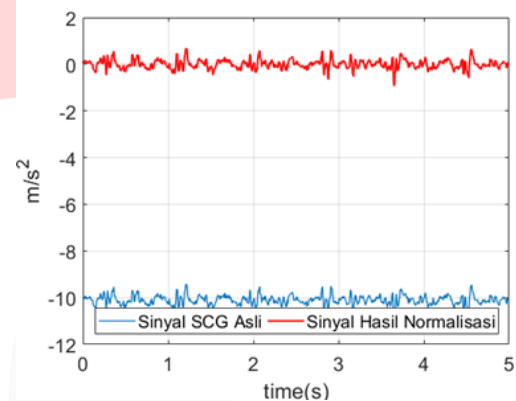
Pengujian ini bertujuan untuk menentukan sumbu sensor yang akan ditinjau lebih lanjut dalam pengukuran laju respirasi. Sensor *accelerometer* dan sensor *gyroscope* memiliki tiga sumbu yaitu sumbu X untuk pergerakan kiri dan kanan, sumbu Y untuk pergerakan depan dan belakang, dan sumbu Z untuk pergerakan atas dan bawah.

Sebelum kepada pembahasan mengenai pengujian sumbu, diperlukan penjelasan mengenai rincian pengolahan sinyal pada aplikasi MATLAB, berikut merupakan rincian pengolahannya:



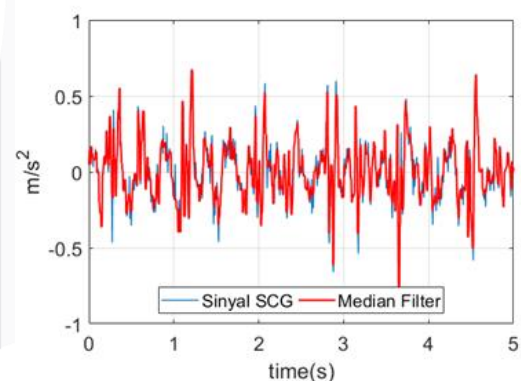
GAMBAR 5 Sinyal SCG Asli

Data yang sudah terekam dimuat pada aplikasi MATLAB untuk dilakukannya pengolahan data, gambar 5 merupakan contoh tampilan data sinyal SCG yang diperoleh.



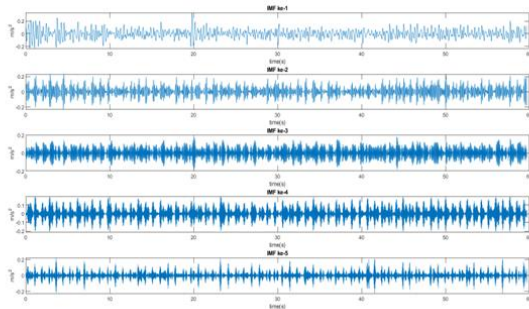
GAMBAR 6 Perbandingan Sinyal SCG Asli Dengan Normalisasi

Pada gambar 6, sinyal SCG asli kemudian diolah melalui normalisasi sinyal yang bertujuan untuk memusatkan sinyal pada sumbu X.



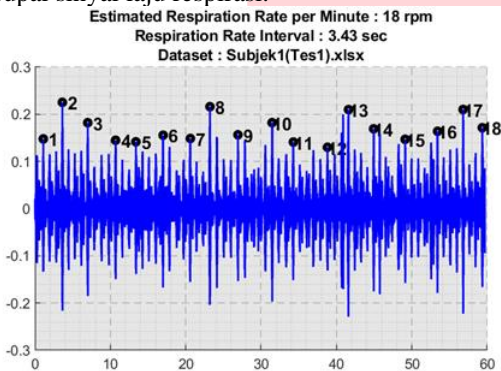
GAMBAR 7 Perbandingan Sinyal SCG Asli Dengan Sinyal SCG Setelah Melalui Median Filter

Pada gambar 7, sinyal SCG yang telah melalui proses normalisasi kemudian diolah kembali menggunakan median filter. Median filter bertujuan untuk mengurangi *noise* yang terdapat pada sinyal.



GAMBAR 8 IMF Yang Dihasilkan Sinyal SCG

Pada gambar 8, sinyal SCG yang sudah melalui median filter kemudian diolah menggunakan VMD sehingga menghasilkan *Intrinsic Mode Function* (IMF). Dari kelima IMF yang dihasilkan VMD, dipilih IMF kelima sebagai sinyal yang akan digunakan karena memiliki ciri yang menyerupai sinyal laju respirasi.



GAMBAR 9 Hasil Visualisasi Sinyal SCG Setelah Melalui Peak Detection

Pada gambar 9, dengan menggunakan *peak detection* pada sinyal IMF yang telah diperoleh maka nilai *Estimated Respiration Rate per Minute* (RPM) dapat diketahui. Hasil RPM ini yang kemudian dapat dibandingkan untuk mendapatkan nilai akurasi dari penelitian ini.

Setelah mengetahui langkah-langkah yang diperlukan untuk mendapatkan nilai dari RPM maka dapat dilanjutkan mengenai pemilihan sumbu yang dimana akan digunakan sebagai sumbu acuan dalam pengukuran akurasi pada penelitian ini. Pengujian sumbu yang dilakukan dapat dilihat pada table 1 sebagai berikut:

TABEL 1 Tabel Perhitungan Akurasi Masing-masing Sumbu Sensor

Tes ke-	Perhitungan Manual	Sumbu X Accelerometer	Sumbu Y Accelerometer	Sumbu Z Accelerometer	Sumbu X Gyro scope	Sumbu Y Gyro scope	Sumbu Z Gyro scope
1	19	17	7	19	18	15	16
2	19	19	17	19	17	19	19
3	19	19	20	19	18	19	20

Pada tabel 1, dapat disimpulkan bahwa sumbu yang akan dijadikan sebagai sumbu acuan dalam perhitungan akurasi yaitu sumbu Z pada sensor *accelerometer*. Hal ini disebabkan

dari ketiga buah uji coba yang dilakukan, nilai yang diperoleh sumbu Z sensor *accelerometer* memiliki nilai yang sama dengan pengukuran manual sehingga dapat diartikan bahwa tingkat akurasi yang dimiliki oleh sumbu Z sensor *accelerometer* sebesar 100%.

B. Pengujian Visualisasi Pengolahan Data Sinyal SCG

Pada pengujian ini dilakukannya visualisasi dari data sinyal SCG yang telah diperoleh melalui sensor ICM-40607, hasil akhir yang akan ditampilkan pada pengolahan ini adalah *peak detection* dan nilai *Respiration rate per minute* (RPM). Pada pengujian ini diperoleh 5 subjek, berikut adalah data subjek:

TABEL 2 Data Subjek

No	Nama	Jenis Kelamin	Umur	Tinggi Badan	Berat Badan	Tipe Pernapasan
1	Subjek 1	Laki-laki	22	185 cm	147 Kg	Perut
2	Subjek 2	Laki-laki	22	161 cm	52 Kg	Perut
3	Subjek 3	Laki-laki	22	175 cm	85 Kg	Perut
4	Subjek 4	Perempuan	22	155 cm	35 Kg	Perut
5	Subjek 5	Perempuan	22	160 cm	54 Kg	Perut

Dari kelima subjek ini kemudian dilakukan pengujian dengan meletakkan *smartphone* pada diafragma kanan, tengah, dan kiri dengan posisi *smartphone landscape* dan juga *portrait*. Berikut adalah beberapa tabel visualisasi sinyal SCG yang diperoleh:

TABEL 3 Hasil Pengukuran Subjek 1 Diafragma Kanan Posisi Landscape

Tes ke-	Respiration rate per minute (RPM)	Respiration rate interval (s)
1	18	3,43
2	18	3,37
3	18	3,33
4	18	3,28
5	18	3,43

TABEL 4 Hasil Pengukuran Subjek 2 Diafragma Kanan Posisi Portrait

Tes ke-	Respiration rate per minute (RPM)	Respiration rate interval (s)
1	18	3,34
2	21	2,95
3	21	2,9
4	19	3,23
5	19	3,23

TABEL 5 Hasil Pengukuran Subjek 3 Diafragma Tengah Posisi Landscape

Tes ke-	Respiration rate per minute (RPM)	Respiration rate interval (s)
1	17	3,6

2	18	3,33
3	17	3,54
4	16	3,76
5	16	3,85

TABEL 6 Hasil Pengukuran Subjek 4 Diafragma Tengah Posisi Portrait

Tes ke-	Respiration rate per minute (RPM)	Respiration rate interval (s)
1	20	3,14
2	19	3,22
3	22	2,83
4	22	2,79
5	20	3,09

TABEL 7 Hasil Pengukuran Subjek 5 Diafragma Kiri Posisi Landscape

Tes ke-	Respiration rate per minute (RPM)	Respiration rate interval (s)
1	20	3,05
2	22	2,85
3	20	2,97
4	18	3,4
5	21	2,96

TABEL 8 Hasil Pengukuran Subjek 5 Diafragma Kiri Posisi Portrait

Tes ke-	Respiration rate per minute (RPM)	Respiration rate interval (s)
1	18	3,33
2	18	3,38
3	17	3,57
4	18	3,25
5	18	3,4

C. Pengujian Akurasi Perhitungan MATLAB Dengan Perhitungan Manual

Pada pengujian ini akan dilakukan kalibrasi untuk mengukur tingkat akurasi dari membandingkan hasil pengukuran yang telah dilakukan melalui MATLAB dengan pengukuran manual. Untuk mendapatkan nilai akurasi dari setiap pengukuran, penulis menggunakan formula sebagai berikut:

$$\%Akurasi = 100\% - \%error \quad (1)$$

$$error = \left| \frac{\text{pengukuran manual} - \text{pengukuran MATLAB}}{\text{pengukuran manual}} \right| \quad (2)$$

$$\%error = \frac{error}{\text{pengukuran manual}} \times 100 \quad (3)$$

Berikut adalah hasil pengujian subjek:

TABEL 9 Perhitungan Manual Subjek 1

Nama	Perhitungan Manual									
	Sumbu Z									
Subjek 1	Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10
	20	20	20	22	22	21	20	20	22	21
	Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20
	20	20	21	21	22	20	21	21	20	20
	Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30
21	21	21	20	20	21	21	21	21	20	

TABEL 10 Perhitungan Mesin Subjek 1

Perhitungan Mesin										
Sumbu Z										
Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10	
18	18	18	18	18	17	18	17	16	16	
Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20	
18	20	18	18	19	18	20	21	19	19	
Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30	
17	16	15	17	19	17	19	21	20	21	

TABEL 11 Persentase Error dan Persentase Akurasi Subjek 1

Persentase Error										Σ
Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10	
0.1	0.1	0.1	0.181818	0.181818	0.190476	0.1	0.15	0.272727	0.238095	8.385065
Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20	
0.1	0	0.142857	0.142857	0.136364	0.1	0.047619	0	0.05	0.05	9.230303
Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30	
0.190476	0.238095	0.285714	0.15	0.05	0.190476	0.095238	0	0.047619	0.05	8.702381
										26.31775
										87.72583

Pada tabel 11, nilai akurasi yang diperoleh subjek 1 sebesar 87,72% dengan penempatan pada diafragma kanan, tengah, dan kiri serta pada posisi *landscape* maupun *portrait*.

TABEL 12 Perhitungan Manual Subjek 2

Perhitungan Manual										
Subjek 2	Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10
	19	20	18	19	19	18	18	19	19	19
	Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20
	19	18	18	19	19	18	18	19	19	19
	Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30
18	19	19	18	18	18	19	18	18	19	

TABEL 13 Perhitungan Mesin Subjek 2

Perhitungan Mesin										
Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10	
18	19	19	18	18	17	18	17	16	16	
Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20	
18	20	18	18	19	18	21	21	19	19	
Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30	
17	16	15	17	19	17	19	21	20	21	

TABEL 14 Persentase Error dan Persentase Akurasi Subjek 2

Persentase Error										Σ
Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10	
0.052632	0.05	0.055556	0.052632	0.052632	0.055556	0	0.105263	0.157895	0.157895	9.259942
Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20	
0.052632	0.111111	0	0.052632	0	0.166667	0.105263	0	0	0	9.511696
Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30	
0.055556	0.157895	0.210526	0.055556	0.055556	0.055556	0	0.166667	0.111111	0.105263	9.026316
										27.79795
										92.65984

Pada tabel 14, nilai akurasi yang diperoleh subjek 2 sebesar 92,65% dengan penempatan pada diafragma kanan, tengah, dan kiri serta pada posisi *landscape* maupun *portrait*.

TABEL 15 Perhitungan Manual Subjek 3

Perhitungan Manual										
Subjek 3	Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10
	19	21	20	20	19	19	20	20	20	19
	Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20
	19	19	20	20	19	19	19	20	20	20
	Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30
19	20	20	19	20	19	20	19	19	20	

TABEL 16 Perhitungan Mesin Subjek 3

Perhitungan Mesin										
Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10	
18	18	18	18	18	17	18	17	16	16	
Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20	
18	20	18	18	19	18	20	21	19	19	
Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30	
17	16	15	17	19	17	19	21	20	21	

TABEL 17 Persentase Error dan Persentase Akurasi Subjek 3

Persentase Error										Σ
Tes 1	Tes 2	Tes 3	Tes 4	Tes 5	Tes 6	Tes 7	Tes 8	Tes 9	Tes 10	
0.052632	0.142857	0.1	0.1	0.052632	0.105263	0.1	0.15	0.2	0.157895	8.838722
Tes 11	Tes 12	Tes 13	Tes 14	Tes 15	Tes 16	Tes 17	Tes 18	Tes 19	Tes 20	
0.052632	0.052632	0.1	0.1	0	0.052632	0.052632	0.05	0.05	0.05	9.439474
Tes 21	Tes 22	Tes 23	Tes 24	Tes 25	Tes 26	Tes 27	Tes 28	Tes 29	Tes 30	
0.105263	0.2	0.25	0.105263	0.05	0.105263	0.05	0.105263	0.052632	0.05	8.926316
										27.20451
										90.6817

Pada tabel 17, diperoleh akurasi pada subjek 3 sebesar 90,68% dengan penempatan pada diafragma kanan, tengah, dan kiri serta pada posisi *landscape* maupun *portrait*.

Hasil pengujian secara keseluruhan didapatkan persentase akurasi sebesar 89,46% yang diperoleh melalui akumulasi akurasi masing-masing subjek dibagi dengan banyaknya subjek.

## V. KESIMPULAN

Berdasarkan pengujian dan analisis yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa, pengukuran diperoleh dengan cara meletakkan *smartphone* pada diafragma bagian kanan, tengah, dan kiri. Sensor *accelerometer* dan *gyroscope* pada *smartphone* kemudian merekam perubahan posisi yang diakibatkan oleh laju respirasi ketika pernapasan terjadi. Dalam pengukuran ini, subjek diharuskan berada dalam kondisi berbaring, statis, dan rileks untuk mendapatkan hasil yang diharapkan. Tidak hanya itu, pengukuran menggunakan sensor ICM-40607 pada *smartphone* android dengan frekuensi pengukuran *up to* 200 Hz dengan metode *Variational Mode Decomposition* (VMD) mampu mendapatkan hasil *respiration rate per minute* (RPM) dari pengolahan sinyal seismocardiografi (SCG). Terakhir, dengan sumbu Z sensor *accelerometer* sebagai acuan dari pengukuran laju respirasi diperoleh nilai akurasi alat sebesar 89,46% dan nilai presisi sebesar 96,74% dengan posisi penempatan pada diafragma bagian kiri, tengah, dan kanan.

## REFERENSI

- [1] M. A. Cretikos, R. Bellomo, K. Hillman, J. Chen, S. Finfer, and A. Flabouris, "Respiratory rate: The neglected vital sign," *Med. J. Aust.*, vol. 188, no. 11, pp. 657–659, 2008, doi: 10.5694/j.1326-5377.2008.tb01825.x.
- [2] C. H. L. D. Umke *et al.*, "H Eart R Ate and and C Ycling," vol. 20, no. 3, pp. 601–607, 2006.
- [3] G. Brüllmann, K. Fritsch, R. Thurnheer, and K. E. Bloch, "Respiratory monitoring by inductive plethysmography in unrestrained subjects using position sensor-adjusted calibration," *Respiration*, vol. 79, no. 2, pp. 112–120, 2009, doi: 10.1159/000212117.
- [4] I. S. M. . Vidi Rahman Alma, Wahyudi M.T, "Aplikasi Sensor Accelerometer Pada Deteksi Posisi," no. March, 2016.
- [5] W. A. Kusuma, Z. Sari, and A. T. Sari, "Sensor Fusion Accelerometer dan Gyroscope untuk Pengukuran Perubahan Kinematik Pergelangan Kaki," *Kinet. Game Technol. Inf. Syst. Comput. Network, Comput. Electron. Control*, vol. 1, no. 1, pp. 17–22, 2018, doi: 10.22219/kinetik.v1i1.8.
- [6] U. Maji and S. Pal, "Empirical mode decomposition vs. variational mode decomposition on ECG signal processing: A comparative study," *2016 Int. Conf. Adv. Comput. Commun. Informatics, ICACCI 2016*, pp. 1129–1134, 2016, doi: 10.1109/ICACCI.2016.7732196.