



**TUGAS AKHIR - TF 181801**

# **SISTEM MONITORING LAJU PERNAPASAN MENGUNAKAN TEKNIK KORELASI CITRA DIGITAL BERBASIS KAMERA MICROSOFT KINECT**

**IMAN RAMACAESAR ROSOHADI  
NRP. 0231144000059**

**Dosen Pembimbing :  
Dr. rer. nat. Ir. Aulia M. T. Nasution M. Sc.**

**DEPARTEMEN TEKNIK FISIKA  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2019**





**FINAL PROJECT - TF 181801**

**RESPIRATORY RESPONSE MONITORING  
SYSTEM USING DIGITAL IMAGE  
CORRELATION TECHNIQUES BASED ON  
MICROSOFT KINECT CAMERA**

**IMAN RAMACAESAR ROSOHADI  
NRP. 0231144000059**

*Supervisors :*  
*Dr. rer. nat. Ir. Aulia M. T. Nasution M. Sc*

ENGINEERING PHYSICS DEPARTMENT  
Faculty of Industrial Technology  
Sepuluh Nopember Institute of Technology  
Surabaya  
2019



## PERNYATAAN BEBAS PLAGIARISME

Saya yang bertanda tangan di bawah ini

Nama : Iman Ramacaesar Rosohadi  
NRP : 0231144000059  
Departemen/ Prodi : Teknik Fisika / S1 Teknik Fisika  
Fakultas : Fakultas Teknologi Industri  
Perguruan Tinggi : Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul “**Sistem Monitoring Laju Pernapasan Menggunakan Teknik Korelasi Citra Digital Berbasis Kamera Microsoft Kinect**” adalah benar karya saya sendiri dan bukan plagiat dari karya orang lain. Apabila di kemudian hari terbukti terdapat plagiat pada Tugas Akhir ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan yang berlaku.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sebenar-benarnya.

Surabaya, 19 Desember 2018  
Yang membuat pernyataan,



Iman Ramacaesar Rosohadi  
NRP.0231144000059



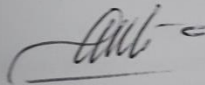
**SISTEM MONITORING LAJU PERNAPASAN  
MENGUNAKAN TEKNIK KORELASI CITRA DIGITAL  
BERBASIS KAMERA MICROSOFT KINECT**

Oleh:

Iman Ramacaesar Rosohadi  
NRP. 0231144000059

Surabaya, 26 Desember 2018

Menyetujui,  
Dosen Pembimbing



Dr. rer.nat. Ir. Aulia M. T. Nasution, M.Sc  
NIP. 19671117 199702 1 001

Mengetahui,

Kepala Departemen  
Teknik Informatika FTI-ITS



Akus Mubandita Harta, S.T., M.Si., Ph.D  
NIP. 19780902 200312 1 002





**SISTEM MONITORING LAJU PERNAPASAN  
MENGUNAKAN TEKNIK KORELASI CITRA DIGITAL  
BERBASIS KAMERA MICROSOFT KINECT**

**TUGAS AKHIR**





Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik  
pada  
Bidang Studi Rekayasa Fotonika  
Program Studi S-1 Departemen Teknik Fisika  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

**Iman Ramacaesar Rosohadi**

NRP. 0231144000059

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

1. Dr. rer. nat. Ir. Aulia M. T. N., M. Sc.  (Pembimbing 1)
2. Prof. Dr. Ir. Sekartedjo, M.Sc  (Penguji 1)
3. Agus M Hatta, S.T, M. Si, Ph.D  (Penguji 2)
4. Ir. Ronny Dwi Noriyati, M. Kes  (Penguji 3)

**SURABAYA  
Januari, 2019**



# **SISTEM MONITORING LAJU PERNAPASAN MENGGUNAKAN TEKNIK KORELASI CITRA DIGITAL BERBASIS KAMERA MICROSOFT KINECT**

**Nama Mahasiswa : Iman Ramacaesar Rosohadi**  
**NRP : 0231144000059**  
**Program Studi : S1 Teknik Fisika**  
**Dosen Pembimbing : Dr.rer.nat.Ir. Aulia M.T. Nasution M.Sc**

## **ABSTRAK**

Suatu sistem monitoring laju pernapasan menggunakan teknik korelasi citra digital berbasis microsoft kinect telah dirancang. Sistem tersebut bekerja dengan membaca setiap perubahan citra dari kamera RGB dengan kamera infra merah secara berkala berdasarkan pantulan pola yang dipancarkan oleh proyektor sinar infra merah. Sistem tersebut dapat membaca pernapasan dada berdasarkan perubahan toraks dan pernapasan perut berdasarkan perubahan usus yang terdorong oleh diafragma. Pada saat ekspirasi pernapasan dada memiliki perubahan sebesar 6 cm dan pernapasan perut memiliki perubahan sebesar 2 cm dengan error antara jarak aktual dan jarak terukur sebesar 0.21 cm. Berdasarkan validasi frekuensi telah didapatkan error sebesar 0.02 Hz, 0.02 Hz dan 0.03 dengan frekuensi validasi sebesar 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM. Data 10 partisipan telah didapatkan, data tersebut dikategorikan dalam menjadi 3 jenis laju pernapasan yaitu lambat, normal dan cepat dengan hasil pernapasan dada terdapat 1 pernapasan lambat, 6 pernapasan normal dan 3 pernapasan cepat sedangkan untuk perut didapatkan 2 pernapasan lambat, 7 pernapasan normal dan 1 pernapasan cepat. Pada posisi tidur didapatkan hasil pernapasan dada terdapat 1 pernapasan lambat dan 2 pernapasan normal sedangkan untuk pernapasan perut didapatkan 3 pernapasan normal.

**kata kunci: laju pernapasan, korelasi citra digital, *microsoft kinect***

***“Halaman ini sengaja dikosongkan”***

**RESPIRATORY RATE MONITORING SYSTEM USING MICROSOFT  
KINECT CAMERA BASED ON DIGITAL IMAGE CORRELATION  
TECHNIQUE**

**Name** : *Iman Ramacaesar Rosohadi*  
**NRP** : *0231144000059*  
**Department** : *Teknik Fisika FTI-ITS*  
**Supervisors** : *Dr.rer.nat.Ir. Aulia M.T. Nasution M.Sc*

**ABSTRACT**

*A respiratory rate monitoring system using digital image correlation technique by microsoft kinect camera had been designed. This monitoring system works by reading every movement changes between rgb camera and infrared camera periodically based on the reflection interactions that was projected in a specific infrared pattern. This system could determine the chest respiratory rate of an individual by analyzing the movement of depth in thorax area and diaphragm respiratory rate by analyzing the depth movement from stomach or belly area. The analyzed area was chosen based on the chest respiratory inspiration which shows that there are 6 cm difference from the chest surface than expiration chest respiratory, this process also happens on abdominal area whereas it shows 2 cm difference during inspiration diaphragm respiratory with the error that was obtained from distance validation is 0.21 cm. Based on the frequency validation it is obtained that microsoft kinect camera had the error of 0.02 Hz, 0.04 Hz and 0.02 Hz with the 3 known frequency of 12 RPM, 16 RPM and 18 RPM. The respiratory rate data from 10 participants was also obtained and the result was there are 1 participant with slow rate, 4 normal rate and 5 fast rate on chest respiratory while the diaphragm respiratory there are participants with 2 slow rate, 5 normal rate and 3 fast rate based on 3 categories of respiratory rate. For sleeping position it was categorized as 1 slow rate and 2 normal rate on chest respiratory, while the diaphragm respiratory there are 3 normal rates based on 3 subject participant.*

*keywords: respiratory rate, digital image correlation, microsoft kinect*

***“Halaman ini sengaja dikosongkan”***

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah S.W.T, karena rahmat-Nya berupa kesehatan dan kesempatan sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan tugas akhir ini. Laporan tugas akhir yang telah dikerjakan berjudul **“Sistem Monitoring Laju Pernapasan Menggunakan Teknik Korelasi Citra Digital Berbasis Kamera Microsoft Kinect”**. Dalam proses penyelesaian laporan tugas akhir ini, Penulis menyampaikan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Agus Muhamad Hatta, S.T, M.Si, Ph.D selaku Kepala Departemen Teknik Fisika ITS.
2. Dr. rer. nat. Ir. Aulia M. T. Nasution M.Sc selaku dosen pembimbing tugas akhir ini..
3. Segenap Bapak/Ibu dosen pengajar di Departemen Teknik Fisika-ITS atas pengajaran, ilmu, serta wawasan yang sangat berharga.
4. Rekan-rekan mahasiswa Teknik Fisika yang senantiasa memberikan dukungan dalam bentuk motivasi ataupun dalam bentuk diskusi yang membantu dalam penyelesaian tugas akhir .
5. Rekan-rekan dari Laboratorium Rekayasa Fotonika Teknik Fisika-ITS yang telah banyak memberikan kritik, saran, ilmu, dan wawasannya yang sangat membantu penulis dalam menyelesaikan tugas akhir dengan baik.
6. Segenap keluarga penulis yang telah memberikan dukungan penuh terhadap penyelesaian tugas akhir ini.
7. Teman-teman TA-wan yang telah memotivasi dan memberikan bantuan dalam penyelesaian laporan tugas akhir.

Penulis menyadari bahwa mungkin masih ada kekurangan dalam laporan ini, sehingga kritik dan saran penulis terima. Semoga laporan ini dapat berguna dan bermanfaat bagi penulis dan pihak yang membacanya.

Surabaya, 26 Desember 2018  
Penulis

***“Halaman ini sengaja dikosongkan”***



## DAFTAR ISI

PERNYATAAN BEBAS PLAGIARISME .....	v
LEMBAR PENGESAHAN.....	vii
ABSTRAK .....	xii
ABSTRACT .....	xiii
KATA PENGANTAR .....	xvii
DAFTAR ISI.....	xix
DAFTAR GAMBAR .....	xxi
DAFTAR TABEL.....	xxiii
BAB I PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	4
1.3 Tujuan.....	4
1.4 Batasan Masalah .....	4
1.5 Sistematika Laporan.....	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA .....	7
2.1 Pernapasan .....	7
2.2 Kinect .....	8
2.3 Digital Image Correlation .....	10
2.4 Structured Light .....	12
2.5 Region Of Interest (ROI).....	13
2.6 Finite Impulse Response (FIR) .....	15
BAB III METODOLOGI .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
3.1 Perumusan Masalah Monitoring Laju Pernapasan .....	17
3.2 Studi Pustaka.....	18
3.3 Pembuatan Perangkat Lunak Pembacaan Korelasi Citra Digital.....	18
3.4 Kalibrasi Data .....	20
3.5 Perancangan Alat <i>Monitoring</i> Laju Pernapasan.....	22
3.6 Pembuatan Alat <i>Monitoring</i> Laju Pernapasan .....	23
3.7 Pengujian Perangkat Lunak pada Alat <i>Monitoring</i> Laju Pernapasan.....	23
3.8 Akuisisi Data Pasien <i>Monitoring</i> Laju Pernapasan .....	24
3.9 Pengolahan Data Laju Pernapasan .....	24
3.10 Pembuatan Kesimpulan .....	24

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN .....	25
4.1 Penentuan Pengambilan Data Kedalaman .....	25
4.2 Kalibrasi Jarak .....	27
4.3 Kalibrasi Frekuensi .....	28
4.4 Pengambilan Data Laju Pernapasan .....	34
BAB V KESIMPULAN .....	41
5.1 Kesimpulan .....	41
5.2 Saran.....	42
DAFTAR PUSTAKA .....	43

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b>	Gambaran Umum Sistem Pernapasan .....	7
<b>Gambar 2.2</b>	Bagian Dalam Microsoft Kinect .....	9
<b>Gambar 2.3</b>	Citra Kinect Pada (a) Jarak Pendek dan (b) Jarak Jauh .....	10
<b>Gambar 2.4</b>	Susunan Teknik DIC .....	11
<b>Gambar 2.5</b>	Perubahan Facet pada Suatu Permukaan Material ...	11
<b>Gambar 2.6</b>	Hasil Citra Metode Structured Light .....	13
<b>Gambar 2.7</b>	Contoh Baris dan Kolom Pada ROI .....	14
<b>Gambar 3.1</b>	Diagram Alir .....	17
<b>Gambar 3.2</b>	Diagram Algoritma Perancangan Perangkat Lunak.....	18
<b>Gambar 3.3</b>	Validasi Jarak.....	20
<b>Gambar 3.4</b>	Simulasi Alat Validasi Posisi (a) Maju dan (b) Mundur .....	21
<b>Gambar 3.5</b>	<i>Set-up</i> Validasi Frekuensi .....	21
<b>Gambar 3.6</b>	Skema Pengambilan Data .....	22
<b>Gambar 3.7</b>	Susunan Pengambilan Data.....	22
<b>Gambar 3.8</b>	Pengambilan Data Kedalaman (a) Pernapasan Dada dan (b) PernapasanPerut.....	23
<b>Gambar 4.1</b>	Perubahan Laju Pernapasan Dada (a) Ekspirasi dan (b) Inspirasi .....	25
<b>Gambar 4.2</b>	Perubahan Laju Pernapasan Perut (a) Ekspirasi dan (b) Inspirasi .....	25
<b>Gambar 4.3</b>	ROI Pengukuran Pernapasan Dada .....	26
<b>Gambar 4.4</b>	ROI Pengukuran Pernapasan Perut .....	27
<b>Gambar 4.5</b>	Grafik Karakterisasi Jarak .....	28
<b>Gambar 4.6</b>	Frekuensi Pengukuran RPM 209 r/min .....	29
<b>Gambar 4.7</b>	Frekuensi Pengukuran RPM 4017 r/min.....	29
<b>Gambar 4.6</b>	Grafik Hubungan Tegangan dengan Kecepatan Putar	29
<b>Gambar 4.7</b>	Model ROI Pengambilan Validasi Frekuensi.....	30
<b>Gambar 4.8</b>	Laju Perubahan 12 RPM.....	31
<b>Gambar 4.9</b>	Frekuensi 12 RPM.....	32
<b>Gambar 4.10</b>	Laju Pernapasan Dada Partisipan 1 .....	34
<b>Gambar 4.11</b>	Frekuensi Pernapasan Dada Partisipan 1 .....	35

<b>Gambar 4.12</b> Laju Pernapasan Dada Partisipan 10 .....	36
<b>Gambar 4.13</b> Frekuensi Pernapasan Dada Partisipan 10 .....	37
<b>Gambar 4.14.</b> Frekuensi Pernapasan Dada Posisi Tidur .....	38
<b>Gambar 4.15.</b> Frekuensi Pernapasan Perut Posisi Tidur .....	38

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 4.1</b> Hubungan Tegangan dengan Kecepatan Putar.....	28
<b>Tabel 4.2</b> Hasil Validasi Frekuensi .....	33
<b>Tabel 4.3</b> Tabel Laju Pernapasan Dada.....	35
<b>Tabel 4.4</b> Tabel Laju Pernapasan Perut.....	37
<b>Tabel 4.5</b> Tabel Laju Pernapasan Dada Posisi Tidur .....	39
<b>Tabel 4.6</b> Tabel Laju Pernapasan Perut Posisi Tidur .....	39

***“Halaman ini sengaja dikosongkan”***

# BAB I PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

Bidang kesehatan merupakan salah satu bidang aspek utama di dalam menjaga kesehatan dan pola hidup suatu individu. Bidang tersebut mencakup setiap kegiatan atau proses dalam menjaga kesehatan manusia agar tetap stabil dan terhindar dari adanya penyakit atau kerusakan di dalamnya. Salah satu kegiatan di dalam bidang tersebut adalah *monitoring* organ vital yaitu adanya pengawasan terhadap setiap organ vital atau organ penting di dalam tubuh seperti organ di dalam sistem pencernaan, sistem pernapasan dan organ-organ penting lainnya. Pengawasan dalam organ tersebut sangat penting karena melalui kegiatan tersebut maka suatu individu dapat diketahui sejak dini jika terjangkit suatu penyakit atau adanya gangguan pada bagian tertentu. Kegiatan tersebut dapat memberikan pencegahan terhadap adanya gangguan atau penyakit yang ditemukan pada setiap organ vital. Namun *monitoring* organ vital belum dilakukan secara sempurna dan masih memiliki kekurangan pada saat pengambilan data tersebut karena dari penelitian di 23 rumah sakit australia terdapat setidaknya 75% mengalami serangan mendadak pada organ tertentu karena adanya organ vital yang terlewat atau diabaikan pada saat *monitoring* organ vital<sup>[1][2]</sup>. Salah satu organ vital yang dapat terabaikan dalam *monitoring* organ vital adalah organ sistem pernapasan. Adanya *monitoring* organ vital tanpa pengecekan sistem pernapasan dapat mengakibatkan individu untuk terjangkit penyakit pada sistem tersebut dan memberikan komplikasi pada organ lainnya<sup>[3][4]</sup>. Pada penelitian lain telah ditemukan pada suatu rumah sakit bahwa 21% pasien pada rumah sakit tersebut terjangkit penyakit pernapasan yang tidak dapat terobati dan menyebabkan pasien tersebut meninggal dengan adanya tingkat pernapasan 29 brpm(breath per minute)<sup>[2]</sup>. Kelalaian tersebut

disebabkan oleh beberapa faktor dan salah satu faktor tersebut adalah adanya kesalahan pengambilan data pada alat pengambilan data laju pernapasan pada pasien. Alat yang dipakai dalam pengambilan data tersebut adalah oximeter dan elektrokardiograf, tetapi kedua alat tersebut memiliki kekurangan dalam pengambilan data sistem pernapasan. Elektrokardiograf merupakan alat pengambilan data kesehatan dengan memasang impedansi pada bagian dada dan memberikan perbedaan listrik sebagai indikasi adanya respirasi pada paru-paru. Alat tersebut dapat memberikan hasil yang kurang akurat jika pasien bergerak secara acak yang akan mengganggu proses pengambilan data pada alat tersebut. Sedangkan pada *oxymeter*, laju pernapasan diukur melalui nadi pada salah satu jari pasien tetapi alat ukur tersebut hanya berfokus pada detak jantung dan hasil dari laju pernapasan masih kurang<sup>[5]</sup>.

Dalam bidang biomedik penggunaan teknologi optik lebih sering digunakan karena adanya keuntungan lebih dibandingkan instrumen biomedik lainnya, keuntungan tersebut dapat berupa adanya data yang lebih detail dan memiliki akurasi lebih tinggi<sup>[3]</sup>. Metode yang paling umum digunakan dalam *monitoring* organ dalam adalah serat optik dan *image processing* atau pencitraan 3D. Salah satu penelitian telah dilakukan oleh Nam pada tahun 2016 untuk pengukuran laju pernapasan dengan menggunakan *smartphone* dengan aplikasi yang dapat membaca perubahan sabuk yang sudah dipasang pada dada berdasarkan nilai RGB-D yang berubah dengan kalibrasi elektrokardiogram<sup>[6]</sup>. Untuk metode lain yang digunakan adalah dengan menggunakan serat optik dalam mengetahui kelembapan pada pernapasan<sup>[7-9]</sup>. Metode lain yang telah digunakan adalah dengan menggunakan sensor infra merah dalam mengetahui laju pernapasan secara 3 dimensi dengan memperhatikan suhu pernapasan di sekitar dada<sup>[10][11]</sup>.



Salah satu teknologi yang sudah mulai digunakan dalam *monitoring* organ vital adalah teknologi image processing seperti pencitraan tiga dimensi, pelacakan, pengawasan, pengenalan, navigasi dan lainnya. Contoh dari tipe pencitraan tiga dimensi adalah dengan teknik pelacakan gerak (Motion Techniques)<sup>[3]</sup>. Salah satu alat yang dapat digunakan dalam aplikasi teknik tersebut adalah Microsoft Kinect, sebuah devais input pada perangkat Xbox yang digunakan secara umum sebagai perangkat *video game*<sup>[12]</sup>. Devais tersebut memiliki sensor yang dapat menerima sinyal dari pengguna perangkat melalui gerakan tubuh atau tangan dan merubah sinyal tersebut menjadi data yang digunakan pada *game* tersebut. Data yang diterima oleh kinect merupakan data akumulasi dari sensor infra merah dan kedalam pada kamera kinect yang dapat melihat kerangka tubuh dan telapak tangan yang terdeteksi dengan cara membandingkan 2 citra dari dua kamera yang berbeda dan menampilkan hasil hasil perbandingan jarak tersebut melalui display kedalam, Metode ini disebut *Digital Image Correlation* atau Korelasi Citra Digital<sup>[13]</sup>. Selain dapat digunakan sebagai perangkat *video game*, sensor kinect juga dapat digunakan sebagai sensor dalam bidang peternakan, kedokteran dan pekerjaan umum<sup>[14-16]</sup>. Salah satu perngunaan sensor tersebut dalam bidang kedokteran adalah dalam mengukur laju pernapasan pada manusia yaitu dengan melihat perubahan pada *region of interest* (ROI). Lalu berdasarkan data tersebut akan dikonversi menjadi *breaths per minute* (bpm) dari pasien yang diamati pada penelitian tersebut<sup>[16]</sup>. Berdasarkan permasalahan di atas maka akan dirancang suatu sistem *monitoring* laju pernapasan dengan menggunakan sensor *microsoft kinect* pada ROI dada dan perut untuk mengetahui laju pernapasan pada sistem pernapasan dada dan perut dengan pengembangan penggunaan filterisasi finite impulse response (FIR)<sup>[16]</sup> pada alat Kinect versi I yang dimana pada penelitian sebelumnya digunakan

microsoft kinect versi dua dengan metode algoritma Ueda dalam proses filterisasi. Metode ini dilakukan sebagai pengganti sensor laju pernapasan kontak seperti spirometer atau elektrodigram dan sebagai alternatif sensor pernapasan dengan devais yang lebih murah dan praktis.

## 1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang, maka dapat dituliskan bahwa rumusan masalah dalam tugas akhir ini adalah bagaimana merancang sebuah sistem *monitoring* laju pernapasan berbasis *image correlation* dengan menggunakan sensor *microsoft kinect*?

## 1.3 Tujuan

Berdasarkan uraian latar belakang dan rumusan masalah maka dapat disimpulkan bahwa tujuan utama dalam tugas akhir ini adalah rancang bangun sebuah sistem *monitoring* laju pernapasan berbasis *image correlation* dengan menggunakan sensor *microsoft kinect*.

## 1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah yang digunakan dalam tugas akhir ini agar tidak keluar dari lingkup permasalahan adalah sebagai berikut:

- a. Kinect yang digunakan merupakan Kinect dengan tipe Kinect Microsoft V1
- b. Jenis Pernapasan yang dibaca adalah penapasan dada yang berdasarkan pergerakan toraks dan pernapasan perut berdasarkan pergerakan abdominal pada aktivitas istirahat.
- c. Data partisipan yang akan diambil berjenis kelamin laki-laki dengan umur 20-30 tahun
- d. Pengambilan data partisipan dilakukan pada saat partisipan dalam kondisi istirahat

- e. Pengambilan data dilakukan pada partisipan dalam posisi duduk dan tidur
- f. Validasi frekuensi dilakukan dengan menggunakan *stroboscope* dengan nilai pengukuran minimum sebesar 84.7 RPM

### **1.5 Sistematika Laporan**

Sistematika penulisan laporan tugas akhir adalah sebagai berikut:

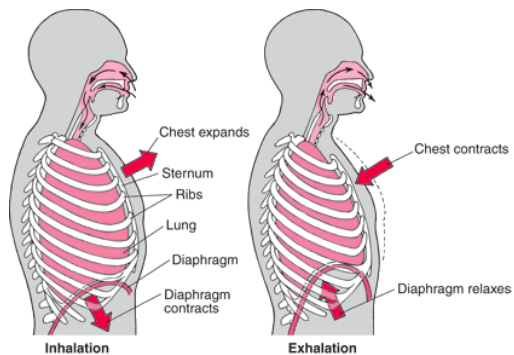
- a. **BAB I PENDAHULUAN**  
Pada bab I ini terdiri dari latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan dan sistematika laporan.
- b. **BAB II TINJAUAN PUSTAKA**  
Pada bab II ini dibahas mengenai teori-teori yang berkaitan dengan penelitian yang akan dilakukan, seperti teori identifikasi sistem, pengendalian PI, Sistem *Active Fault Tolerant Control*.
- c. **BAB III METODOLOGI PENELITIAN**  
Pada bab III ini berisi mengenai rancangan dari penelitian yang dilakukan, metode dan langkah-langkah dalam penelitian.
- d. **BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN**  
Pada bab IV ini berisi tentang analisis hasil perancangan sistem *active fault tolerant kontrol* dibandingkan dengan hasil perancangan kontrol konvensional.
- e. **BAB V KESIMPULAN DAN SARAN**  
Pada bab V ini diberikan kesimpulan tentang tugas akhir yang telah dilakukan berdasarkan data-data yang diperoleh, serta diberikan saran sebagai penunjang maupun pengembangan tugas akhir selanjutnya.

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Pernapasan

Pernapasan atau respirasi merupakan proses pergerakan udara masuk dan keluar dari paru-paru untuk memudahkan pertukaran gas dengan lingkungan internal, terutama pada saat proses pengiriman oksigen dan pembuangan karbon dioksida. Proses pernapasan memiliki fungsi utama sebagai siklus pertukaran udara, Pertukaran tersebut terjadi di paru-paru antara oksigen dengan karbon dioksida. Oksigen dari luar tubuh akan ditransfer ke pembuluh darah dan karbon dioksida akan dikeluarkan dari dalam tubuh ke luar melalui hidung atau mulut. Pernapasan dimulai dengan adanya udara yang masuk melalui hidung atau mulut. Setelah proses tersebut maka udara masuk ke dalam laring dan trakea untuk kemudian dilakukan pertukaran pada alveolus melalui batang bronkus yang terletak di dalam paru-paru. Di dalam alveolus, oksigen ( $O_2$ ) berdifusi dengan kapiler di sekitar alveolus dan karbon dioksida di dalam kapiler akan keluar sampai ke lingkungan di luar tubuh. Fungsi lain dari pernapasan adalah sebagai penyaring, penghangat dan pelembab udara di dalam tubuh<sup>[20]</sup>.



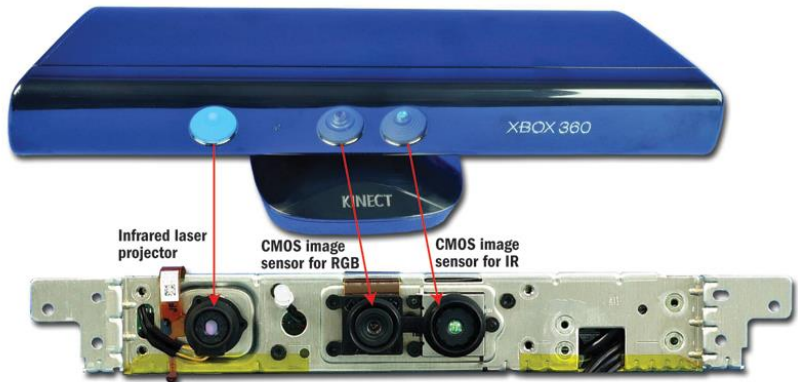
**Gambar 2.1** Gambaran Umum Sistem Pernapasan

Proses inhalasi diawali dengan kontraksi diafragma di bawah paru-paru dan diafragma akan turun sebesar 1 cm pada saat pernapasan normal, 10 cm jika dilakukan pernapasan paksa. Kontraksi tersebut menyebabkan otot di toraks menarik ujung anterior setiap tulang rusuk ke atas untuk membesar volume selama inhalasi<sup>[30]</sup>. Akibatnya, tekanan di dalam toraks (tekanan intrathoracic) dan di dalam paru-paru (tekanan intrapulmoner) menurun relatif terhadap tekanan udara di luar atmosfer. Perbedaan tekanan menginduksi udara yang terhirup dari tekanan yang lebih tinggi ke tekanan yang lebih rendah. Setelah udara memenuhi paru-paru maka udara oksigen di dalam paru-paru yang telah bertukar dengan karbon dioksida akan keluar melalui proses penghembusan yaitu pada saat Volume rongga toraks berkurang dan tekanan terbangun untuk melepaskan udara dari paru-paru. Setelah semua udara keluar maka dinding paru-paru dan dada kembali ke posisi dan bentuk ekuilibrium atau setimbang, proses tersebut dapat terlihat pada gambar 2.1. Kurva volume tekanan dapat digunakan untuk mendapatkan informasi tentang perubahan paru-paru selama bernafas. Data tersebut dapat menggambarkan perilaku mekanis paru-paru dan dinding dada seperti elastisitas paru-paru dan kemampuannya untuk memperluas dan meregangkan melalui kemiringan kurva tekanan-volume<sup>[21]</sup>. Laju pernapasan secara normal untuk dewasa adalah 12-20 *breaths per minute* (brpm) dan untuk bayi adalah 30-60 brpm<sup>[27][29]</sup>.

## 2.2 Kinect

*Microsoft Kinect* atau *Kinect* merupakan devais input yang digunakan sebagai perangkat tambahan pada konsol permainan *Xbox*. Sensor di dalam devais tersebut memungkinkan pengguna untuk berinteraksi di dalam realita virtual melalui pergerakan tubuh, gestur tangan dan perintah ucapan. Sensor tersebut menggunakan kamera video, kamera infra merah dan sensor infra merah dalam membuat citra tiga

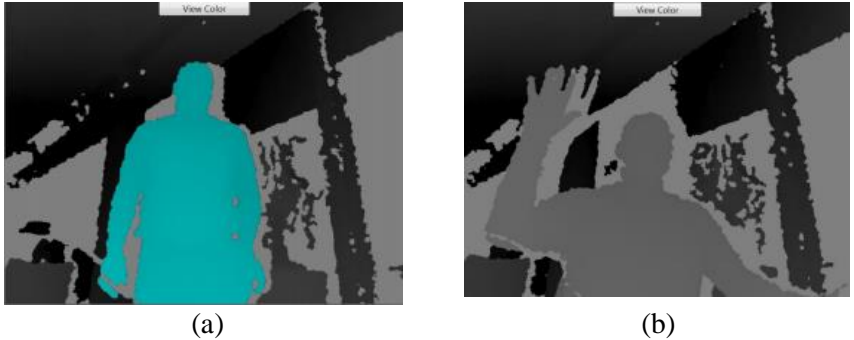
dimensi (3D) yang terdiri dari 200.000 titik posisi objek pada koordinat permukaan  $x$ ,  $y$  dan  $z$ . Selain penggunaannya sebagai media permainan digital, devais tersebut juga mulai digunakan dalam penelitian seperti bidang medis, pendidikan dan bidang penelitian lainnya. Kinect memiliki dua versi yaitu Kinect I yang digunakan pada *Xbox 360* dan Kinect II yang digunakan pada *Xbox One*<sup>[3]</sup>.



**Gambar 2.2** Bagian Dalam *Microsoft Kinect*

Kinect menghasilkan citra 3 dimensi menggunakan sensor infra merah dengan metode *structured light* yaitu metode yang dilakukan oleh sensor untuk membaca jarak atau *depth* antara suatu permukaan dengan sensor tersebut. Metode tersebut secara umum menggunakan 2 kamera tetapi pada devais kinect kamera lainnya diganti dengan pemancar infra merah yang berfungsi sebagai sumber pemancar yang akan memantulkan jarak dari permukaan ke sensor infra merah. Pemancar infra merah pada kinect akan memancarkan *beam* tunggal yang dipecah menjadi *pseudo-random pattern* dari kisi difraksi. *Beam* diproyeksikan ke objek agar terdistorsi sesuai jarak dari sumber pemancar infra merah. Dengan menghitung korelasi antara Lokasi *speckle* yang tidak

terdistorsi dan teramati berdasarkan triangulasi 3D, posisi objek dan permukaan yang ditentukan. Untuk mengidentifikasi setiap titik di dalam kamera utama, pola *speckel* lokal yang lebih detail di sekitar permukaan akan dianalisa<sup>[12]</sup>.



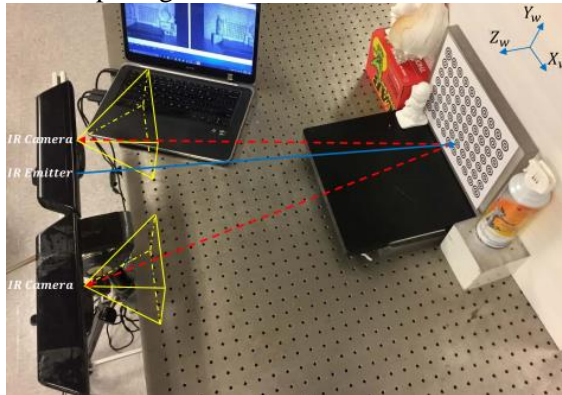
**Gambar 2.3** Citra Kinect Pada (a) Jarak Pendek dan (b) Jarak Jauh

### 2.3 Digital Image Correlation

*Digital Image Correlation* atau DIC merupakan suatu metode non-kontak dalam pengambilan citra 3 dimensi atau 2 dimensi. Metode ini dapat digunakan dalam mengetahui perubahan pergeseran atau regangan pada suatu permukaan. Metode ini merupakan metode optik yang melakukan pengukuran kedalaman dengan cara menyamakan pola dan registrasi citra perubahan dengan citra sebelumnya atau citra referensi. Prinsip dari metode ini yaitu dengan menggabungkan dua teknik pengukuran korelasi citra dan prinsip triangulasi, prinsip triangulasi merupakan teknik dalam pengambilan citra dengan 2 kamera yang disusun bersebelahan dan setiap kamera tersebut akan mengambil

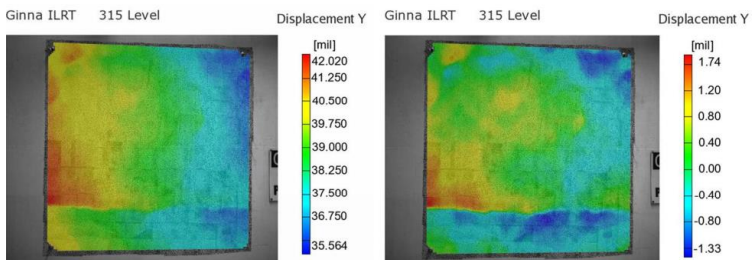


citra dari objek uji dengan sudut pengambilan yang berbeda, seperti terlihat pada gambar 2.4.



**Gambar 2.4** Susunan Teknik DIC

Setelah data jarak dari setiap kamera didapatkan maka melalui hasil tersebut akan diketahui posisi dan letak dari objek ke kamera dengan setiap bagian sudut yang diambil. Sedangkan teknik korelasi citra, dilakukan dengan membandingkan 2 citra yang diambil secara berkala dengan memperhatikan *facet* pada permukaan objek yang menjadi bahan uji, *facet* merupakan pola tertentu yang berada pada suatu permukaan saat adanya perubahan dan pola tersebut memiliki besar antara 5 sampai 20 piksel seperti gambar 2.5<sup>[22]</sup>.



**Gambar 2.5** Perubahan *Facet* pada Suatu Permukaan Material

Selama penginderaan pada devais *kinect*, proyektor infra merah pada *kinect* memancarkan pola *speckle* ke area objek yang akan diamati. Pola infra merah terdistorsi yang teramati akan diakuisisi oleh kamera infra merah dan kemudian dianalisis menggunakan algoritma pencitraan stereo, yang didasarkan pada paten PrimeSense. Secara teknis, pola sprokel terstruktur membantu membangun korespondensi antara citra yang diambil dan citra *speckle* awal yang tersimpan dalam perangkat berupa informasi kedalaman yang diambil dengan menggunakan algoritma triangulasi geometrik<sup>[23]</sup>.

## **2.4 Structured Light**

*Structured Light* merupakan suatu teknik dalam memproyeksi suatu pola pada permukaan yang berdasarkan perubahan pola tersebut dapat diketahui suatu kedalaman atau struktur dari perubahan pada permukaan tersebut. Perubahan tersebut dapat ditangkap oleh kamera yang dapat menerima pantulan pola yang diproyeksi, sehingga dapat diketahui jika ada perubahan dari pola yang berada pada suatu permukaan dan dikonversi menjadi kedalaman atau besaran lainnya. Proyektor di dalam proses tersebut menggunakan pola proyeksi sendiri sehingga saat terpantulkan dapat mengurangi *noise* atau gangguan dari pola perubahan permukaan tersebut sehingga data yang didapatkan dapat lebih akurat.

Kamera Kinect menggunakan teknik *structured light* untuk menghasilkan peta kedalaman real-time yang memberi informasi pengukuran jarak jauh dari area pengukuran. Data ini dapat direplikasi sebagai satu set titik 3D diskrit atau *point cloud*. Untuk menghasilkan model 3D yang digunakan dalam aplikasi seperti permainan, penelitian atau CAD (*Computer Aided Design*) yang memerlukan data geometri pada permukaan tingkat tinggi dengan noise yang cukup kecil pada data *point-based*. Salah satu pendekatan sederhana pada teknik ini dapat dilakukan saat membuat model utama tentang

konektivitas titik-titik berdekatan di dalam peta kedalaman Kinect untuk menghasilkan representasi *mesh* dengan kualitas rendah. Pendekatan tersebut dapat menghasilkan model *mesh* tidak rata dari sudut pandang tunggal dan konstan. Untuk membuat model 3D yang akurat, sudut pandang model fisik yang berbeda harus ditangkap dan digabungkan menjadi satu representasi tunggal. Proses tersebut akan menghasilkan citra 3D yang memiliki pola representasi *mesh* seperti pada gambar 2.6. Pendekatan dari proses tersebut akan menghasilkan pola *mesh* yang kurang sempurna dan membutuhkan sudut pengambilan pada area citra yang berbeda dan digabungkan menjadi representasi tunggal agar mendapatkan poal yang lebih baik yang dapat terlihat pada kamera Kinect<sup>[13]</sup>.



**Gambar 2.6** Hasil Citra Metode *Structured Light*

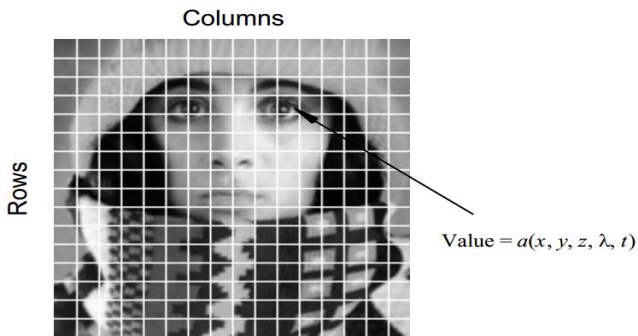
### **2.5 Region Of Interest (ROI)**

Citra dapat didefinisikan sebagai fungsi dari dua variabel nyata,  $a(x, y)$  dengan  $a$  sebagai amplitudo atau kecerahan citra pada posisi koordinat sebenarnya  $(x, y)$ . Citra mengandung sub-citra yang disebut *region of interest* (ROI). konsep ini mencerminkan fakta bahwa citra sering kali berisi kumpulan objek yang masing-masing dapat menjadi basis suatu daerah pengukuran. Dalam sistem pengolahan citra yang canggih, dimungkinkan untuk menerapkan operasi pengolahan

citra tertentu ke daerah ROI. Dengan demikian satu bagian citra (wilayah) bisa diolah untuk menekan motion blur sedangkan bagian lain bisa diolah untuk memperbaiki kecerahan warna. Citra digital yang  $[m, n]$  dijelaskan dalam ruang diskrit 2D berasal dari analog citra  $a(x, y)$  dalam ruang kontinu 2D melalui proses pengambilan sampel yang sering disebut sebagai digitalisasi. Citra kontinu pada 2D yaitu  $a(x, y)$  dibagi menjadi kolom  $N$  dan  $M$  seperti pada gambar 13. Persimpangan sebuah baris dan sebuah kolom disebut sebuah piksel. Nilai yang ditetapkan ke koordinat bilangan bulat  $[m, n]$  dengan  $\{m = 0, 1, 2, \dots, M-1\}$  dan  $\{n = 0, 1, 2, \dots, N-1\}$  adalah  $[m, n]$ . Sebenarnya, dalam banyak kasus  $a(x, y)$  - yang mungkin kita anggap sebagai sinyal fisik yang berada pada sensor 2D merupakan fungsi dari banyak variabel termasuk kedalaman ( $z$ ), warna ( $\lambda$ ), dan waktu ( $t$ ). [24] Berikut adalah persamaan yang digunakan dalam mencari nilai rata-rata dari sebuah ROI:

$$d(n) = \frac{1}{RS} \sum_i \sum_j D_n(i, j) \quad (2.1)$$

dimana  $(i, j)$  merupakan rentang piksel ROI dan  $RS$  merupakan jumlah daerah yang digunakan dalam pengukuran.



**Gambar 2.7** Contoh Baris dan Kolom Pada ROI

## 2.6 Finite Impulse Response (FIR)

Finite Impulse Response (FIR) filter adalah filter yang respon impulsnya (atau respons terhadap input panjang yang terbatas) adalah durasi yang terbatas, karena mengendap menjadi nol dalam waktu yang terbatas. Filter ini berbeda dengan filter *Infinite Impulse Response* (IIR) yang memiliki umpan balik internal dan dapat terus merespons tanpa batas waktu. Respon impuls dari filter FIR diskrit pada orde ke -  $n$  menuju orde  $N + 1$  sebelum menjadi nol. Filter FIR dapat berupa waktu diskrit, waktu kontinu, digital atau analog<sup>[25]</sup>. Salah satu persamaan filter yang dapat digunakan pada kinect adalah sebagai berikut:

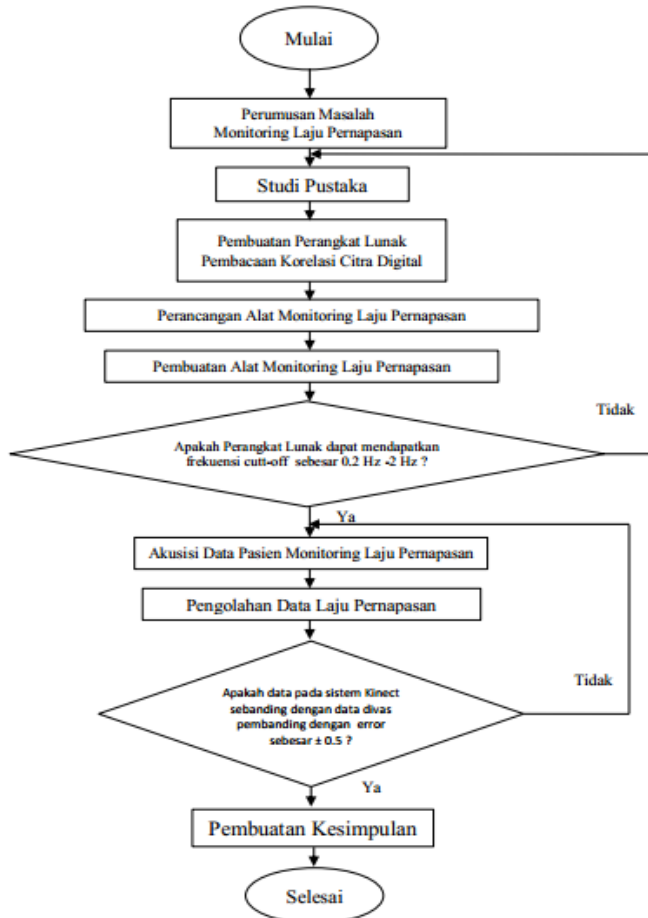
$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} b(k)d(n - k) \quad (2.2)$$

Perbedaan lain antara FIR dengan IIR filter adalah FIR filter dapat digunakan dalam mengoptimisasi suatu signal sedangkan IIR filter dapat merubah sinyal analog menjadi sinyal digital. Dalam penggunaan FIR dan IIR filter terdapat orde filter yang menentukan besar sinyal yang akan difilter dan nilai skalar ke- $n$  yang berguna sebagai besaran filter sinyal menyerupai frekuensi *nyquist* atau nilai yang menggambarkan kestabilan sinyal hasil filter maka semain tinggi nilai tersebut maka sinyal akan semakin stabil dengan kenaikan yang rendah.

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

### BAB III METODOLOGI

Diagram kerja pada tugas akhir ini dapat dilihat pada gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram Alir

### 3.1 Perumusan Masalah Monitoring Laju Pernapasan

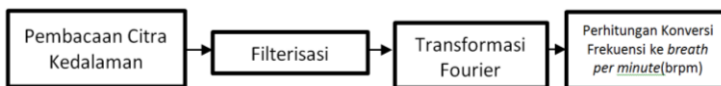
Tahap pertama adalah tahap perumusan masalah yaitu menentukan dan mengidentifikasi setiap masalah yang ada dalam metode yang telah dilakukan dalam pengukuran laju pernapasan pada manusia dan berdasarkan masalah-masalah tersebut akan dirumuskan suatu rumusan masalah yang akan menjadi tujuan dan bahan dasar di dalam pembuatan tugas akhir.

### 3.2 Studi Pustaka

Pada tahap studi pustaka akan dilakukan pencarian dan pembelajaran terhadap setiap penelitian dan sumber lain yang berkaitan dengan laju pernapasan, microsoft kinect dan metode dalam pengambilan data tersebut. Setelah metode-metode tersebut dipelajari maka teori penunjang di dalam metode tersebut akan menjadi teori dasar dalam pengambilan data laju pernapasan dengan menggunakan kinect serta algoritma yang diperlukan dalam mengolah data yang telah dilakukan pada penelitian sebelumnya.

### 3.3 Pembuatan Perangkat Lunak Pembacaan Korelasi Citra Digital

Perangkat lunak yang akan digunakan dalam membuat program pengukuran kinect adalah *python*. Setelah program yang akan digunakan ditentukan maka akan dibuat algoritma pembuatan program seperti pada gambar 3.1.



**Gambar 3.2** Diagram Alir Perancangan Perangkat Lunak

Tahap awal dalam pembuatan algoritma yaitu pengambilan data kedalaman pada daerah pengukuran atau



region of interest pada daerah dada dan perut. ROI yang diambil akan berdasarkan persamaan seperti berikut:

$$d(n) = \frac{1}{RS} \sum_i \sum_j D_n(i, j) \quad (3.1)$$

dengan  $i$  sebagai baris dan  $j$  sebagai kolom pada setiap piksel yang berada di sekita bagian dada dan perut. Setelah data kedalam dari kedua daerah tersebut terukur maka diambil data selama 120 s atau 2 menit dan setelah data tersebut diambil maka hasil rata-rata,  $d(n)$  dari ROI akan diberi perlakuan filterisasi menggunakan filter finite impulse response untuk membentuk model 3D perubahan jarak antara KINECT dengan ROI tanpa adanya *noise* berdasarkan frekuensi pengambilan data. Berdasarkan perubahan *depth* pada KINECT akan diketahui jarak dari sensor ke daerah pengukuran pada pasien yaitu pada bagian pernapasan dada dan bagian pernapasan perut. Maka dara data tersebut juga akan dilihat model 3 dimensi dari daerah pengukuran selama 2 menit. Setelah diketahui model 3D dari KINECT maka interaksi antara perubahan jarak dengan waktu pengambilan akan dibuat menjadi dikonversi menjadi *breaths per minute* sebagai hasil akhir pengukuran. Setelah data tersebut didapat maka akan diberikan filter FIR(Finite Impulse Response) seperti pada persamaan (3.2) yang dapat menghilangkan noise dari data tersebut sehingga didapatkan data yang berada pada amplitudo yang tidak terlalu tinggi atau terlalu rendah dari data lain pada rentang tersebut, filter FIR yang diberikan memiliki orde 3.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} b(k)d(n - k) \quad (3.2)$$

Setelah data di filter maka data tersebut ditransformasi menggunakan transformasi fourier pada persamaan (3.3) agar diketahui frekuensi *breaths per minute* yang terbaca melalui grafik laju pernapasan berdasarkan perubahan rata-rata nilai *depth* pada ROI ( $d(n)$ ).

$$Y(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp\left(-j k n \frac{2\pi}{N}\right) \quad (3.3)$$

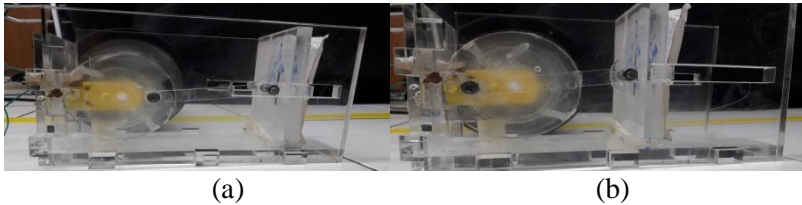
### 3.4 Kalibrasi Data

Kalibrasi data dilakukan dengan dua metode yaitu kalibrasi jarak dan kalibrasi frekuensi. Pada kalibrasi jarak akan dilakukan pengukuran *depth* pada suatu permukaan rata yang akan di jauhkan dari kinect setiap 1 cm dari rentang 80-100 cm dan diambil data *depth* sesuai dengan ROI yang akan digunakan saat akuisisi data agar diketahui sensitivitas dan regresi dari pembacaan *depth* pada kinect seperti terlihat pada gambar 3.5.



**Gambar 3.3** Validasi Jarak

Pada kalibrasi frekuensi akan dilakukan pengukuran frekuensi berdasarkan perubahan motor yang akan dikendalikan tegangan pada adaptor dan akan dibuat persamaan untuk mengetahui tegangan pada saat kecepatan motor sebesar 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM seperti terlihat pada gambar 3.4. Ketiga kecepatan motor tersebut dipilih sebagai variabel acuan pada validasi karena ketiga variabel tersebut masih berada di dalam rentang pernapasan yaitu dari 12 -20 brpm<sup>[29]</sup>.

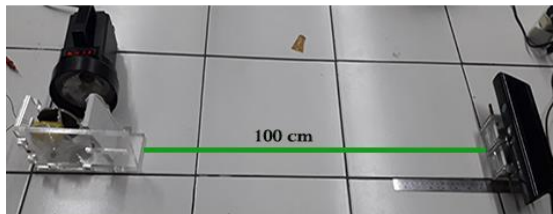


(a) (b)  
**Gambar 3.4** Simulasi Alat Validasi Posisi  
 (a) Maju dan (b) mundur

Stroboscope akan menangkap data kecepatan motor dari roda dengan mengambil data tegangan dan kecepatan putar motor sebanyak 5 kali dan hasil tersebut akan dibuat persamaan interaksi antara tegangan dengan percepatan motor. Persamaan hasil interaksi antar tegangan dan kecepatan motor akan digunakan unruk mendapatkan tegangan pada kecepatan motor 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM.

$$f_{cal} = RPM/60 \quad (3.4)$$

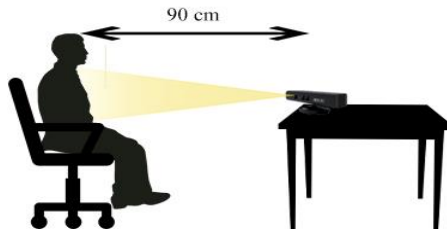
Hasil yang terukur oleh microsoft kinect pada ketiga percepatan motor tersebut akan dibandingkan dengan hasil perhitungan dari ketiga percepatan motor yang telah dikonversi menjadi frekuensi translasi validasi ( $f_{cal}$ ) berdasarkan hasil perputaran atau radian selama 1 detik yang memiliki kecepatan sama dengan gerakan maju dan mundur yang dapat terlihat pada gambar 3.4a untuk maju dan 3.4b untuk mundur dari permukaan rata berdasarkan persamaan (3.4).



**Gambar 3.5** Set-up Validasi Frekuensi

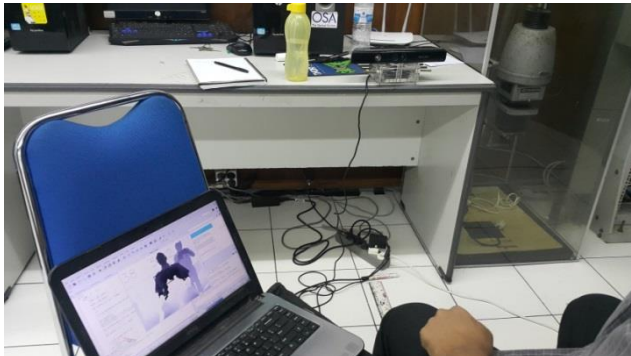
### 3.5 Perancangan Alat *Monitoring Laju Pernapasan*

Perancangan dilakukan dengan tujuan agar data yang diperoleh menggunakan microsoft kinect menjadi lebih akurat dan sesuai dengan metode-metode yang sudah dilakukan sebelumnya. Jarak antara permukaan uji dengan kinect sebesar 100 cm seperti terlihat pada gambar 3.6. Kinect akan ditempatkan pada permukaan rata agar tidak terjadi perubahan saat pengambilan data. Rancangan yang akan digunakan adalah sebagai berikut:



**Gambar 3.6** Skema Pengambilan Data

Pasien uji akan duduk dengan tangan berada pada posisi bebas tanpa menghalangi daerah pengambilan ROI di depan *kinect* uji. Bentuk pengambilan data secara aktual dapat dilihat pada gambar 3.7.



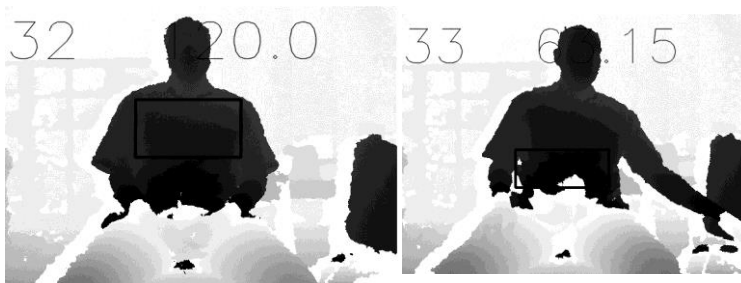
**Gambar 3.7** Susunan Pengambilan Data

### 3.6 Pembuatan Alat *Monitoring* Laju Pernapasan

Pembuatan alat *monitoring* laju pernapasan dilakukan dengan cara menggabungkan perangkat keras yang sudah ada seperti microsoft kinect versi satu dengan *power supply* yang sesuai dan laptop sebagai sumber sistem dan *display*. Perangkat lunak yang sebelumnya telah dibuat akan diintegrasikan ke dalam laptop dan dioperasikan dari divais kinect untuk mendapat data korelasi citra digital dari kedua kamera di dalam divais kinect. Serta dipersiapkan penentuan posisi pasien untuk memudahkan dalam proses akuisisi data.

### 3.7 Pengujian Perangkat Lunak pada Alat *Monitoring* Laju Pernapasan

Pada pengujian perangkat lunak alat *monitoring* laju pernapasan dilakukan penentuan perangkat lunak dengan posisi pengambilan pada permukaan dada dan perut pasien yang akan diuji. Parameter yang akan dilihat adalah ROI yang akan diambil, posisi dari pasien, pemrosesan dari sistem perangkat lunak yang digunakan serta kesesuaian jarak kedalaman yang akan digunakan terhadap hasil dari pengambilan tersebut seperti terlihat pada Gambar 3.8.



(a)

(b)

**Gambar 3.8** Pengambilan Data Kedalaman  
(a) Pernapasan Dada (b) dan Pernapasan Perut

Pada proses ini juga akan dilihat apakah program dalam perangkat lunak yang sudah dibuat dapat memiliki frekuensi pembacaan laju pernapasan yaitu pada frekuensi 0.2 Hz- 2 Hz, Jika masih ditemukan adanya ketidaksesuaian terhadap setiap parameter tersebut maka dilakukan perancangan perangkat lunak dan perangkat keras kembali berdasarkan pustaka lain yang lebih sesuai<sup>[18]</sup>.

### **3.8 Akusisi Data Pasien *Monitoring* Laju Pernapasan**

Akusisi data dilakukan pada 10 pasien dengan setiap pasien diberi kaos hitam yang sudah diberi penanda pada setiap ROI dada dan perut agar pemodelan dalam 3D menjadi lebih mudah dan dapat diproses sesuai dengan perangkat lunak yang sudah dirancang. Pengambilan data dilakukan selama 120 detik pada ROI dada dan perut dengan alur pernapasan normal<sup>[18]</sup>.

### **3.9 Pengolahan Data Laju Pernapasan**

Data yang sudah didapat pada saat akuisisi data akan diolah sesuai dengan perangkat lunak yang sudah dirancang. Pemodelan data dibuat pada bentuk grafik dengan perbandingan antara kedalaman dengan waktu. Data tersebut akan diambil pada frekuensi paling dominan berdasarkan hasil transformasi fourier dari domain waktu ke domain frekuensi yang telah *difilter* dengan menggunakan *finitie impulse response* (FIR) sebagai tolak ukur *breaths per minute* (bpm) dari pasien. Setelah data diproses oleh perangkat lunak maka data disimpan pada komputer untuk dibandingkan pada tahap selanjutnya.

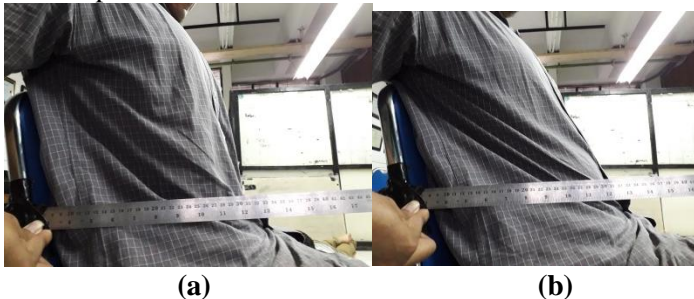
### **3.10 Pembuatan Kesimpulan**

Hasil dari setiap tahap akan disimpan dan dibuat laporan berdasarkan data yang telah diperoleh dan perangkat-perangkat yang telah digunakan.

## BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

### 4.1 Penentuan Pengambilan Data Kedalaman

Pengambilan data pernapasan akan dilakukan dengan mengambil data kedalaman dari *Kinect* selama 120s setiap 0.1s pada daerah pengambilan dada dan perut dengan ROI pada dada sebesar 100 x 160 px dan pada daerah perut sebesar 70 x 172 px.



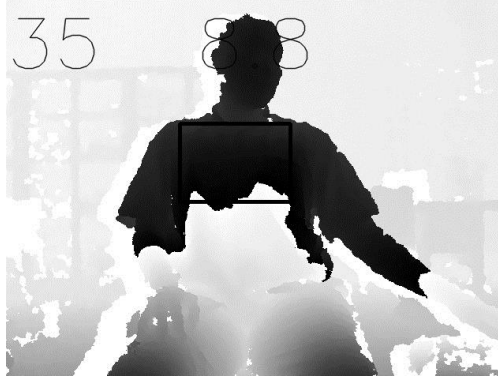
**Gambar 4.1** Perubahan Laju Pernapasan Dada (a) Ekspirasi dan (b) Inspirasi

Pengambilan daerah ROI tersebut berdasarkan perubahan yang telah diamati pada gambar 4.1 dan 4.2, perubahan tersebut menunjukkan adanya perubahan pada daerah dada sebesar 6 cm pada daerah dada dan pada saat pernapasan perut sebesar 2 cm saat pernapasan dada pada daerah perut atau usus.



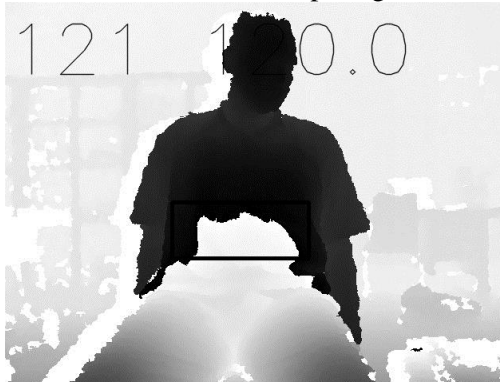
**Gambar 4.2** Perubahan Laju Pernapasan Perut (a) Ekspirasi dan (b) Inspirasi

Setelah pengambilan data kedalaman telah dilakukan maka akan dibuat hasil pengukuran kedalaman berdasarkan domain waktu selama waktu pengukuran yaitu selama 120s. Gambar ROI pengukuran yang telah dilakukan pada hasil pengukuran kedalaman pernapasan dada dapat terlihat pada gambar 4.3.



**Gambar 4.3** ROI Pengukuran Pernapasan Dada

Penentuan ROI pada dada disesuaikan dengan perubahan thorax atau tulang rusuk yang mengalami aktivitas kontraksi dan relaksasi selama proses respirasi terjadi. Sedangkan untuk daerah perut diambil daerah ROI seperti gambar 4.4:



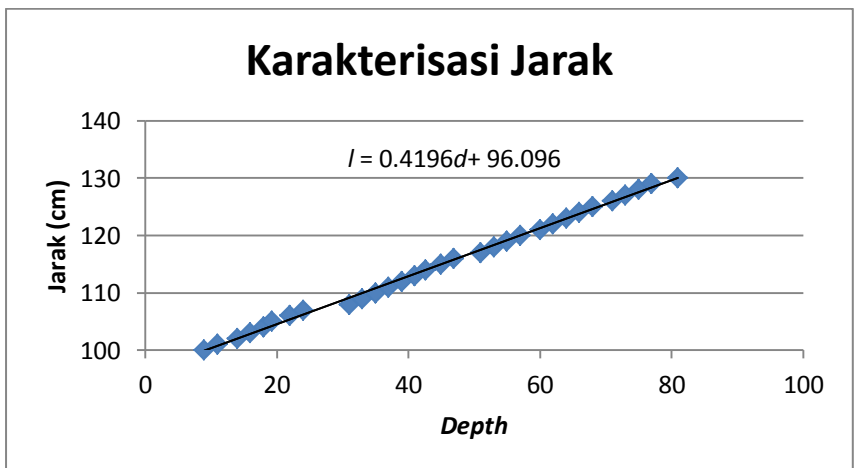
**Gambar 4.4** ROI Pengukuran Pernapasan Perut



Penentuan ROI pada perut ditentukan dari daerah usus yang mengalami perubahan pada saat adanya perubahan pada diafragma yang berlokasi di antara paru-paru dan perut. Pada saat proses respirasi pada pernapasan perut diafragma akan naik dan turun sesuai inspirasi dan ekspirasi pada paru-paru. Setelah penentuan ROI telah dilakukan maka pengambilan perubahan *depth* atau kedalaman pada Kinect diambil sesuai referensi luas tersebut.

#### 4.2 Kalibrasi Jarak

Kalibrasi jarak dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui hubungan antara jarak sebenarnya dengan *depth* atau data kedalaman dari kinect.



**Gambar 4.5** Grafik Karakterisasi Jarak

Berdasarkan grafik pada gambar 4.5 dapat disimpulkan bahwa interaksi antara jarak sebenarnya dengan *depth* kinect adalah linier. Fungsi konversi jarak dari *depth* ke besaran jarak

sebenarnya dapat dilakukan dengan menggunakan fungsi regresi pada persamaan (4.1) berdasarkan grafik tersebut dan persamaan tersebut akan di aplikasikan pada grafik perubahan laju pernapasan agar perubahan jarak pada saat pernapasan dapat diketahui secara rinci atau detail.

$$l = 0.4196d + 96.096 \quad (4.1)$$

Dimana  $l$  merupakan jarak sesungguhnya dari sensor ke permukaan rata dan  $d$  merupakan *depth* atau kedalam yang terbaca oleh sensor berdasarkan waktu pemantulan sinar inframerah. Berdasarkan setiap data konversi *depth* menjadi jarak yang telah dibandingkan dengan jarak aktual maka didapatkan error sebesar 0.21 cm.

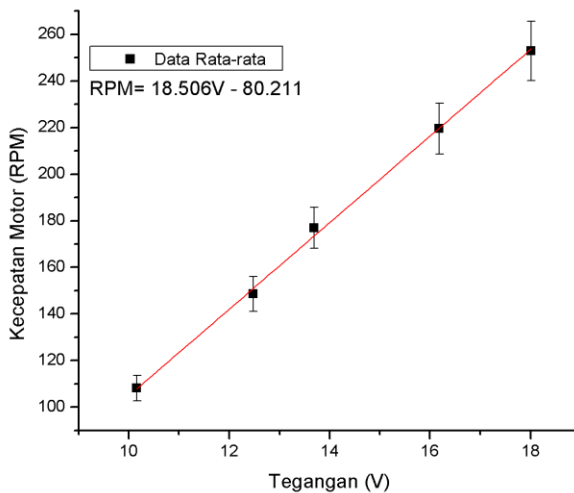
### 4.3 Kalibrasi Frekuensi

Kalibrasi frekuensi dilakukan dengan melakukan pengukuran *rotation per minute* (RPM) pada alat simulasi dengan menggunakan *stroboscope* berdasarkan keluaran tegangan yang telah diketahui dari adaptor sebanyak lima kali. Melalui hasil pengambilan data tersebut didapatkan grafik hubungan antara tegangan adaptor dengan kecepatan putar motor alat simulasi yang telah diambil rata-rata berdasarkan 5 kali oengambilan data tersebut dapat dilihat pada tabel 4.1.

**Tabel 4.1** Hubungan Tegangan dengan Kecepatan Putar

Tegangan (V)	Kecepatan Putar (RPM)
10.16	108.1
12.48	148.6
13.69	176.9
16.18	219.5
18.01	252.9

Berdasarkan hasil pengambilan data tersebut maka dibuat grafik seperti pada gambar 4.6 yang akan menunjukkan grafik hubungan tegangan dengan kecepatan putar beserta persamaan berdasarkan regresi pada setiap titik kedua variabel tersebut.



**Gambar 4.6** Grafik Hubungan Tegangan dengan Kecepatan Putar

Hasil persamaan pada grafik tersebut dapat dilihat pada persamaan (4.2). Melalui hasil persamaan hubungan tegangan dengan kecepatan putar alat simulasi maka akan diketahui tegangan yang dapat digunakan dalam memperoleh kecepatan putar sebesar 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM.

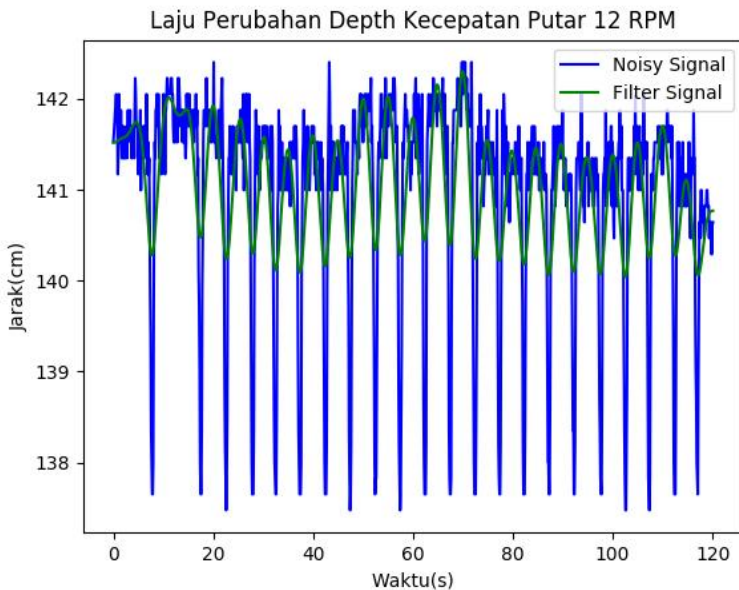
$$\text{RPM} = 18.506V - 80.211 \quad (4.2)$$

Setelah persamaan 4.1 didapat maka diketahui bahwa tegangan yang dibutuhkan dalam memutar motor simulasi dengan kecepatan putar 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM adalah 4,98 V; 5,20 dan 5,31 V. Setelah nilai tersebut diketahui diambil data pengukuran dengan menggunakan microsoft kinect dengan hasil pengambilan pada daerah 5 daerah ROI berdasarkan model pengambilan pada permukaan rata alat simulasi seperti terlihat pada gambar 4.7. Pembagian maka daerah pengukuran digunakan untuk mengetahui daerah yang memiliki error terkecil. Pembagian daerah ROI tersebut dapat di definisikan sebagai atas pertama, atas kedua, tengah, bawah kedua dan bawah pertama.



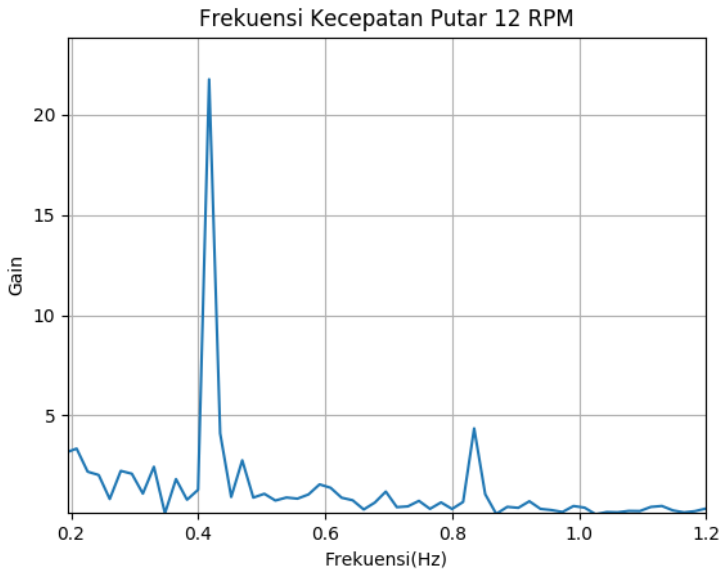
**Gambar 4.7** Model ROI Pengambilan Validasi Frekuensi

Hasil pengambilan laju perubahan *depth* atau kedalaman pada alat validasi akan diubah menjadi grafik domain waktu yang menunjukkan perubahan pergerakan translasi pada alat validasi seperti terlihat pada gambar 4.8.



**Gambar 4.8** Laju Perubahan 12 RPM

Berdasarkan hasil perubahan kedalaman tersebut selama 120 s maka akan dilakukan transformasi menggunakan transformasi fourier yang akan mengubah domain waktu tersebut menjadi domain frekuensi sehingga diketahui frekuensi yang terukur oleh microsoft kinect pada kecepatan putar 12 RPM. Hasil transformasi tersebut dapat terlihat pada gambar 4.9. Pada grafik tersebut



**Gambar 4.9** Frekuensi 12 RPM

Frekuensi pada gambar 4.9 dapat diketahui dengan melihat titik frekuensi yang memiliki gain tertinggi, sedangkan titik frekuensi lain yang memiliki nilai gain lebih rendah merupakan noise dari transformasi domain waktu menjadi domain frekuensi. Berdasarkan data tersebut dapat diketahui bahwa pada saat motor memiliki kecepatan putar 12 RPM maka frekuensi yang terukur oleh kinect selama 120 s adalah 0.42 Hz. Hasil pengukuran dari ROI berdasarkan model pada gambar 4.7 dengan kecepatan putar 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM dapat terlihat pada tabel 4.2.

**Tabel 4.2** Hasil Validasi Frekuensi

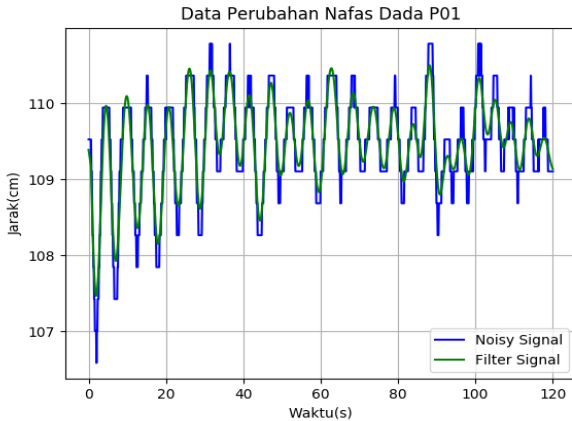
Kecepatan Putar (RPM)	Kecepatan Putar Selama 120 detik (RPM)	Frekuensi Translasi (Hz)	Frekuensi Terukur (Hz)											
			Permukaan Total	Error	Atas pertama	Error	Atas Kedua	Error	Tengah	Error	Bawah Kedua	Error	Bawah Pertama	Error
18	36	0.6	0.63	0.03	0.43	0.17	0.62	0.02	0.63	0.03	0.62	0.02	0.35	0.25
16	32	0.54	0.52	0.02	0.35	0.19	0.47	0.07	0.31	0.23	0.5	0.04	0.36	0.18
12	24	0.4	0.419	0.02	0.42	0.02	0.42	0.02	0.42	0.02	0.42	0.02	0.42	0.02

Pada tabel tersebut nilai error diketahui berdasarkan perbedaan selisih nilai perhitungan frekuensi translasi pada persamaan 3.4 dengan hasil frekuensi terukur pada microsoft kinect. Pembagian ROI pada permukaan rata alat validasi dapat terlihat pada nilai terukur dibawah bagaian atas pertama, atas kedua, tengah, bawah kedua dan bawah pertama, sedangkan untuk bagian permukaan total merupakan frekuensi yang terukur pada seluruh permukaan rata pada alat validasi. Berdasarkan data tersebut dapat diketahui bahwa nilai error pada setiap ROI adalah 0.13 pada bagian atas pertama, 0.04 pada bagian atas kedua, 0.09 pada bagian tengah, 0.03 pada bagian bawah kedua dan 0.19 pada bagian bawah pertama. Berdasarkan hasil tersebut maka dapat dibuat akurasi  $\pm 0.09$  Hz berdasarkan rata-rata dari seluruh daerah pengambilan data frekuensi pada ketiga acuan tersebut. Sehingga hasil pengambilan validasi frekuensi memiliki nilai pengukuran frekuensi pada daerah total dengan persentase error pada masing-masing kecepatan putar adalah 5% untuk 18 RPM, 3.7% untuk 16 RPM dan 4.75% untuk 12 RPM. Hasil error tersebut masih di bawah tingkat error yang telah diperoleh oleh kumagai<sup>[26]</sup> dengan error yang didapatkan pada penelitian tersebut sebesar 0.982 Hz dan 0.995 Hz.

#### 4.4 Pengambilan Data Laju Pernapasan

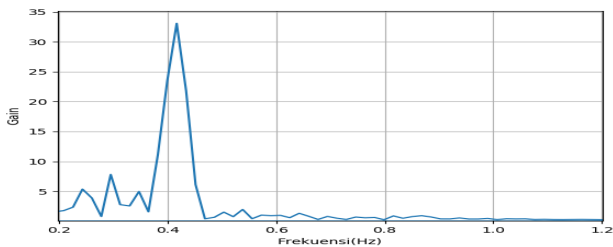
Pengambilan data laju pernapasan dilakukan pada 10 partisipan dengan 2 jenis laju pernapasan yaitu pernapasan dada dan pernapasan perut. Pengambilan data pernapasan dada dimulai dengan mengambil perubahan *depth* dari laju perubahan tulang rusuk atau *thorax* selama 120 s dan diberi

filter FIR sehingga *noise* dapat dikurangi dan didapatkan data laju perubahan yang lebih akurat seperti pada grafik gambar 4.8 dimana warna biru merupakan laju perubahan *depth* sebelum diberi filter dan warna hijau setelah diberi filter.



**Gambar 4.10** Laju Pernapasan Dada Partisipan 1

Setelah itu data tersebut akan di transformasi menggunakan transformasi fourier seperti pada gambar 4.9 agar mendapatkan nilai frekuensi dari laju perubahan tersebut dan diketahui laju pernapasan dada dengan mengali nilai frekuensi tertinggi dengan nilai 30 agar didapatkan nilai breaths per minute pada setiap partisipan.



**Gambar 4.11** Frekuensi Pernapasan Dada Partisipan 1

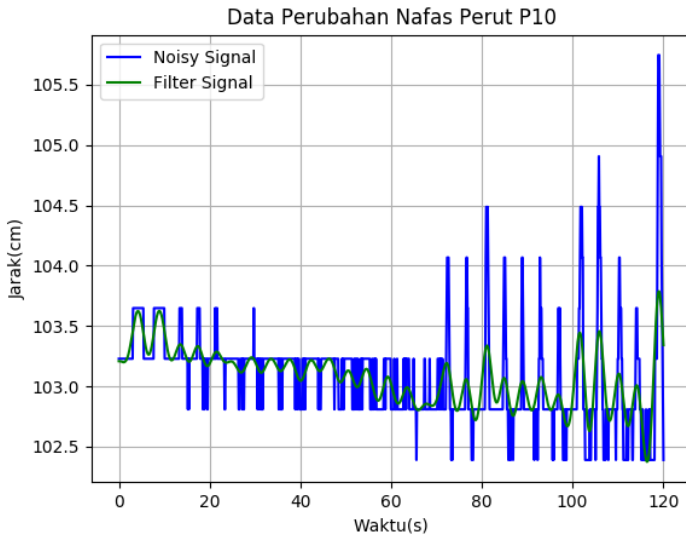


Setiap nilai frekuensi dan laju pernapasan dada dari partisipan akan dimasukkan ke dalam tabel 4.2 dengan perlakuan yang sama pada setiap sampel data. Setelah laju pernapasan dada setiap partisipan telah dilakukan maka akan dilakukan pengambilan data perubahan pada daerah perut untuk mengetahui setiap perubahan yang terjadi karena adanya pergerakan diafragma.

**Tabel 4.3** Tabel Laju Pernapasan Dada

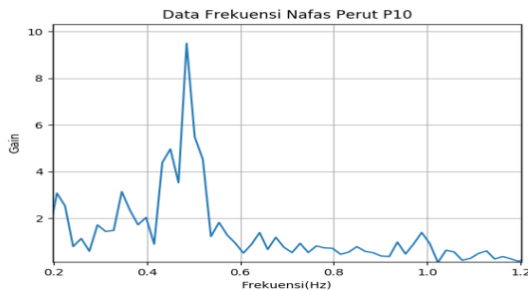
Partisipan ke-	Umur (th)	Frekuensi Pernapasan Dada (Hz)	Rasio Penapasan Dada (breaths per minute)	Jenis Pernapasan Dada
1	20	0.40	12	Normal
2	28	0.43	13	Normal
3	21	0.73	22	Cepat
4	22	0.57	17	Normal
5	22	0.31	10	Lambat
6	22	0.71	22	Cepat
7	21	0.71	22	Cepat
8	22	0.51	18	Normal
9	22	0.47	14	Normal
10	22	0.42	12	Normal

Setiap nilai frekuensi dan laju pernapasan dada dari partisipan akan dimasukkan ke dalam tabel 4.2 dengan perlakuan yang sama pada setiap sampel data. Setelah laju pernapasan dada setiap partisipan telah dilakukan maka akan dilakukan pengambilan data perubahan pada daerah perut untuk mengetahui setiap perubahan yang terjadi karena adanya pergerakan diafragma.



**Gambar 4.12** Laju Pernapasan Dada Partisipan 10

Pada pengambilan data pernapasan perut dilakukan perlakuan yang sama dengan pernapasan dada yaitu dengan mengambil data laju perubahan perut seperti pada grafik gambar 4.10. Hasil frekuensi dengan tertinggi menunjukkan frekuensi laju pernapasan yang telah terukur oleh microsoft kinect



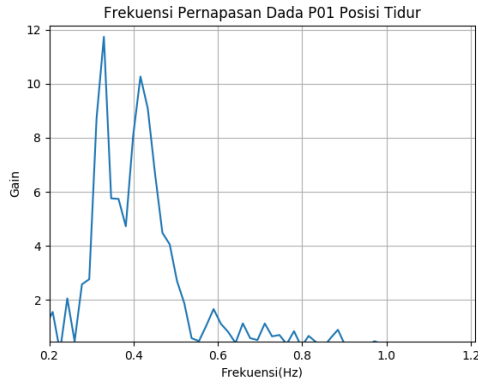
**Gambar 4.13** Frekuensi Pernapasan Dada Partisipan 10

Lalu data tersebut akan ditransformasi menggunakan transformasi fourier seperti pada gambar 4.11 dan data frekuensi tertinggi akan dikali dengan 30 agar diketahui nilai *breaths per minute* yang akan dimasukkan ke dalam tabel 4.3 dengan perlakuan yang sama dilakukan pada setiapdata perubahan dari setiap partisipan.

**Tabel 4.4** Tabel Laju Pernapasan Perut

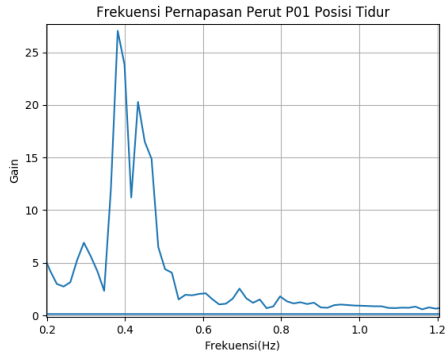
Partisipan ke-	Umur (th)	Frekuensi Prenapasan Perut (Hz)	Rasio Pernapasan Perut (breaths per minute)	Jenis Pernapasan Perut
1	20	0.40	12	Normal
2	28	0.26	8	Lambat
3	21	0.33	12	Normal
4	22	0.45	14	Normal
5	22	0.73	22	Cepat
6	22	0.30	9	Lambat
7	21	0.64	19	Normal
8	22	0.48	14	Normal
9	22	0.62	18	Normal
10	22	0.48	14	Normal

Berdasarkan data tersebut akan dikategorikan pernapasan tersebut termasuk dalam penapasan lambat ( $\text{brpm} < 24$ ), pernapasan normal ( $24-30$ ) dan pernapasan cepat ( $\text{brpm} > 30$ ), klasifikasi tersebut dapat dilakukan melalui data pernapasan normal yang memiliki rentang antara 12-20 brpm<sup>[27][29]</sup>.



**Gambar 4.14.** Frekuensi Pernapasan Dada Posisi Tidur

Setelah data tersebut diperoleh maka dilakukan pengambilan pernapasan perut dengan posisi yang sama dan jarak sama dengan pengambilan posisi duduk.



**Gambar 4.15.** Frekuensi Pernapasan Perut Posisi Tidur

Frekuensi pada pernapasan dada saat posisi tidur didapatkan berdasarkan nilai gain yang paling tinggi, maka berdasarkan gambar 4.14 dan gambar 4.15 frekuensi pernapasan dada dan pernapasan perut partisipan 01 pada saat tidur adalah 0.36 Hz dan 0.39 Hz. Hasil frekuensi tersebut akan dikali 60 dan dibagi oleh 2 karena pengambilan data diambil selama 120s.

Hasil perhitungan dan pemberian kategori dapat terlihat pada tabel 4.5 untuk pernapasan dada dan tabel 4.6 untuk pernapasan perut.

**Tabel 4.5** Tabel Laju Pernapasan Dada Posisi Tidur

Partisipan ke-	Umur (th)	Frekuensi Pernapasan Dada (Hz)	Rasio Penapasan Dada (breaths per minute)	Jenis Pernapasan Dada
1	22	0.36	11	Lambat
2	22	0.44	13	Normal
3	22	0.42	13	Normal

Sedangkan untuk pernapasan perut dilakukan perlakuan yang sama dan diberi kategori sesuai rentang pernapasan berdasarkan sumber.

**Tabel 4.6** Tabel Laju Pernapasan Perut Posisi Tidur

Partisipan ke-	Umur (th)	Frekuensi Pernapasan Dada (Hz)	Rasio Penapasan Dada (breaths per minute)	Jenis Pernapasan Dada
1	22	0.39	12	Normal
2	22	0.36	11	Normal
3	22	0.53	16	Normal

Data pengambilan laju pernapasan pada saat posisi partisipan pada saat duduk dan pada saat tidur tidak memiliki perbedaan yang terlalu jauh atau signifikan karena pembacaan daerah ROI pernapasan dada dan pernapasan perut merupakan nilai rata-rata dari seluruh nilai kedalamn yang berubah pada

daerah *thorax* dan *abdominal* sehingga dapat disimpulkan bahwa pembacaan laju pernapasan dapat dilakukan pada poisisi duduk maupun posisi tidur.

## **BAB V**

### **KESIMPULAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan setiap hasil akuisisi data dan analisa data, maka dapat diambil beberapa kesimpulan pada tugas akhir tersebut sebagai berikut:

- a. Telah berhasil didapatkan rancangan sistem monitoring laju pernapasan dengan teknik korelasi citra digital berbasis microsoft kinect dengan error jarak sebesar 0,21 cm yang dilakukan dengan mengambil pengukuran *depth* dari jarak 100 cm sampai 130 cm dengan kenaikan setiap 1 cm dan akurasi pembacaan frekuensi sebesar 4.75%, 3.7% dan 5% berdasarkan hasil pengambilan frekuensi pada pergerakan motor dengan kecepatan putar sebesar 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM.
- b. Validasi jarak dilakukan pada rentang 100 cm-130 cm dan didapatkan hasil regresi persamaan yang dapat digunakan dalam konversi *depth* menjadi jarak dengan persamaan  $l = (0.4196d + 96.096)$  cm dengan  $d$  merupakan *depth* dari microsoft kinect dan  $l$  sebagai jarak sebenarnya
- c. Telah didapatkan hasil pembacaan pada 10 partisipan dengan kategori pernapasan dada yaitu 1 pernapasan lambat, 6 pernapasan normal dan 3 pernapasan cepat sedangkan untuk perut didapatkan 2 pernapasan lambat, 7 pernapasan normal dan 1 pernapasan cepat. Pada 3 pasien saat posisi tidur didapatkan hasil pernapasan dada terdapat 1 pernapasan lambat dan 2 pernapasan normal sedangkan untuk pernapasan perut didapatkan 3 pernapasan normal.

## 5.2 Saran

Adapun saran dalam penelitian lanjutan pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

- a. Perlu dilakukan validasi lebih akurat dengan menggunakan alat yang dapat mengambil data laju pernapasan secara detail seperti spirometer sehingga frekuensi pembacaan dari kinect dapat langsung dibandingkan dengan laju pernapasan dari alat tersebut.
- b. Validasi frekuensi dapat ditingkatkan dengan mengambil data lebih banyak agar nilai resolusi frekuensi microsoft kinect dapat diketahui lebih baik.
- c. Dapat menggunakan variabel aktivitas seperti tidur atau berlari pada partisipan agar data laju pernapasan dapat diketahui berdasarkan data yang lebih variatif.



## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Elliott, M. (2016). Why is Respiratory Rate the Neglected Vital Sign? A Narrative Review. *International Archives of Nursing and Health Care*, 2(3). doi:10.23937/2469-5823/1510050
- [2] Chen, J., Hillman, K., Bellomo, R., Flabouris, A., Finfer, S., & Cretikos, M. (2008). Respiratory rate: The neglected vital sign. *The Medical journal of Australia*, 188(11), 657-659. Retrieved from <https://www.researchgate.net/publication/5338180>.
- [3] Daw, William. "Medical Devices for Measuring Respiratory Rate in Children: a Review." *Journal of Advances in Biomedical Engineering and Technology*, vol. 3, no. 1, 2016, doi:10.15379/2409-3394.2016.03.01.04.
- [4] Pöhlmann, S. T. L., Harkness, E. F., Taylor, C. J., & Astley, S. M. (2016). Evaluation of Kinect 3D Sensor for Healthcare Imaging. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36(6), 857-870. <https://doi.org/10.1007/s40846-016-0184-2>
- [5] Smith, I., Mackay, J., Fahrid, N., & Kruckeck, D. (2011). Respiratory rate measurement: a comparison of methods. *British Journal of Healthcare Assistants*, 5(1), 18-23. doi:10.12968/bjha.2011.5.1.18
- [6] Nam, Y., Kong, Y., Reyes, B., Reljin, N., & Chon, K. H. (2016). Monitoring of Heart and Breathing Rates Using Dual Cameras on a Smartphone. *Plos One*, 11(3). doi:10.1371/journal.pone.0151013
- [7] Mathew, J., Semenova, Y., & Farrell, G. (2011). A miniature optical humidity sensor. *2011 IEEE SENSORS Proceedings*. doi:10.1109/icsens.2011.6127067

- [8] Shah, R., & Agrawal, Y. (2011). Introduction to fiber optics: Sensors for biomedical applications. *Indian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 73(1), 17. doi:10.4103/0250-474x.89752
- [9] Krehel, M., Schmid, M., Rossi, R., Boesel, L., Bona, G., & Scherer, L. (2014). An Optical Fibre-Based Sensor for Respiratory Monitoring. *Sensors*, 14(12), 13088-13101. doi:10.3390/s140713088
- [10] Bakhtiyari, K., Beckmann, N., & Ziegler, J. (2017). Contactless heart rate variability measurement by IR and 3D depth sensors with respiratory sinus arrhythmia. *Procedia Computer Science*, 109, 498-505. doi:10.1016/j.procs.2017.05.319
- [11] Murthy, R., Pavlidis, I., & Tsiamyrtzis, P. (2009). Touchless monitoring of breathing function. *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. doi:10.1109/iembs.2004.1403382
- [12] Sarbolandi, H., Lefloch, D., & Kolb, A. (2015). Kinect range sensing: Structured-light versus Time-of-Flight Kinect. *Computer Vision and Image Understanding*, 139, 1-20. doi:10.1016/j.cviu.2015.05.006
- [13] Izadi, S., Davison, A., Fitzgibbon, A., Kim, D., Hilliges, O., Molyneaux, D., . . . Freeman, D. (2011). KinectFusion. *Proceedings of the 24th annual ACM symposium on User interface software and technology - UIST 11*. doi:10.1145/2047196.2047270
- [14] Kongsro, J. (2014). Estimation of pig weight using a Microsoft Kinect prototype imaging system. *Computers and Electronics in Agriculture*, 109, 32-35. doi:10.1016/j.compag.2014.08.008
- [15] Kamal, K., Mathavan, S., Zafar, T., Moazzam, I., Ali, A., Ahmad, S. U., & Rahman, M. (2016). Performance assessment of Kinect as a sensor for pothole imaging and

- metrology. *International Journal of Pavement Engineering*, 1-12. doi:10.1080/10298436.2016.1187730
- [16] Procházka, A., Charvátová, H., Vyšata, O., Kopal, J., & Chambers, J. (2017). Breathing Analysis Using Thermal and Depth Imaging Camera Video Records. *Sensors*, 17(12), 1408. doi:10.3390/s17061408
- [17] Wijenayake, U., & Park, S. (2017). Real-Time External Respiratory Motion Measuring Technique Using an RGB-D Camera and Principal Component Analysis. *Sensors*, 17(12), 1840. doi:10.3390/s17081840
- [18] Procházka, A., Charvátová, H., Vyšata, O., Kopal, J., & Chambers, J. (2017). Breathing Analysis Using Thermal and Depth Imaging Camera Video Records. *Sensors*, 17(12), 1408. doi:10.3390/s17061408
- [19] Sharp, C., Soleimani, V., Hannuna, S., Camplani, M., Damen, D., Viner, J., . . . Dodd, J. W. (2017). Toward Respiratory Assessment Using Depth Measurements from a Time-of-Flight Sensor. *Frontiers in Physiology*, 8. doi:10.3389/fphys.2017.00065
- [20] Tu, J. (2014). *Computational fluid and particle dynamics in the human respiratory system*. Dordrecht: Springer.
- [21] Mintz, M. L. (2006). *Disorders of the respiratory tract: common challenges in primary care*. Totowa, NJ: Humana Press.
- [22] Hohmann, B. P., Bruck, P., Esselman, T. C., & Schimdt, T. (2012). Digital Image Correlation (DIC): An Advanced Nondestructive Testing Method for Life Extension of Nuclear Power Plants. *3rd International Conference on NPP Life Management (PLIM) for Long Term Operations (LTO)*, 43(32).
- [23] Nguyen, H., Wang, Z., Jones, P., & Zhao, B. (2017). 3D shape, deformation, and vibration measurements using infrared Kinect sensors and digital image correlation. *Applied Optics*, 56(32), 9030. doi:10.1364/ao.56.009030

- [24] Young, I. T., Gerbrands, J. J., & Vliet, L. J. (2007). *Fundamentals of image processing*. Delft: Delft University of Technology.
- [25] Mitra, S. K., & Kaiser, J. F. (1993). *Handbook for digital signal processing*. New York: John Wiley&Sons.
- [26] Kumagai, S., Uemura, R., Ishibashi, T., Nakabayashi, S., Arai, N., Kobayashi, T., & Kotoku, J. (2016). Markerless Respiratory Motion Tracking Using Single Depth Camera. *Open Journal of Medical Imaging*, 06(01), 20-31. doi:10.4236/ojmi.2016.61003
- [27] Stewart, Joseph V. 2003. *Vital Signs and Resuscitation*. Texas: Landes Bioscience
- [28] Webster, J. G. (2015). *Wiley encyclopedia of electrical and electronics engineering*. Chichester: Wiley. doi:10.1002/047134608X.W8298
- [29] Lindh W.Q., Pooler M., Tamparo C.D., et al. (2006). *Delmar's Comprehensive Medical Assisting: Administrative and Clinical Competencies*. New York: Cengage Learning
- [30] Agostoni, E., Mognoni, P., Torri, G., & Saracino, F. (1965). Relation between changes of rib cage circumference and lung volume. *Journal of Applied Physiology*, 20(6), 1179-1186. doi:10.1152/jap.1965.20.6.1179

**LAMPIRAN A**  
**SPEKIFIKASI ALAT**

**A.1 Spesifikasi Microsoft Kinect**

<i>Field of View</i>	<i>58° H, 45° V</i>
<i>Distance of Use</i>	<i>0,8 – 3,5 m</i>
<i>Sensor</i>	<i>RGB &amp; Depth</i>
<i>Image Size</i>	<i>VGA (640x480) 60fps</i>
<i>Dimension</i>	<i>18 x 3,5 x 5 cm</i>
<i>Audio Capture</i>	<i>4-mic array (48 KHz)</i>
<i>Tilt Motor</i>	<i>Vertical</i>
<i>Laser Speckle</i>	<i>830 nm laser diode (60mW)</i>
<i>Vertical Tilt Range</i>	<i>± 27°</i>
<i>Audio Format</i>	<i>16 kHz, 24-bit mono code modulation (PCM)</i>
<i>Audio Input Characteristic</i>	<i>\$ microphone array with 24-bit analog-to-digital converter (ADC) and Kinect-resident signal processing including acoustic echo cancellation and noise suppression</i>
<i>Accelerometer Characteristic</i>	<i>A 2G/4G/8G accelerometer configured for the 2G range, with a 1° accuracy upper limit</i>



## **LAMPIRAN B**

### **VALIDASI JARAK DAN FREKUENSI**

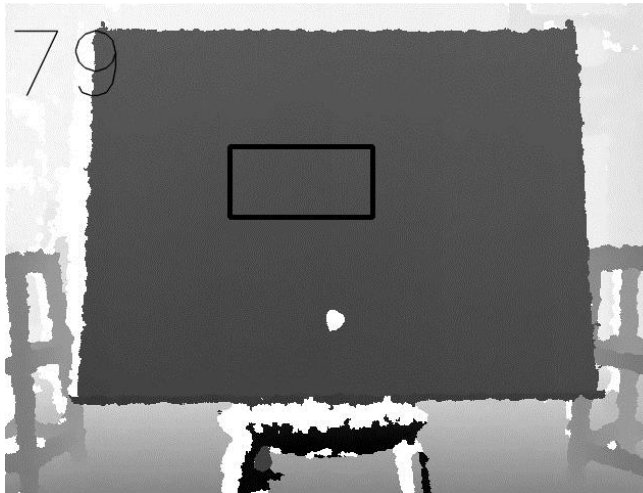
#### **B.1 Hasil Validasi Jarak**

Pada validasi jarak dilakukan pengambilan data setiap perubahan jarak sebesar 1 cm dari 100 cm – 130 cm. Tabel hasil pengambilan dan error dari data sebenarnya dapat dilihat sebagai berikut:

Depth	Jarak Asli (cm)	Jarak Baca (cm)	Error (cm)
9	100	99.8724	0.1276
11	101	100.7116	0.2884
14	102	101.9704	0.1276
16	103	102.8096	0.2884
18	104	103.6488	0.1276
19.25	105	104.1733	0.2884
22	106	105.3272	0.1276
24	107	106.1664	0.2884
31	108	109.1036	0.1276
33	109	109.9428	0.2884
35	110	110.782	0.1276
37	111	111.6212	0.2884
39	112	112.4604	0.1276
41	113	113.2996	0.2884
42.65	114	113.99194	0.1276
45	115	114.978	0.2884
46.9	116	115.77524	0.1276
51	117	117.4956	0.2884
53	118	118.3348	0.1276
55	119	119.174	0.2884

57	120	120.0132	0.1276
60	121	121.272	0.2884
62	122	122.1112	0.1276
64	123	122.9504	0.2884
66	124	123.7896	0.1276
68	125	124.6288	0.2884
71	126	125.8876	0.1276
73	127	126.7268	0.2884
75	128	127.566	0.1276
77	129	128.4052	0.2884
81	130	130.0836	0.1276
Error Rata-rata			0.21

dengan hasil dokumentasi pada saat pengambilan sebagai berikut:

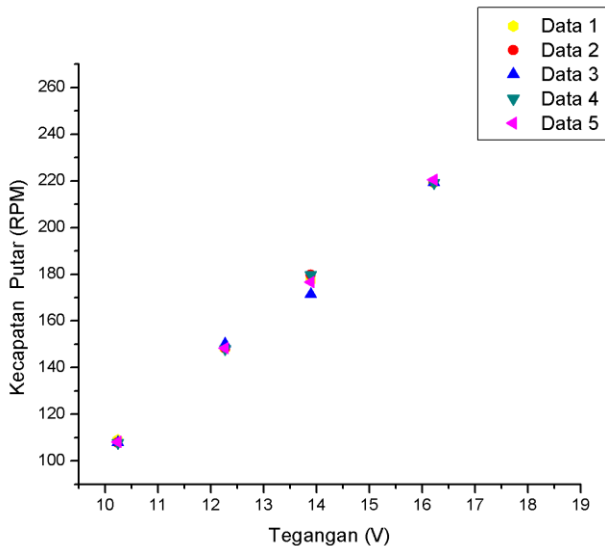


Dokumentasi Validasi Jarak



## B.2 Hasil Validasi Frekuensi

Validasi frekuensi dilakukan dengan suatu motor yang dipasang pada suatu balok dengan permukaan rata yang akan diketahui perputaran motor tersebut melalui *stroboscope*. Hubungan antara kecepatan putar motor dengan tegangan dari adaptor sebagai sumber listrik akan diketahui dan didapatkan persamaan yang dapat digunakan sebagai acuan dalam mencari tegangan pada saat kecepatan putar 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM. Berikut adalah grafik regresi 5 pengambilan data tersebut sebelum dilakukan rata-rata beserta persamaan pada masing-masing grafik pengambilan data.

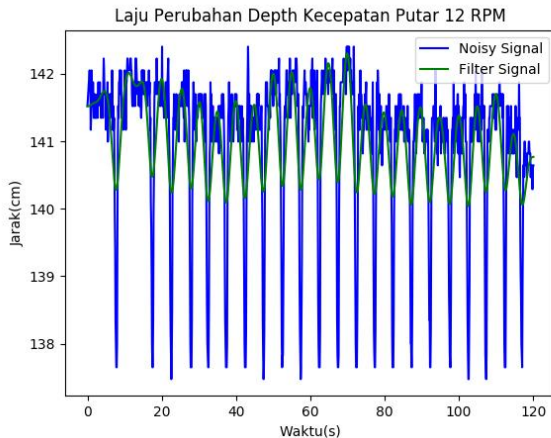


Grafik Regresi Pengambilan Data Hubungan Tegangan dengan Kecepatan Motor

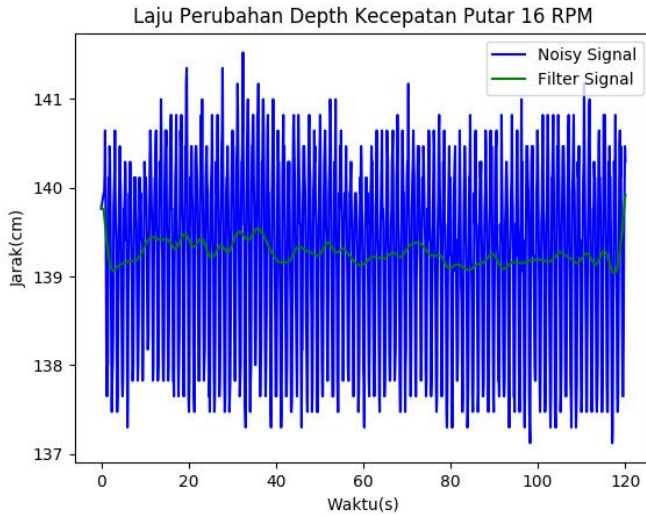
Tabel Pengambilan Data Kecepatan Motor dan Tegangan

Tegangan (V)	Kecepatan Motor (RPM)					
	Pengambilan 1	Pengambilan 2	Pengambilan 3	Pengambilan 4	Pengambilan 5	Rata-Rata
10.24	108.9	107.8	107.9	107.6	108.1	108.1
12.27	148.2	148.3	150.2	147.9	148.3	148.6
13.89	177.3	179.8	171.3	179.6	176.6	176.9
16.22	219.3	219.5	219.4	219	220.5	219.5
18.01	255.4	250.6	253.6	252.7	252.2	252.9

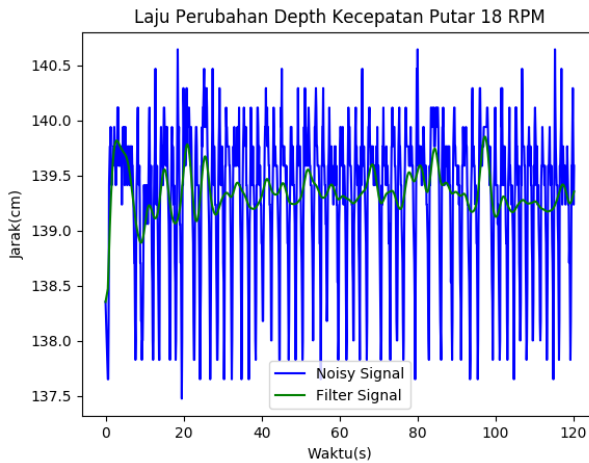
Setelah diketahui tegangan dari ketiga percepatan motor maka data perubahan permukaan rata dengan kecepatan motor 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM akan diambil dengan menggunakan microsoft kinect grafik hasil pengambilan kecepatan putar motor dengan 12 RPM, 16 RPM dan 18 RPM dapat dilihat sebagai berikut:



Grafik Laju Perubahan pada 12 RPM

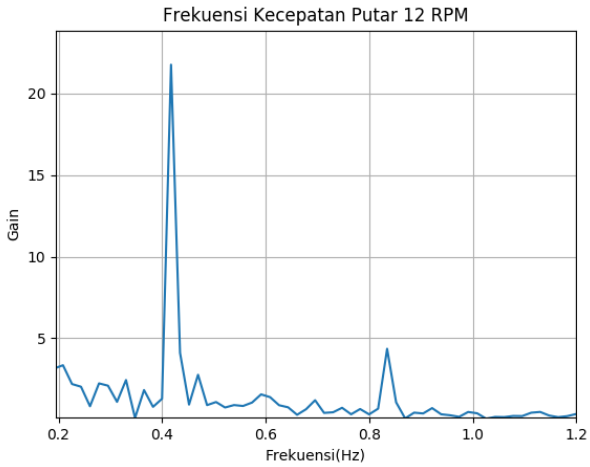


Grafik Laju Perubahan pada 16 RPM

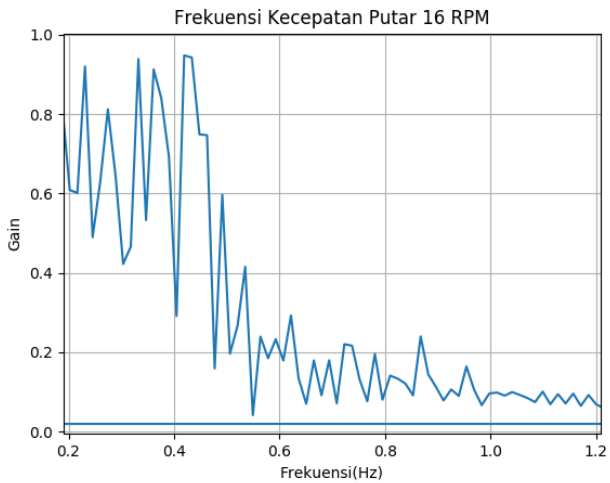


Grafik Laju Perubahan pada RPM 209

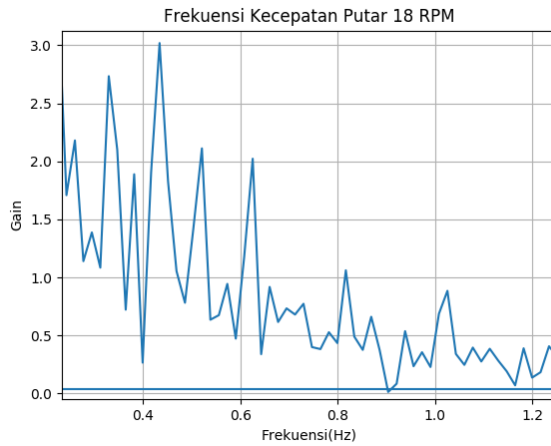
Hasil laju perubahan kedalaman tersebut akan di transformasi menggunakan transformasi fourier dengan hasil gambar sebagai berikut:



Frekuensi Terukur pada 12 RPM

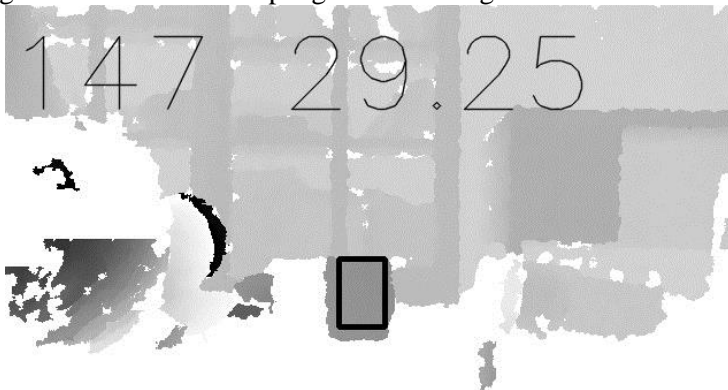


Frekuensi Terukur pada 16 RPM



Frekuensi Terukur pada 18 RPM

dengan hasil dokumentasi pengambilan sebagai berikut:



Dokumentasi Validasi Frekuensi

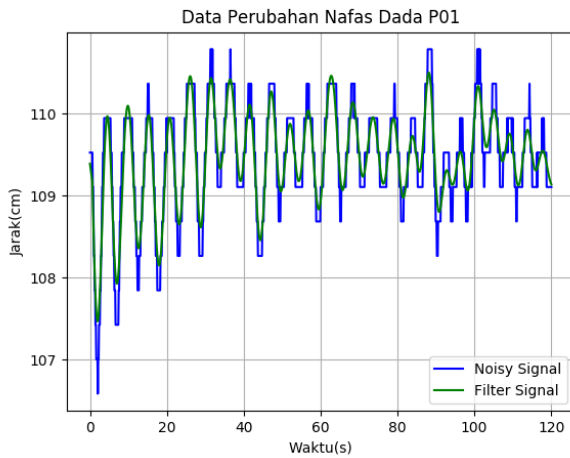


## LAMPIRAN C PENGABILAN DATA PERNAPASAN

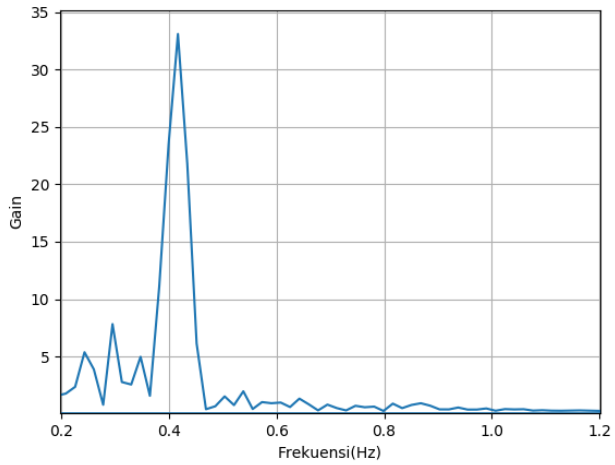
### C.1 Partisipan 01 (P01)



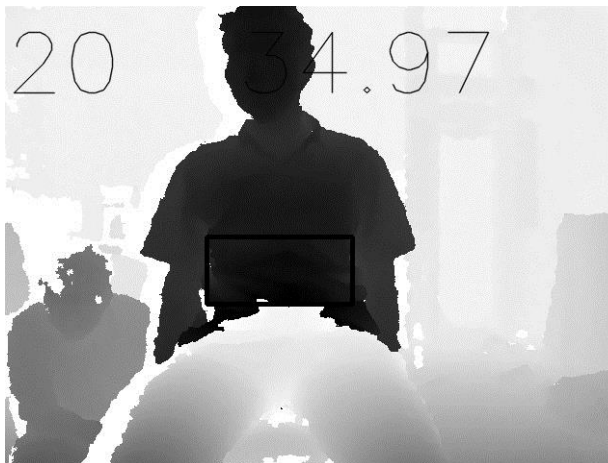
ROI Pernapasan Dada P01



Data Laju Pernapasan Dada P01

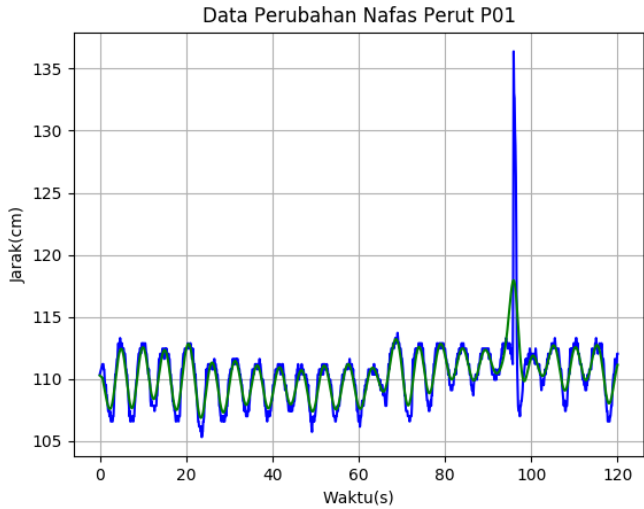


Data Frekuensi Pernapasan Dada P01

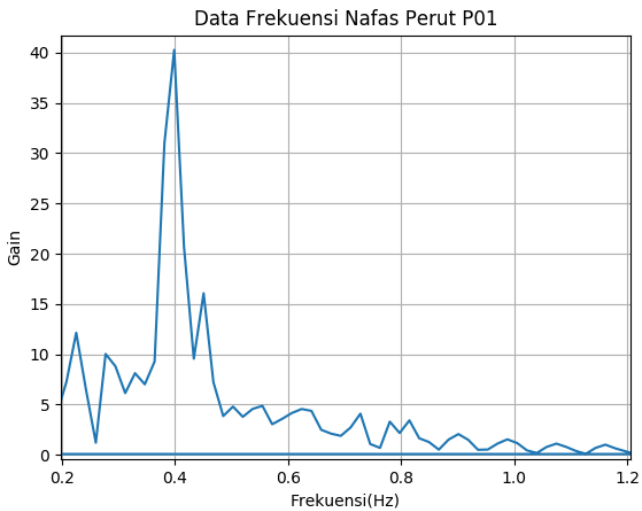


ROI Pernapasan Perut P01





**Data Laju Pernapasan Perut P01**

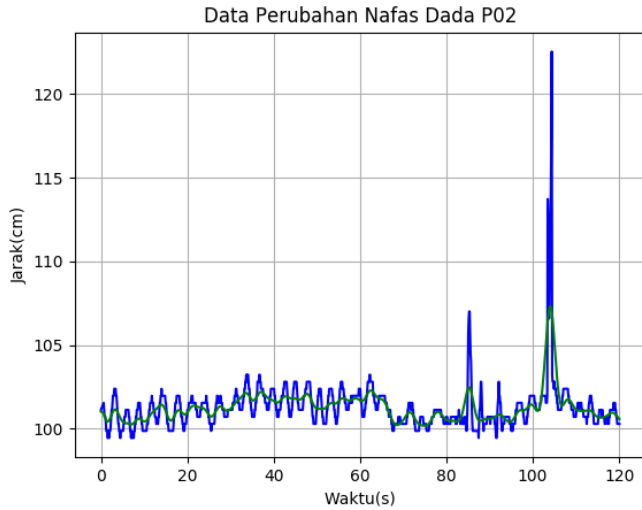


**Data Frekuensi Pernapasan Perut P01**

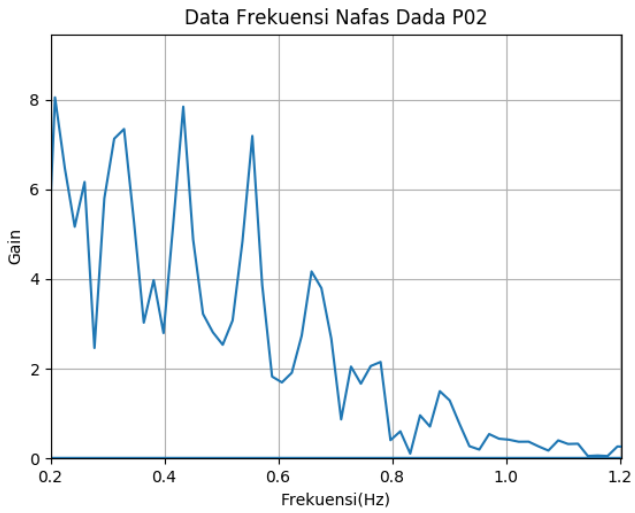
**C.2 Partisipan 02 (P02)**



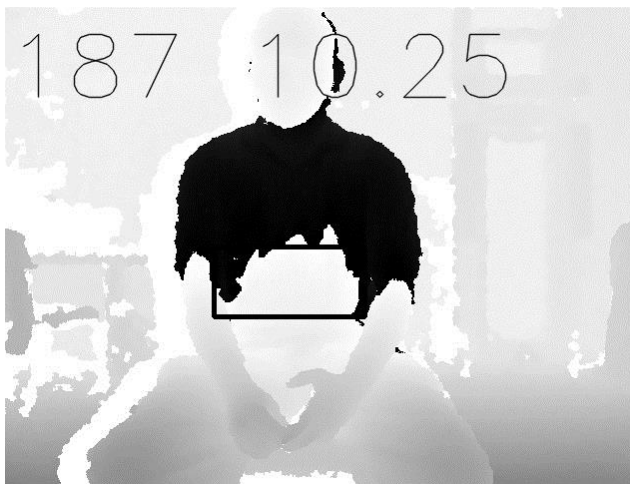
ROI Pernapasan Dada P02



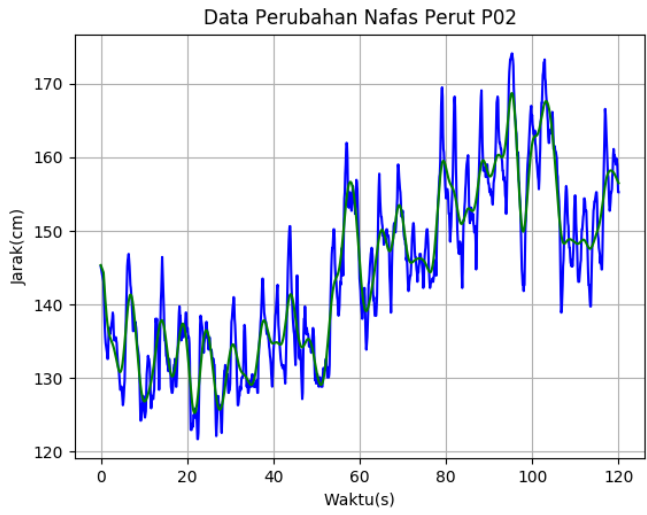
Data Laju Pernapasan Dada P02



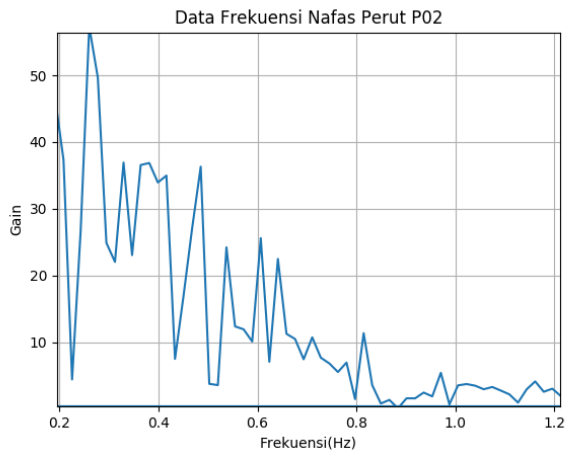
Data Frekuensi Pernapasan Dada P02



ROI Pernapasan Perut P02



Data Laju Pernapasan Perut P02

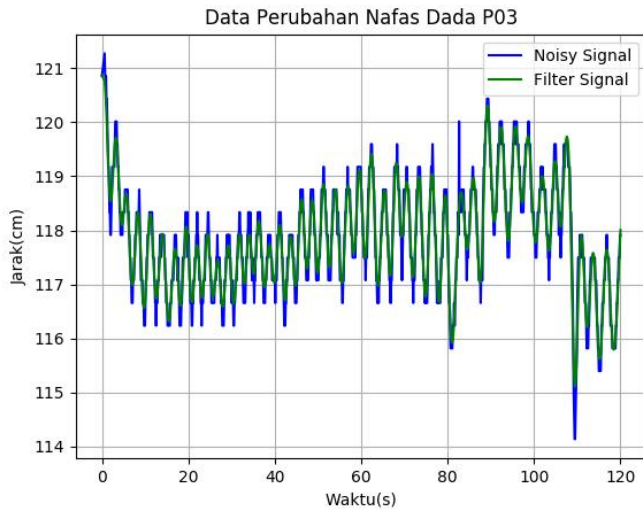


Data Frekuensi Pernapasan Perut P02

### C.3 Partisipan 03 (P03)

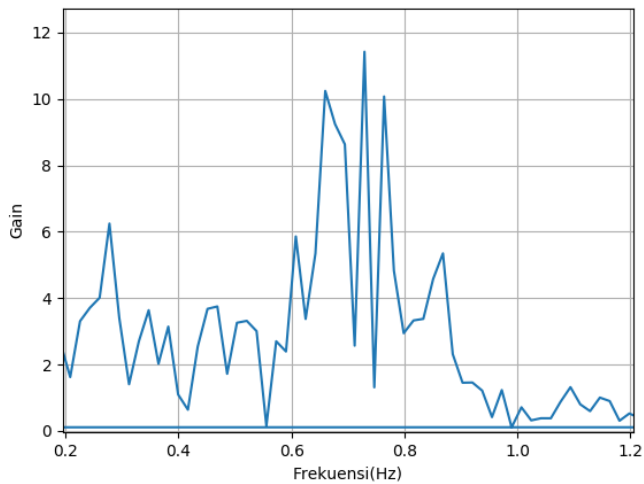


ROI Pernapasan Dada P03

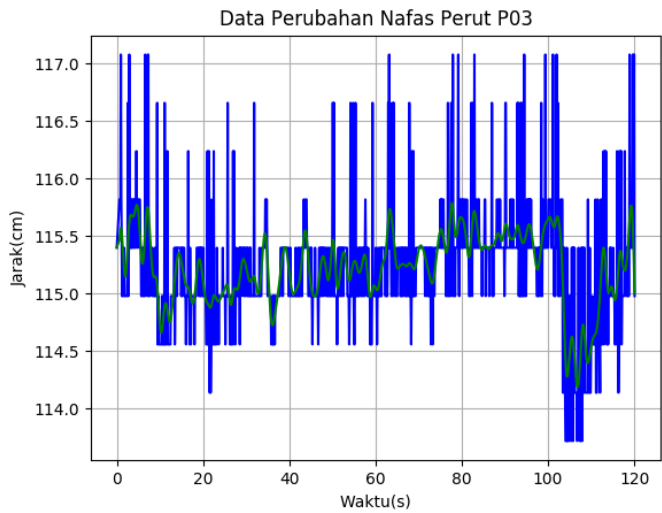


Data Laju Pernapasan Dada P03

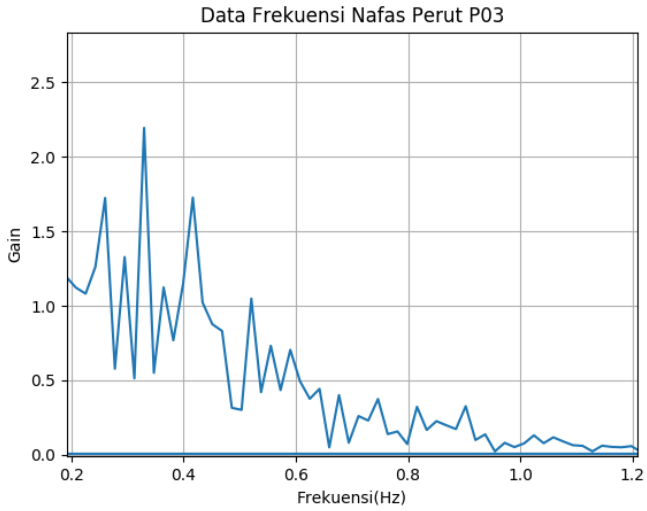
Data Frekuensi Nafas Dada P03



Data Frekuensi Pernapasan Dada P03

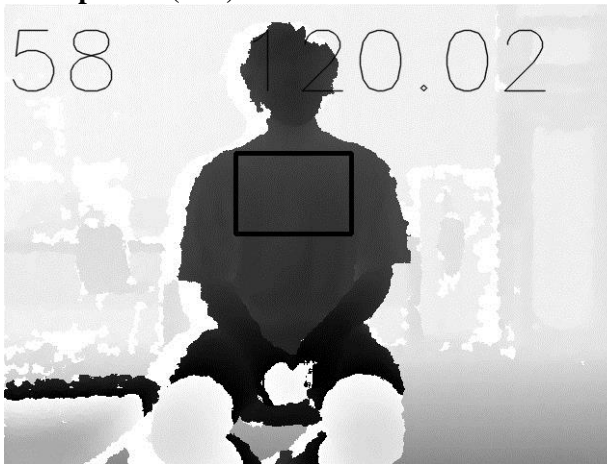


Data Laju Pernapasan Perut P03

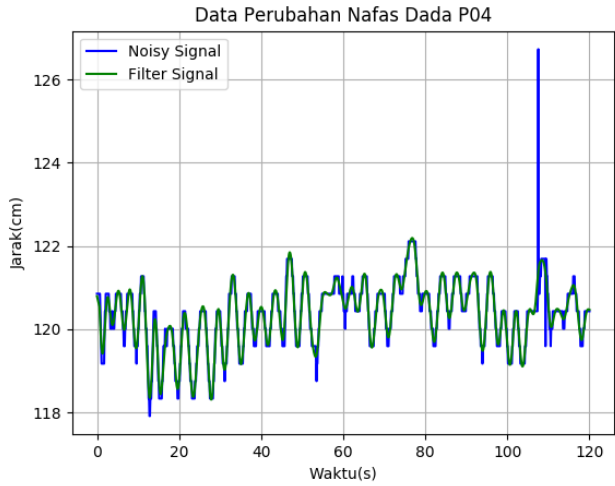


Data Frekuensi Pernapasan Perut P03

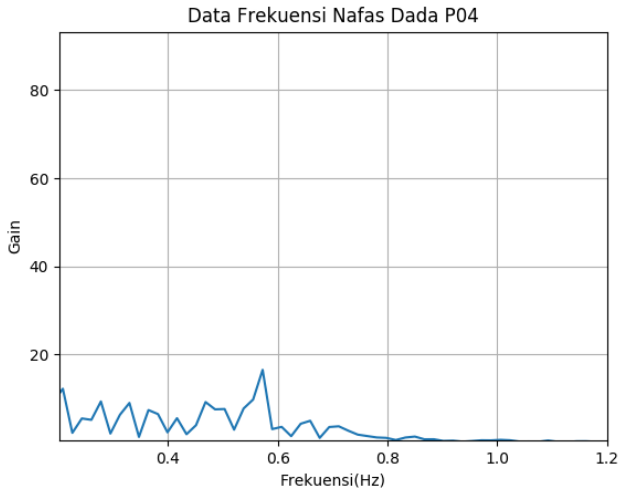
**C.4 Partisipan 04 (P04)**



ROI Pernapasan Dada P04



Data Laju Pernapasan Dada P04

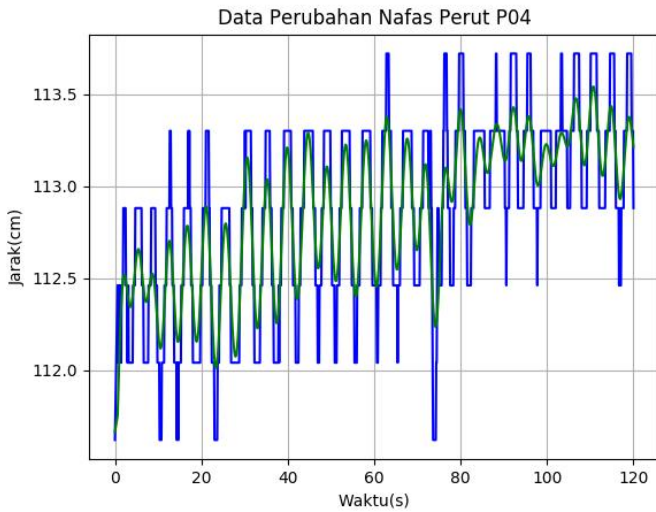


Data Frekuensi Pernapasan Dada P04

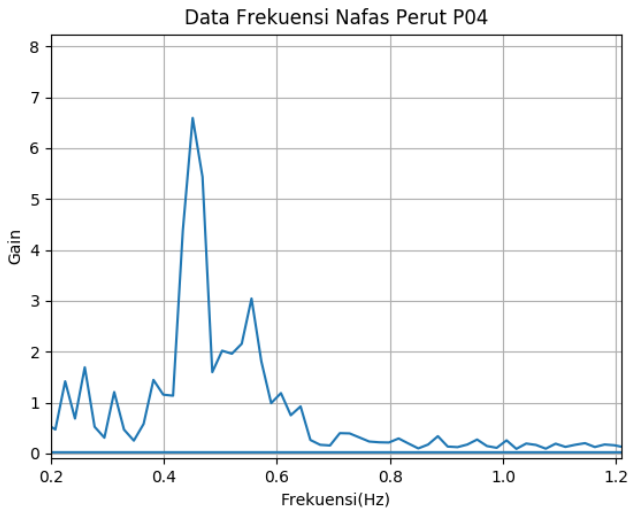




ROI Pernapasan Perut P04



Data Laju Pernapasan Perut P04

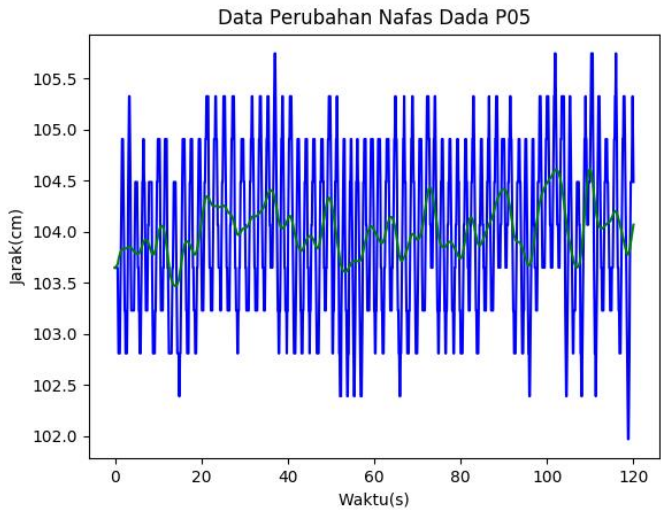


Data Frekuensi Pernapasan Perut P04

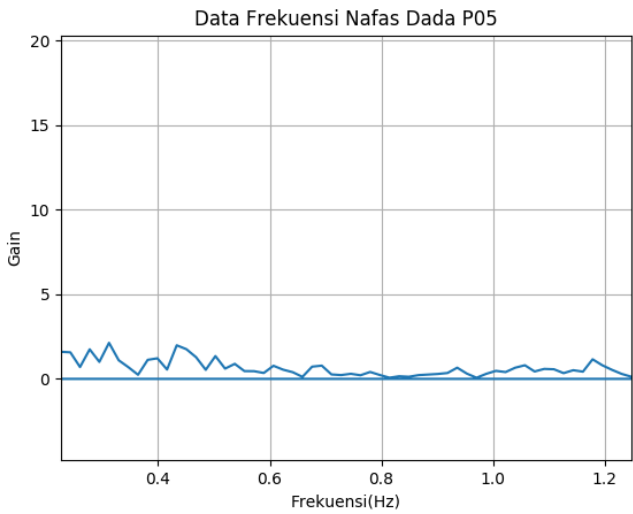
**C.5 Partisipan 05 (P05)**



ROI Pernapasan Dada P05



Data Laju Pernapasan Dada P05

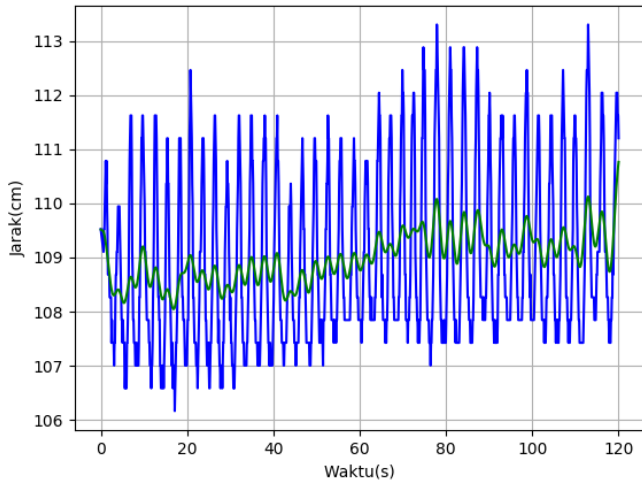


Data Frekuensi Pernapasan Dada P05

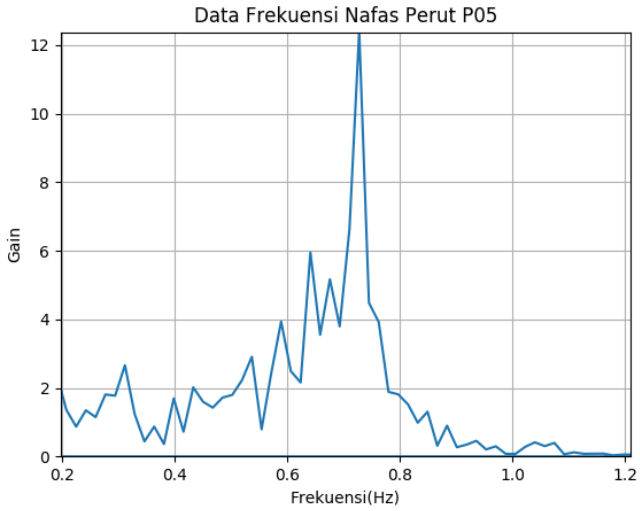


ROI Pernapasan Perut P05

Data Perubahan Nafas Perut P05



Data Laju Pernapasan Perut P05

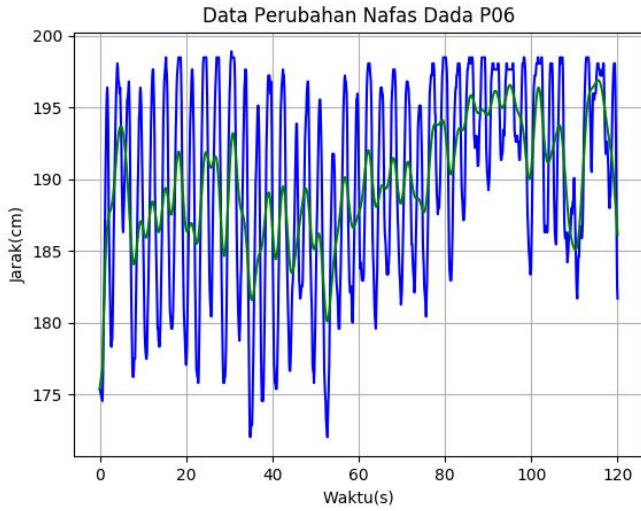


Data Frekuensi Pernapasan Perut P05

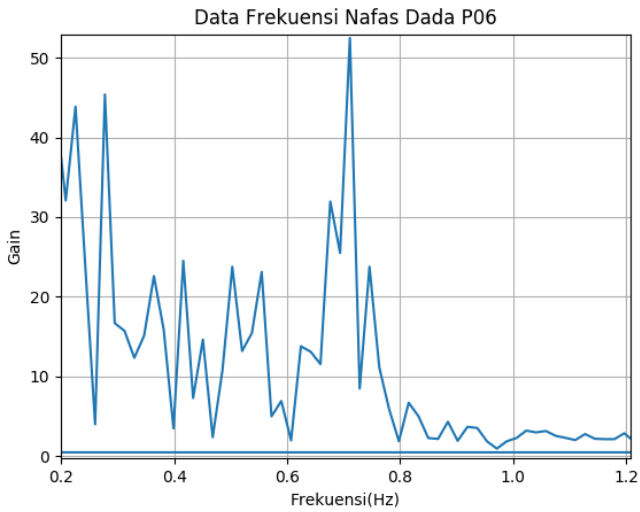
C.6 Partisipan 06 (P06)



ROI Pernapasan Perut P06



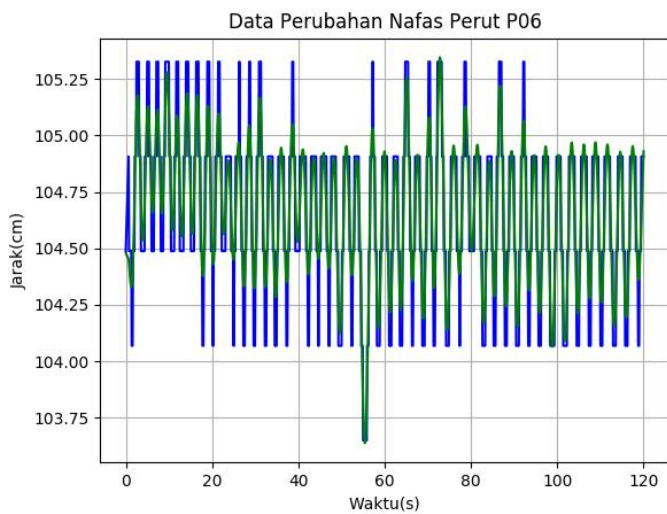
Data Laju Pernapasan Dada P06



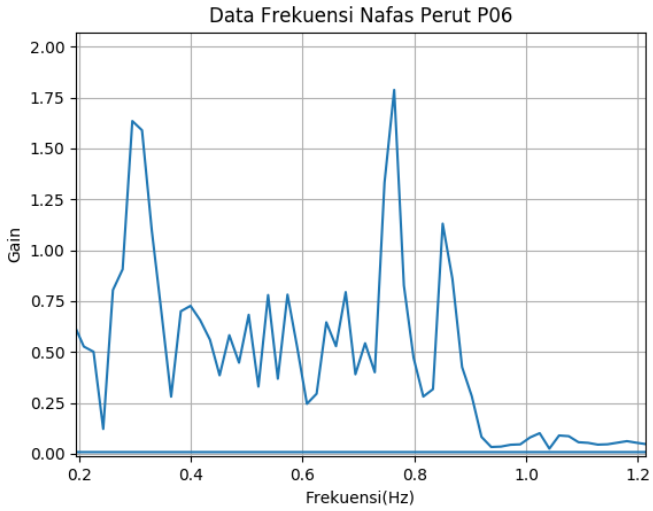
Data Frekuensi Pernapasan Dada P06



ROI Pernapasan Perut P06

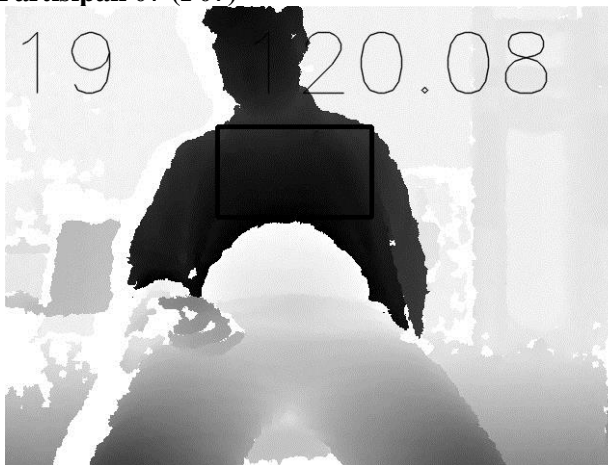


Data Laju Pernapasan Perut P06



Data Frekuensi Pernapasan Perut P06

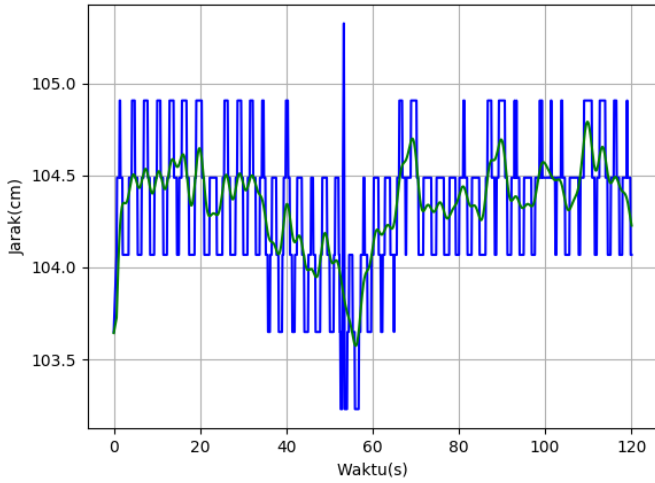
**C.7 Partisipan 07 (P07)**



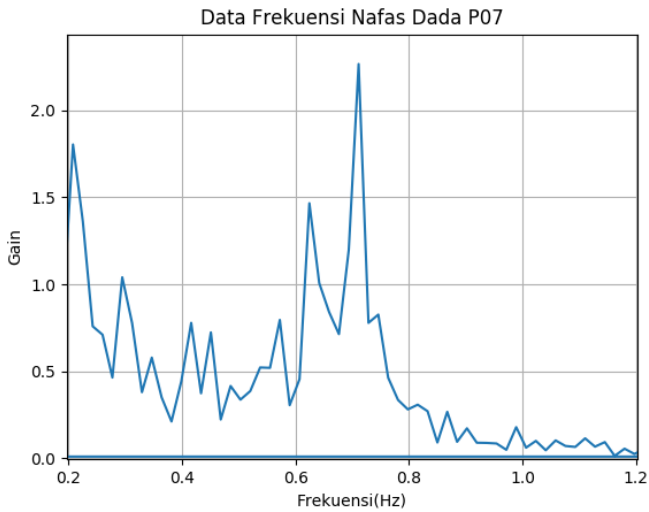
ROI Pernapasan Dada P07



Data Perubahan Nafas Dada P07



Data Laju Pernapasan Dada P07

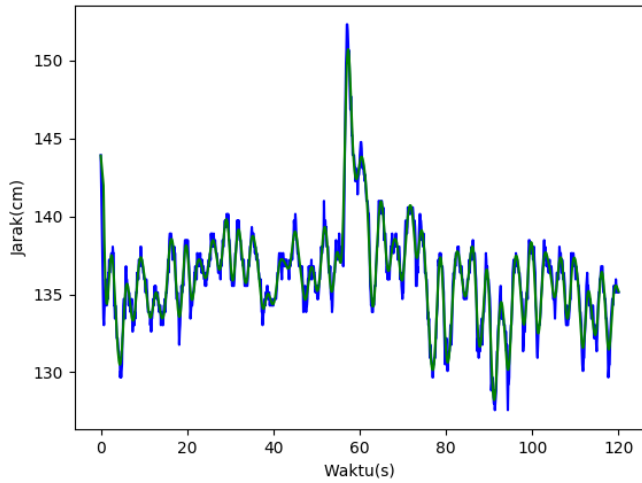


Data Frekuensi Pernapasan Dada P07

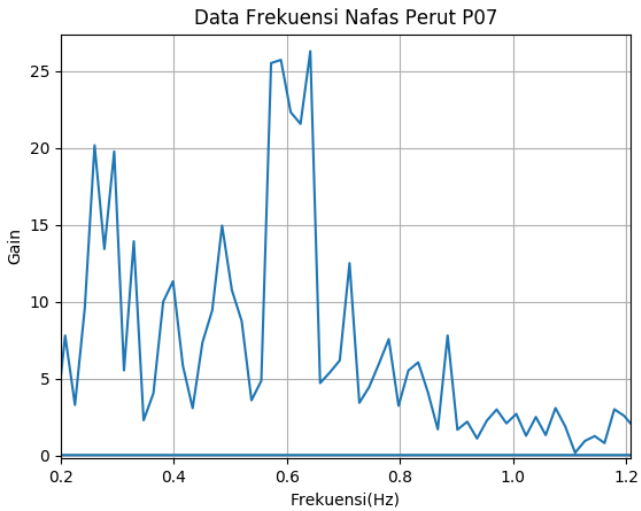


ROI Pernapasan Perut P07

Data Perubahan Nafas Perut P07

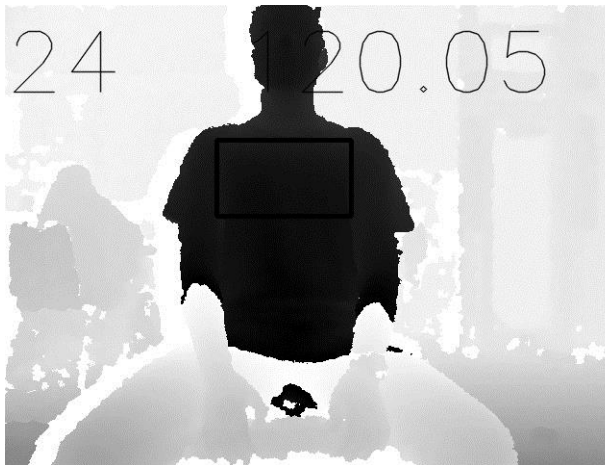


Data Laju Pernapasan Perut P07

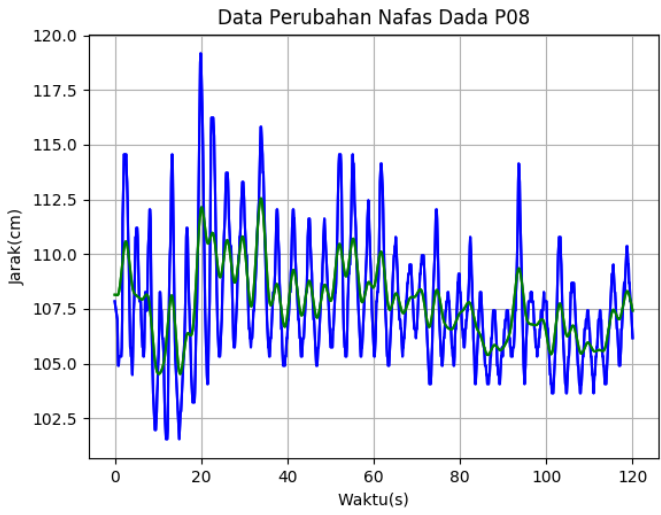


Data Frekuensi Pernapasan Perut P07

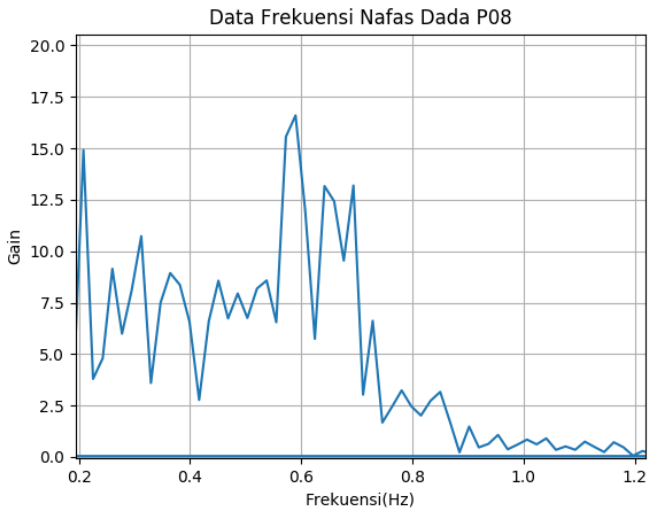
### C.8 Partisipan 08 (P08)



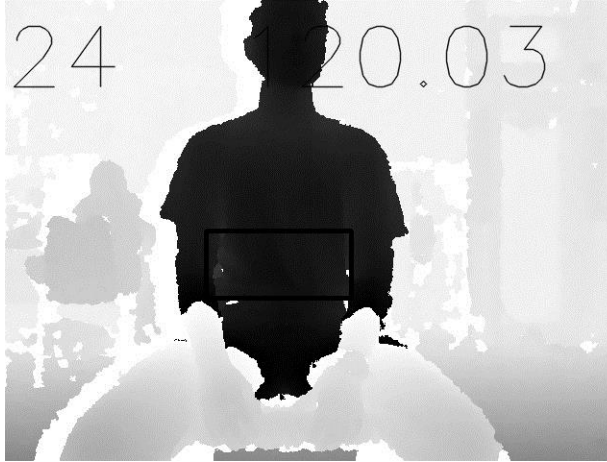
ROI Pernapasan Dada P08



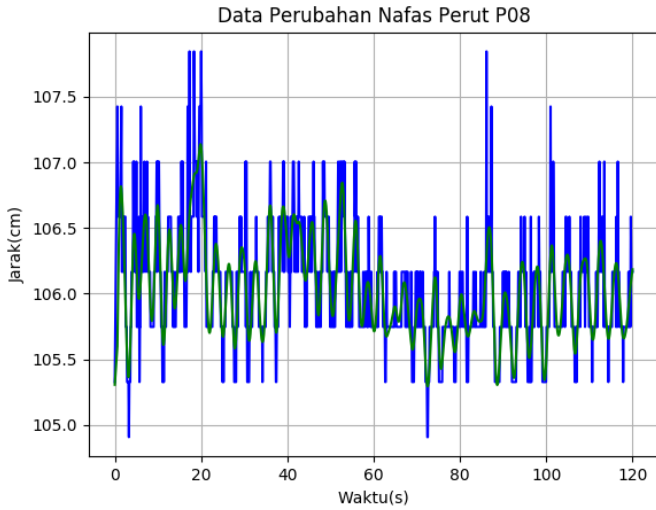
Data Laju Pernapasan Dada P08



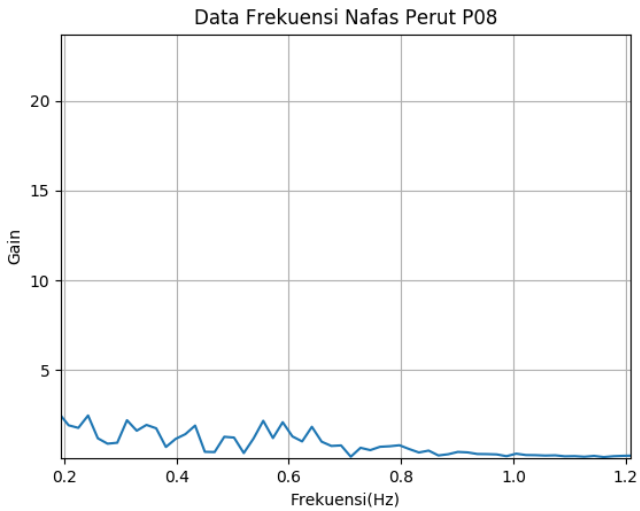
Data Frekuensi Pernapasan Dada P08



ROI Pernapasan Perut P08

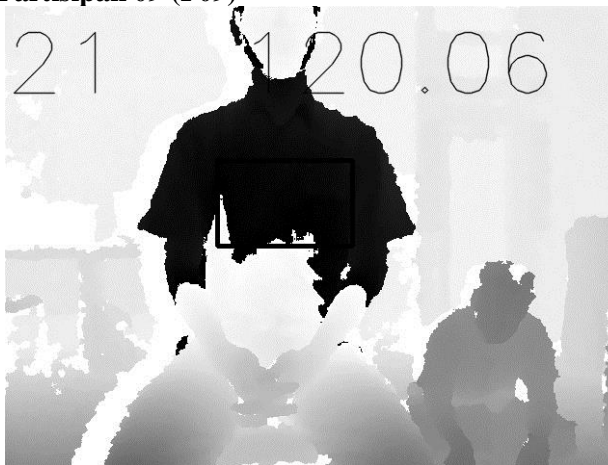


Data Laju Pernapasan Perut P08

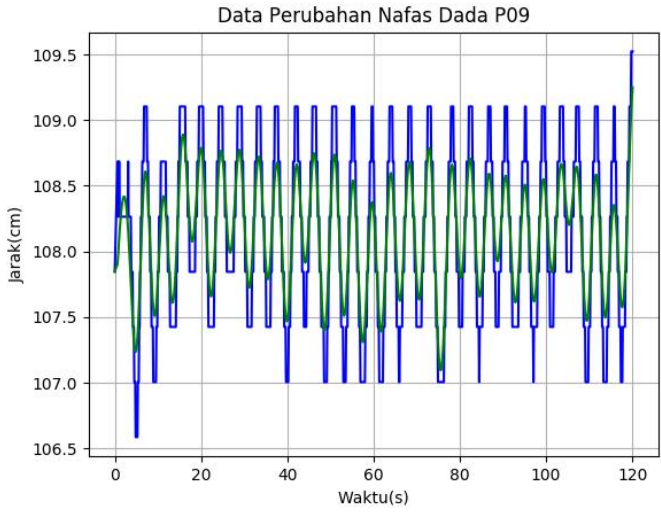


Data Frekuensi Pernapasan Perut P08

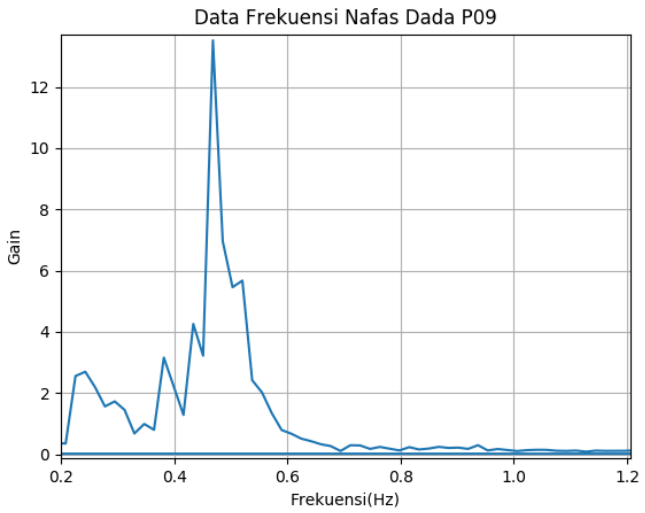
**C.9 Partisipan 09 (P09)**



ROI Pernapasan Dada P09

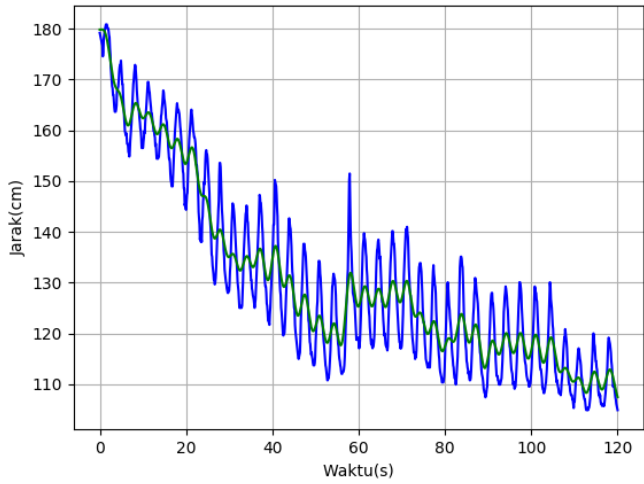


Data Laju Pernapasan Dada P09

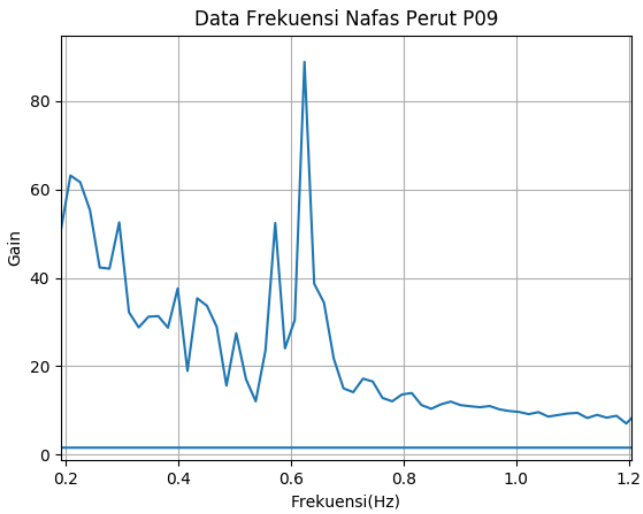


Data Frekuensi Pernapasan Dada P09

Data Perubahan Nafas Perut P09



Data Laju Pernapasan Perut P09



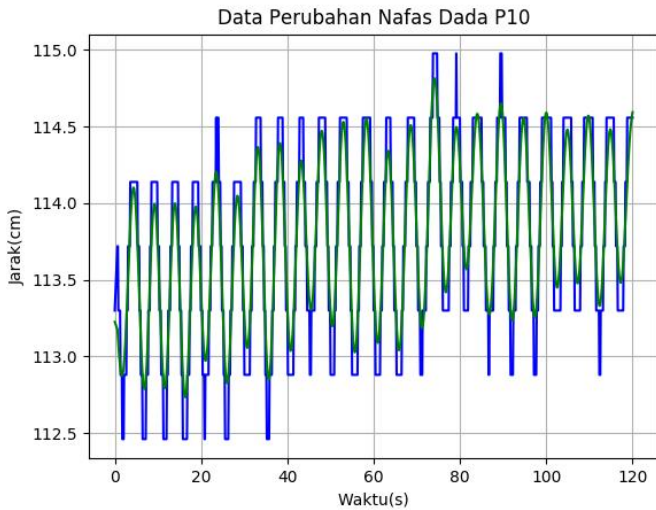
Data Frekuensi Pernapasan Perut P09



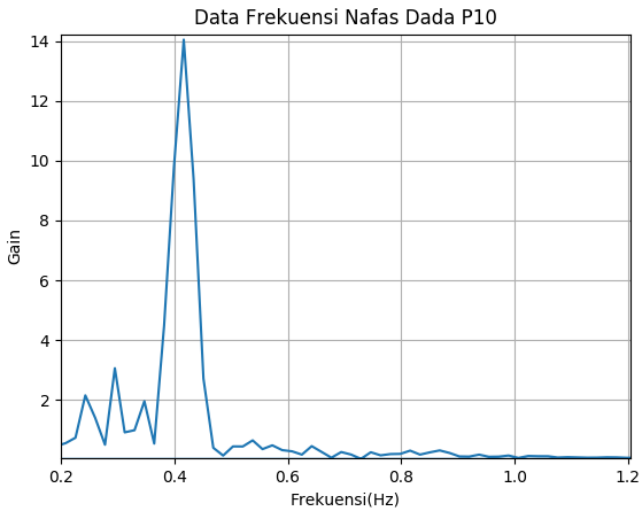
### C.10 Partisipan 10 (P10)



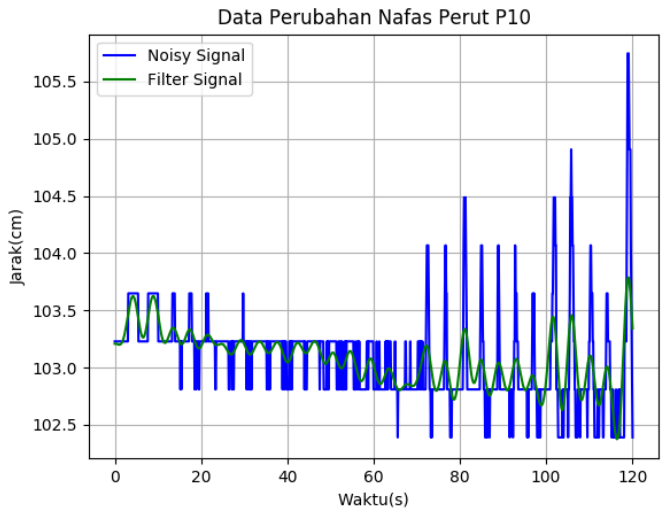
ROI Pernapasan Dada P10



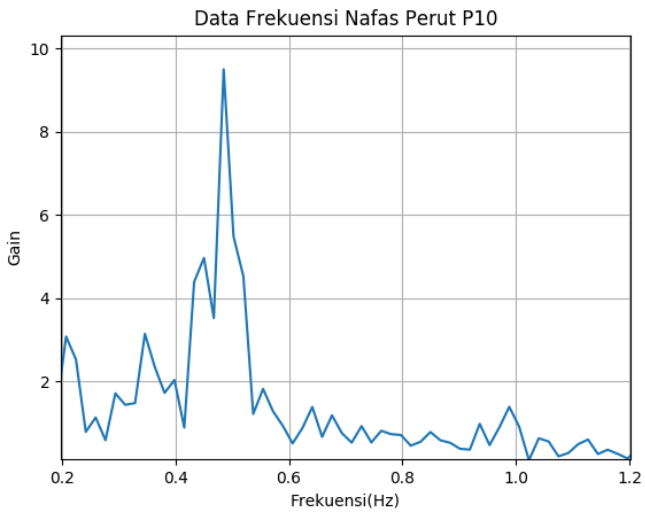
Data Laju Pernapasan Dada P10



ROI Pernapasan Perut P10

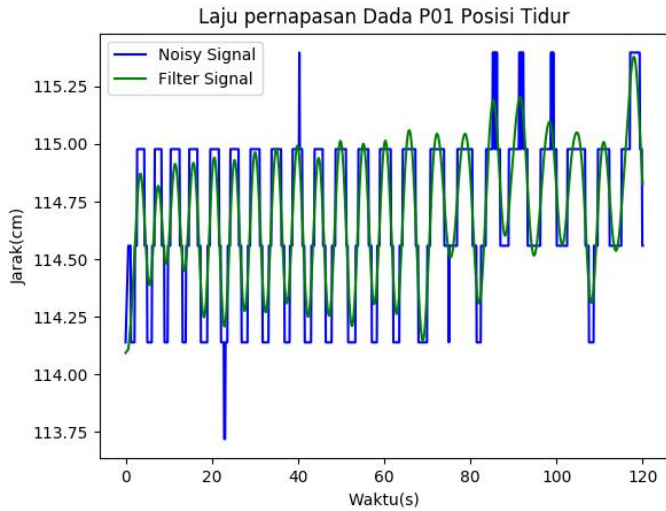


Data Laju Pernapasan Perut P10

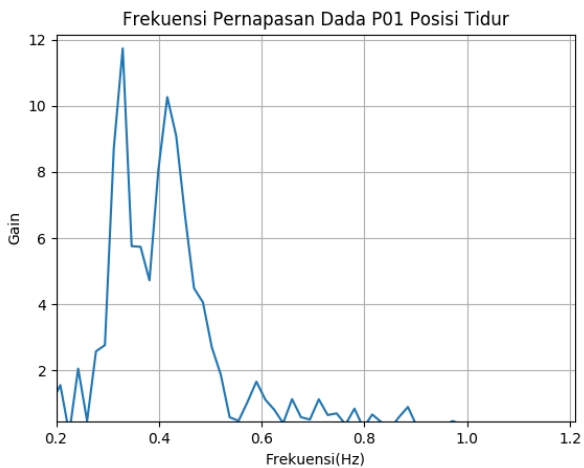


Data Frekuensi Pernapasan Perut P10

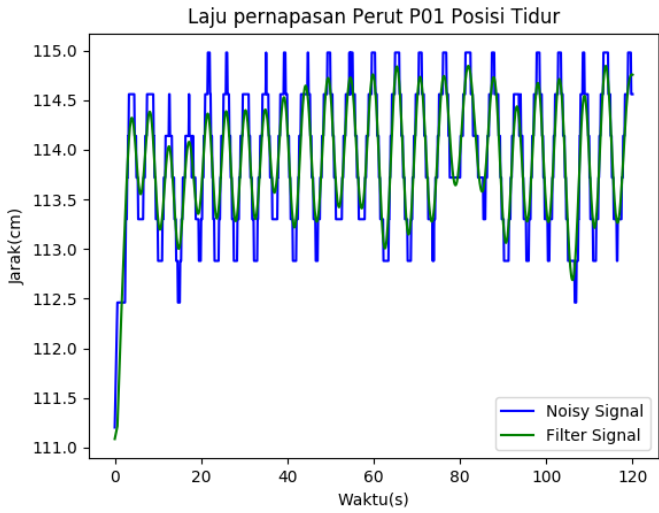
## C.11 Pengambilan Posisi Tidur



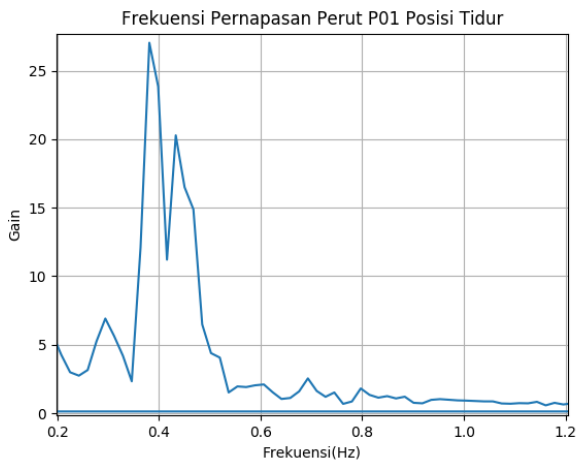
Data Laju Pernapasan Dada P01 Posisi Tidur



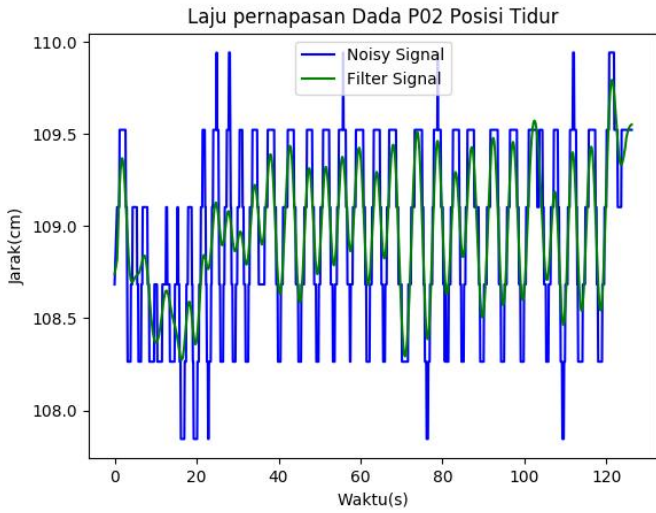
Data Frekuensi Pernapasan Dada P01 Posisi Tidur



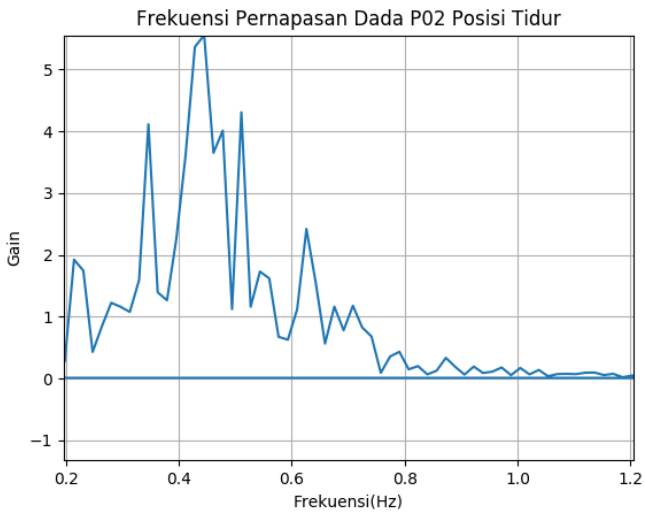
Data Laju Pernapasan Perut P01 Posisi Tidur



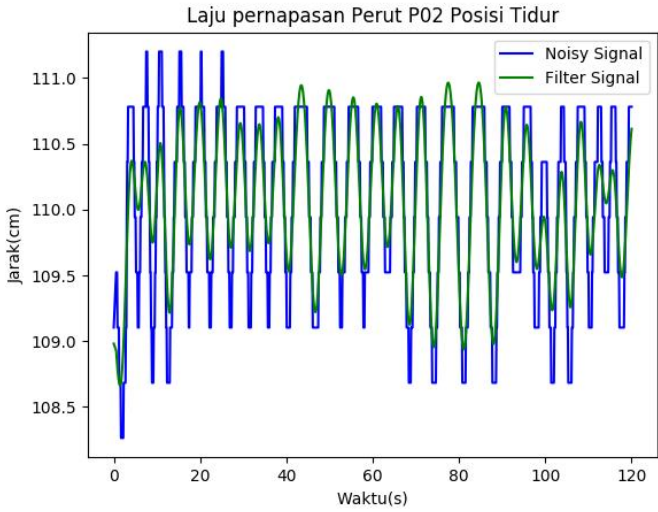
Data Frekuensi Pernapasan Perut P01 Posisi Tidur



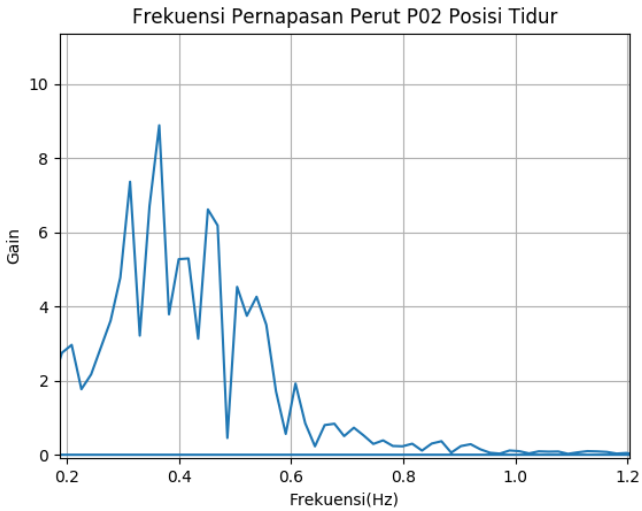
Data Laju Pernapasan Pernapasan Dada P02 Posisi Tidur



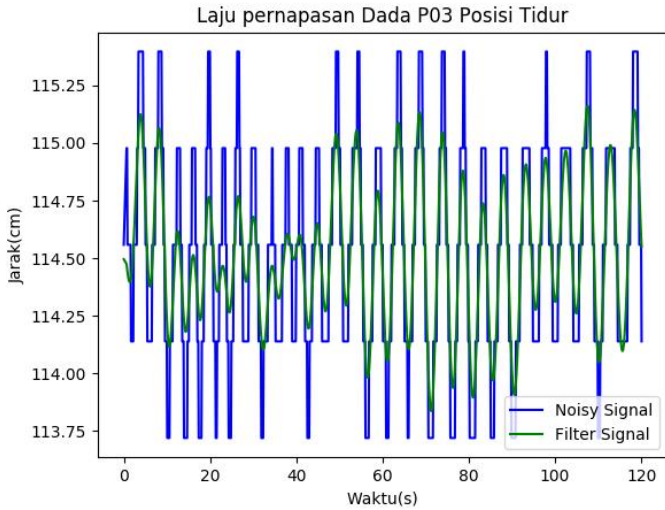
## Data Frekuensi Pernapasan Dada P02 Posisi Tidur



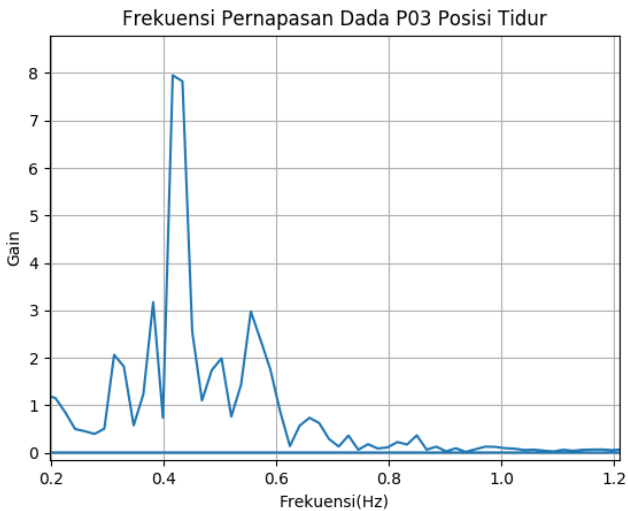
## Data Laju Pernapasan Perut P02 Posisi Tidur



## Data Frekuensi Pernapasan Perut P02 Posisi Tidur

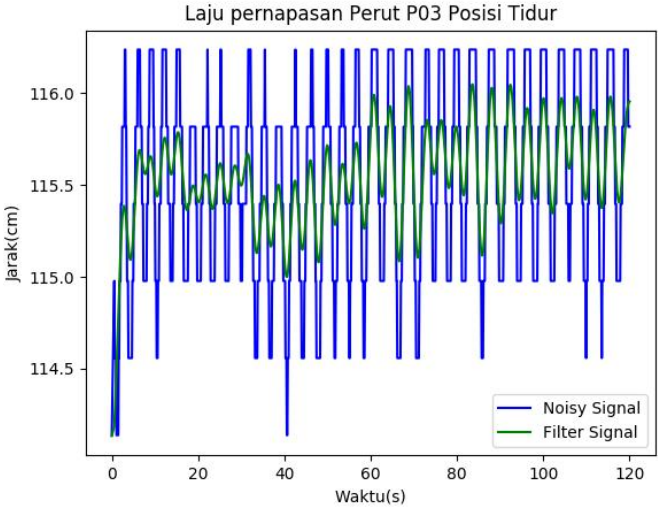


## Data Laju Pernapasan Dada P03 Posisi Tidur





# Data Frekuensi Pernapasan Dada P03 Posisi Tidur



# Data Laju Pernapasan Perut P03 Posisi Tidur