

**Discrete Wavelet Transform dan Entropy Fitur  
untuk memonitoring happy hypoxia berbasis  
Sinyal Photoplethysmograph**

**Tugas Akhir**

**Kelompok Keahlian : Telemedicine**

**Ayub Christofel Ginting**

**NIM:1301150761**



**Program Studi Sarjana Informatika**

**Fakultas Informatika**

**Universitas Telkom**

**Bandung**

**2022**

## LEMBAR PENGESAHAN

Studi Hybrid Wavelet and Entropy Features to monitor Happy Hypoxia  
based on Photoplethysmogram Signals

Hybrid Wavelet and Entropy Features to monitor Happy Hypoxia based on  
Photoplethysmogram Signals

NIM :1301150761

Ayub Christofel Ginting

Tugas akhir ini telah diterima dan disahkan untuk memenuhi sebagian syarat  
memperoleh gelar pada Program Studi Sarjana Informatika  
Fakultas Informatika  
Universitas Telkom

Bandung, 9 September 2022

Menyetujui

Pembimbing I,



Satria Mandala, Ph.D

NIP: 16730040

Pembimbing II,



Dr. Miftah Pramudyo, Sp.JP

NIP: 198504162016043001

Ketua Program Studi  
Sarjana Informatika,



Dr. Erwin Budi Setiawan, S.Si., M.T.

NIP: 00760045

## Abstrak

Pada perancangan pene Hybrid Wavelet Singular Entropy dan Entrophy fitur untuk memonitor happy hypoxia berbasis sisnyal Photoplethsymogram. Skema yang diusulkan di sini untuk diskriminasi gangguan terutama bergantung pada pengukuran detak jantung yang memompa darah ke dalam otak. Saturasi oksigen kapiler perifer () menunjukkan pola fluktuasi yang kompleks selama hipoksia. Interpretasi fisiologis dari variabilitas tidak dipahami dengan baik. Dalam studi ini, kami menguji hipotesis bahwa fluktuasi membawa informasi tentang pengendalian kardio-pernapasan terintegrasi pada individu sehat menggunakan pendekatan fisiologi jaringan. Kami mengeksplorasi penggunaan entropi transfer untuk menghitung aliran informasi antara sinyal kardio-pernapasan selama hipoksia. Dengan menggunakan Photoplethsymogram; koefisien detail dihitung dan kemudian wavelet singular entropy (WSE) dari setiap sinyal arus fasa dihitung. WSE masing-masing arus fasa digunakan sebagai input untuk klasifikasi gangguan pada jalur distribusi darah . Studi Happy hypoxia secara medis sangat dibutuhkan untuk kebutuhan perhitungan daya detak jantung manusia. Diharapkan nantinya Perhitungan menggunakan Photoletsymogram akan mendapatkan nilai akurasi yang akurat terhadap monitor yang dilakukan terhadap penderita penyakit happy hypoxia

**Kata Kunci:** Hypoxia, Entropy, photoletsymogram.

# Daftar Isi

<b>Lembar Pengesahan</b> .....	2
<b>Abstrak</b> .....	3
<b>Pendahuluan</b> .....	4
1.1 Latar Belakang .....	4
1.2 Perumusan Masalah .....	4
1.3 Pernyataan Masalah .....	5
1.4 Tujuan .....	5
1.5 Batasan Masalah .....	5
1.6 Hipotesis .....	5
1.7 Sistematika Penulisan .....	6
<b>Kajian Pustaka</b> .....	6
2.1 Penelitian Terkait .....	6
2.2 Discrete Wavelet Transform .....	14
2.3 Photoplethysmogram .....	15
2.4 Happy Hypoxia .....	16
2.5 Ringkasan .....	17
<b>Metodologi dan Design Sistem</b> .....	18
3.1 Metode Penelitian .....	18
3.2 Desain Sistem .....	27
3.3 Ringkasan .....	32
<b>Hasil dan Pembahasan</b> .....	33
4.1 Deteksi tekanan darah memanfaatkan kamera Ponsel .....	33
4.2 Deteksi Sinyal PPG .....	35
<b>Penutup</b> .....	38
5.1 Kesimpulan .....	38
5.2 Saran .....	38
<b>REFRENSI</b> .....	39

# **Bab I**

## **Pendahuluan**

### **1.1 Latar Belakang**

Pada akhir Agustus 2020, tengah marak pemberitaan tentang satu gejala yang tidak biasa dari penderita COVID-19, yaitu happy hypoxia. Hal ini pernah dibahas sedikit pada artikel sebelumnya, tapi akan dibahas lebih dalam pada artikel ini. Happy hypoxia memiliki nama yang lebih formal di ilmu kedokteran yaitu silent hypoxia atau silent hypoxemia. Suatu kejadian atau kondisi yang sudah dikenal di dunia medis yang bisa karena beberapa kondisi medis. Hanya saja karena saat ini terjadi pada pasien COVID19 (C19) ada yang menunjukkan gejala ini, hipoksia bahagia menjadi terkenal.

Hipoksia didefinisikan sebagai pengurangan atau kekurangan oksigen di organ, jaringan, atau sel. Penurunan tekanan oksigen ini dapat disebabkan oleh berkurangnya suplai oksigen (penyebabnya termasuk jaringan pembuluh darah yang tidak mencukupi, pembuluh darah yang rusak, dan anemia) atau peningkatan konsumsi oksigen relatif terhadap suplai (disebabkan oleh laju proliferasi sel yang tiba-tiba lebih tinggi). Oksimeter adalah alat untuk mendeteksi oksigen dalam darah (SpO<sub>2</sub>) berbasis sinyal PPG. Kelemahan oksimeter yang ada pada saat ini adalah akurasinya rendah serta tidak dibuat untuk pasien Covid 19. Prinsip Physical Distancing dalam deteksi SpO<sub>2</sub> dalam oximeter yang ada belum diimplementasikan. Untuk mengatasi masalah ini, penelitian ini mengembangkan tele-oximeter berbasis sinyal photoplethysmograph (PPG) untuk mendeteksi SpO<sub>2</sub> untuk pasien Covid. Machine learning digunakan untuk meningkatkan akurasi deteksi level SpO<sub>2</sub>.

### **1.2 Perumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang di atas, rumusan masalah tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara mengukur tekanan oksigen didalam tubuh dengan pengembangan alat berbasis sinyal/sensor untuk meningkatkan kinerja oximeter?

2. Cara terbaik untuk mengukur tekanan oksigen berdasarkan tekanan detak jantung?

### **1.3 Pernyataan Masalah**

Berdasarkan latar belakang di atas, dapat disimpulkan terdapat permasalahan pada pengembangan tentang deteksi alat pengukur tekanan darah didalam tubuh :

1. Refrensi pengembangan alat yang masih termasuk sedikit dalam pengembangannya
2. Riset tentang Happy Hypoxia berbasis alat dengan metode photoplethysmogram signals

### **1.4 Tujuan**

Maksud dari tugas akhir ini ialah merancang dan merealisasikan sebuah alat pengukur kadar oksigen pada tubuh manusia yang dapat digunakan oleh setiap orang dengan melakukan pengukuran kadar oksigen yang terkandung didalam tubuhnya.

Bertujuan untuk memudahkan setiap orang memiliki alat pengukur kadar oksigen dengan harga yang relatif murah, sehingga memudahkan setiap orang untuk melakukan pemeriksaan kadar oksigen pada tubuhnya secara mandiri dengan bentuk yang lebih kecil.

### **1.5 Batasan Masalah**

Adapun batasan masalah dari perancangan alat pengukur kadar oksigen pada tubuh manusia ini ialah sebagai berikut :

1. Keluaran ditampilkan pada 7-segment 3 digit dengan ketelitian 0,1 Persen.
2. Pengujian hanya pada jari telunjuk tangan.
3. Pengguna berumur diatas 5 tahun.

### **1.6 Hipotesis**

Metode penelitian yang dilakukan pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Studi Literatur Merupakan suatu metode pengumpulan data dengan caramencari referensi buku dan mencari berbagai komponen pendukung yang akan digunakan pada perancangan tugas akhir ini.

2. Perancangan Sistem Merancang sistem yang meliputi perancangan perangkat keras dan perancangan perangkat lunak yang digunakan pada sistem yang dibuat.
3. Pengujian Melakukan pengujian dengan cara pengambilan data dari sistem yang dibuat dan menganalisis data tersebut.
4. Membuat Dokumentasi Berupa Laporan Tugas Akhir Membuat laporan berdasarkan hasil penelitian tugas akhir yang dibuat

## **1.7 Sistematika Penulisan**

Tugas Akhir ini disusun dengan sistematika penulisan sebagai berikut :

1. **BAB I Pendahuluan.** Bab ini membahas mengenai latar belakang, rumusan masalah, dan tujuan pengerjaan Tugas Akhir ini.
2. **Bab II Kajian Pustaka.** Bab ini membahas fakta dan teori yang berkaitan dengan perancangan sistem untuk mendirikan landasan berfikir. Dengan menggunakan fakta dan teori yang dikemukakan pada bab ini penulis menganalisis kebutuhan akan rancangan arsitektur sistem yang dibangun.
3. **BAB III Metodologi dan Desain Sistem.** Bab ini menjelaskan metode penelitian, rancangan sistem dan metode pengujian yang dilakukan dalam penelitian.

## **Bab II**

### **Kajian Pustaka**

Bab ini menjelaskan riset terkait tugas akhir dan landasan teori pendukung yang digunakan. Riset Terkait diuraikan di Sub Bab 2.1, sedangkan landasan teori dapat ditemukan pada Sub Bab 2.3. Ringkasan disajikan pada bagian terakhir dari Bab

### **2.1 Penelitian Terkait**

Penelitian tentang Pengukuran tekanan oksigen didalam tubuh manusia sudah sejak lama dilakukan dalam penelitiannya dan sejauh ini dalam dunia medis alat yang telah di ciptakan adalah Oksimeter sebagai alat bantu untuk mengukur tekanan oksigen didalam darah.

{**Hazhiyah Nur Amalina**} Dalam penelitiannya tentang "MONITORING RESPIRATORY RATE AND SPO2 VIA ANDROID (PARAMETER

RESPIRATORY RATE)” Penyakit Paru Obstruktif Kronis (COPD) adalah penyakit obstruktif jalan napas karena bronkitis kronis atau Emfisema. Salah satu penyebab COPD adalah merokok [1]. Penyakit Paru Obstruktif Kronis (COPD) dapat menyebabkan nyeri kronis dan penyebab kematian individu di seluruh Dunia. Diperkirakan bahwa pada tahun 2030 COPD adalah yang tertinggi ketiga penyebab kematian di seluruh dunia. Pada perokok yang mendapatkan paparan terus menerus dan berlangsung lama dengan asap rokok dapat menyebabkan gangguan dan perubahan dalam mukosa jalan napas [2].

**{Sebastiaan Dhont}** Pandemi novel coronavirus disease 2019 (COVID-19) adalah krisis global, menantang sistem perawatan kesehatan di seluruh dunia. Banyak pasien hadir dengan pemutusan yang luar biasa dalam istirahat antara hipoksemia yang mendalam namun tanpa tanda-tanda proporsional gangguan pernapasan (yaitu hipoksemia bahagia) dan kemerosotan yang cepat dapat terjadi. Presentasi klinis khusus ini dalam COVID-19 pasien kontras dengan pengalaman dokter biasanya merawat pasien yang sakit kritis dalam kegagalan pernapasan dan memastikan rujukan tepat waktu ke unit perawatan intensif dapat, oleh karena itu, menjadi menantang. Pemahaman menyeluruh tentang patofisiologis penentu penggerak pernapasan dan hipoksemia dapat meningkatkan pemahaman yang lebih lengkap tentang klinis pasien presentasi dan manajemen. Saturasi oksigen yang diawetkan meskipun tekanan oksigen sebagian rendah dalam sampel darah arteri terjadi, karena pergeseran kiri kurva disosiasi oksihemoglobin yang disebabkan oleh hiperventilasi yang digerakkan oleh hipoksemia juga mungkin interaksi virus langsung dengan hemoglobin. Ventilasi-parfum ketidakcocokan, mulai dari shunts hingga alveolar mati ventilasi ruang, adalah ciri pusat dan menawarkan berbagai target terapeutik.

**{Suyi Li}** Saturasi oksigen perifer noninvasif ( $SpO_2$ ) dan denyut nadi dapat diekstraksi dari photoplethysmography (PPG) Sinyal. Namun, akurasi ekstraksi secara langsung dipengaruhi oleh kualitas sinyal yang diperoleh dan puncak sinyal diidentifikasi; oleh karena itu, metode berbasis wavelet hibrida diusulkan dalam penelitian ini. Pertama, kami menekan gerakan parsial artefak dan mengoreksi drift baseline dengan menggunakan metode wavelet berdasarkan prinsip wavelet multiresolution. Dan kemudian, kita merancang algoritma modulus



modulus gelombang spline kuadrat untuk mengidentifikasi puncak PPG secara otomatis. Untuk mengevaluasi hibrid ini metode, oksimeter denyut nadi reflektif digunakan untuk memperoleh sepuluh sinyal PPG subjek di bawah duduk, mengangkat tangan, dan berjalan dengan lembut postur, dan hasil pengenalan puncak pada sinyal mentah dan pada sinyal yang dikoreksi dibandingkan, masing-masing. Hasilnya menunjukkan bahwa metode hibrida tidak hanya memperbaiki morfologi sinyal dengan baik tetapi juga mengoptimalkan identifikasi puncak kualitas, kemudian meningkatkan akurasi pengukuran SpO2 dan denyut nadi. Akibatnya, metode berbasis gelombang hibrida kami sangat dioptimalkan evaluasi fungsi pernapasan dan analisis variabilitas denyut jantung

**{Dian Bagus Setyo Budi}** Perkembangan pesat pada sistem cerdas sangat berkembang salah satunya dalam bidang kesehatan ataupun medis. Dalam bidang medis sangat diperlukan alat yang mengetahui kondisi pasien dengan cara noninvasive yaitu tanpa melukai pasien. Jika diabaikan terus menerus maka hipoksia dapat mengganggu fungsi otak, hati, dan organ lainnya dengan cepat. Sehingga dalam penelitian ini dibuat alat deteksi gejala awal hipoksia yang menggunakan metode noninvasive dengan menggunakan sensor Max30100 yang dijepitkan ke ujung jari dapat mengetahui hasil dari gejala awal hipoksia. Untuk mendeteksi gejala awal hipoksia pada alat ini digunakan metode fuzzy sugeno sehingga didapatkan output sesuai rule yang ada. Metode fuzzy sugeno akan mengolah data yang diambil dari sensor Max30100. Terdapat 3 hardware Yang ada pada alat ini, mikrokontroler arduino sebagai kontrolernya, sensor Max30100 untuk mendapatkan inputannya dan bluetooth untuk pengiriman data ke smartphone. Software menggunakan IDE arduino untuk memprogram alat deteksi dan APP inventor untuk memprogram aplikasi android supaya dapat menampilkan data. Pada penelitian ini mendapat hasil pengujian hasil pengujian didapatkan error pada alat 2,96% untuk saturasi oksigen dan 2,86% untuk detak jantung didapatkan. Dari metode fuzzy pada 12 percobaan data didapat akurasi 100% dan metode fuzzy sugeno dapat mengolah data inputan dengan baik .

**{Natascha Josephine}** Untuk menilai tingkat hipoksia dan dispnea subjektif yang ditimbulkan oleh tes berjalan 6 menit (6MWT) pada pasien COVID-19 sebelum dipulangkan. Metode: 6MWT dilakukan pada 26 pasien COVID-19

yang siap dipulangkan tanpa paru kronis penyakit atau gagal jantung. Denyut jantung, saturasi oxyhemoglobin (SpO<sub>2</sub>), laju pernapasan, dan subjektif dispnea yang diukur pada skala Borg CR-10 diukur sebelum dan segera setelah 6MWT, dengan pemantauan spO<sub>2</sub> dan denyut jantung berkelanjutan selama 6MWT. 6MWT dihentikan jika SpO<sub>2</sub> turun di bawah 90 %. Kelompok historis 204 pasien dengan idiopathic pulmonary fibrosis (IPF) digunakan untuk perbandingan

No.	Penulis	Judul Penelitian	Subjek Penelitian	Hasil Penelitian
1.	Sebastiaan Dhont/2019	The pathophysiology of 'happy' hypoxemia in COVID-19	The novel coronavirus disease 2019(COVID-19) pandemic is a global crisis, challenging healthcare systems worldwide	Many patients present with a remarkable disconnect in rest between profound hypoxemia yet without proportional signs of respiratory distress (i.e.happy hypoxemia) and rapid deterioration can occur
2.	Latika Padole/2017	Hybrid wavelet transform 1 and 2 combined with contrast limited adaptive histogram equalization for image enchanment	Image enhancement is one of the important part of image processing. Proposed research presents an image enhancement method, named CLAHE-HWT, which combines the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) with Hybrid Wavelet Transform Type I and II (HWT I, II)..	The method includes, the original image is decomposed into low-frequency and highfrequency components by HWT II. Then, we enhance the low-frequency coefficients using CLAHE and keep the high-frequency coefficients unchanged to limit noise enhancement.
3.	Hamid Abbasi/2019	Applications of advanced signal processing and machine learning in the neonatal hypoxicischemic electroencephalography	Advances in signal processing and machine learning have provided the research community with an opportunity to develop automated real-time identification techniques to detect the signs of hypoxic-ischemic-encephalopathy in larger electroencephalography/amplitude-integrated electroencephalography data sets more easily.	performed by a number of prominent research groups across the world, in the automatic identification and classification of hypoxicischemic epileptiform neonatal seizures using advanced signal processing and machine learning techniques. nbb
4.	Suyi Li,Shanqing Jiang	A Hybrid Wavelet-Based Method for the Peak Detection of Photoplethysmography signals	The noninvasive peripheral oxygen saturation (SpO2) and the pulse rate can be extracted from photoplethysmography (PPG) signals. However, the accuracy of the extraction is directly affected by the quality of the signal obtained and the peak of the signal identified; therefore, a hybrid wavelet-based method is proposed in this study.	To evaluate this hybrid method, a reflective pulse oximeter was used to acquire ten subjects' PPG signals under sitting, raising hand, and gently walking postures, and the peak recognition results on the raw signal and on the corrected signal were compared, respectively.
5.	Hemant B Kekre/2015	Performance Comparison Of Hybrid Wavelet Transforms Formed Using Dct, Walsh,	Hybrid wavelet transform generated from two different orthogonal transforms is applied on host and SVD is applied to watermark.	First component transform used in generation of hybrid wavelet transform corresponds to global properties and second component transform corresponds to local properties of an image to which transform are applied.

No.	Penulis	Judul Penelitian	Subjek Penelitian	Hasil Penelitian
		Haar and DKT in Watermarking		
6.	Haijiao Yu,Xiaohu Wen/2017	Comparative Study of Hybrid-Wavelet Artificial Intelligence Models for Monthly Groundwater Depth Forecasting in Extreme Arid Regions, Northwest China	Prediction of groundwater depth (GWD) is a critical task in water resources management. In this study, the practicability of predicting GWD for lead times of 1, 2 and 3 months for 3 observation wells in the Ejina Basin using the wavelet-artificial neural network (WA-ANN) and wavelet-support vector regression (WA-SVR) is demonstrated	Discrete wavelet transform was applied to decompose groundwater depth and meteorological inputs into approximations and detail with predictive features embedded in high frequency and low frequency. WA-ANN and WA-SVR relative of ANN and SVR were evaluated with coefficient of correlation (R), Nash-Sutcliffe efficiency (NS), mean absolute error (MAE), and root mean squared error (RMSE).
7.	Eryanda Bima Mahendra/2019	Perancangan Smartwatch Spo2 dan BPM Dengan Tampilan Android	Pemakaian alat medis dalam jangka panjang dapat menyebabkan perubahan akurasi, oleh sebab itu diperlukan adanya proses kalibrasi. Kalibrasi merupakan kegiatan membandingkan antara alat ukur dengan alat yang standart, berdasarkan Permenkes no 54 Tahun 2015.	Ketika sensor tersebut terhalang, maka akan di proses oleh mikrokontoller. Selanjutnya langsung flowrate ditampilkan ke liquid cristal display karakter 2x16 sehingga dapat diketahui apakah alat tersebut layak digunakan atau tidak. Alat rancangan telah dibandingkan dengan alat standar yaitu Multi Flo Infusion Pump Analyzer
8.	Chitrarth Rangari,Anami ka Yadav	A Hybrid Wavelet Singular Entropy and Fuzzy System Based Fault Detection and Classification on Distribution Line with Distributed Generation	The scheme proposed here for fault discrimination is mainly depends upon the measurement of threephase current at 25kV bus of distribution line. By the use of DWT; the details coefficient are calculated and then the wavelet singular entropy (WSE) of each phase current signals is calculated..	The WSE of each phase current are used as input to fuzzy system for classification of fault on distribution line. The simulation study of doubly feeded distribution line system consist of 120 kV, 60Hz source and 9MW wind farm connected to distribution line of 10 km
9.	Keichi Horio,Ying li	Visualization and Analysis of Mental States Based on Photoplethysmogram	In this paper, we analyze fatigue of subjects based on photoplethysmogram (PPG) signal using dimensionality reduction techniques. Various kinds of features can be extracted from PPG, they, however, often represent different meanings.	Various kinds of features can be extracted from PPG, they, however, often represent different meanings. It means that some relationships between PPG signals can be defined based on different measures.

No.	Penulis	Judul Penelitian	Subjek Penelitian	Hasil Penelitian
10.	P.W Hochachka	Mechanism and evolution of hypoxiatolerance in humans.	In considering the evolution of tolerance to reduced oxygen availability, we examined the issue (of true adaptations versus simple nheritance) in pinnipeds (the two dominant groups, phocids and otariids, with varying diving capacities) and in human lineages exposed for varying generational periods to hypobaric hypoxia.	). As in the pinniped example, we found 'conservative' and 'adaptable' physiological characters involved in human responses to hypoxia. Conservative characters are clearly dominant and are too numerous to outline in detail; three examples are haemoglobin oxygen- affinities, the organization of muscle into different fibre types and the brain's almost exclusive preference for glucose as a fuel.
11.	Erik Näslund Backpropagation as Classifier	Measuring arterial oxygen saturation from an intraosseous photoplethysmographic signal derived from the sternum	Photoplethysmography performed on the peripheral extremities or the earlobes cannot always provide sufficiently rapid and accurate calculation of arterial oxygen saturation. The purpose of this study was to evaluate a novel photoplethysmography prototype to be fixed over the sternum	The sternal probe was calibrated using arterial haemoglobin CO-oximetry (SaO <sub>2</sub> %). Sternal probe readings (SRHO <sub>2</sub> %) were then compared to SaO <sub>2</sub> % at various degrees of hypoxia. The time to detect hypoxemia was compared to measurements from standard finger and ear pulse oximeters. A significant association from individual regression between SRHO <sub>2</sub> % and SaO <sub>2</sub> % was found (r <sup>2</sup> 0.97), Spearman R ranged between 0.71 and 0.92 for the different inhaled gas mixtures. Limits of agreement according to Bland–Altman plots had a increased interval
12.	Yu Jiang, Joseph T.Castello	A network physiology approach to oxygen saturation variability during normobaric hypoxia	The physiological interpretation of variability is not well understood. In this study, we tested the hypothesis that fluctuation carries information about integrated cardio-respiratory control in healthy individuals using a network physiology approach	Normobaric hypoxia was associated with a significant increase in entropy of the time series. The transfer entropy analysis showed that, particularly at 0.145 and 0.12, the flow of information between and other physiological variables exhibits a bidirectional relationship
13.	Natascha Josephine /2020	Silent hypoxia in patients with SARS CoV-2 infection before hospital discharge	Heart rate, oxyhemoglobin saturation (SpO <sub>2</sub> ), respiratory rate, and subjective dyspnea measured on the Borg CR-10 scale were measured before and immediately after the 6MWT, with continuous monitoring of SpO <sub>2</sub> and heart rate during the 6MWT. The 6MWT was	To assess the degree of hypoxia and subjective dyspnea elicited by a 6-minute walking test (6MWT) in COVID-19 patients prior to discharge

No.	Penulis	Judul Penelitian	Subjek Penelitian	Hasil Penelitian
			terminated if SpO2 dropped below 90%. A historical cohort of 204 patients with idiopathic pulmonary fibrosis (IPF) was used for comparison	
14.	Aditya Mahmud Faza	Analisis Kinerja Kompresi Citra Digital dengan Komparasi DWT, DCT dan Hybrid (DWT-DCT)	Penelitian ini merupakan penelitian tentang penerapan transformasi diskrit kosinus (DCT), transformasi wavelet diskrit (DWT), dan hybrid sebagai penggabungan dari kedua transformasi sebelumnya dalam proses kompresi data citra digital.	Proses kompresi dilakukan untuk menekan konsumsi sumber daya memory, mempercepat proses transmisi citra digital. Proses kompresi yang dilakukan dapat menghasilkan nilai mean square, peak signal to noise ratio dan waktu yang dibutuhkan untuk proses kompresi dari masing-masing transformasi.
15.	Hazhiyah Nur Amalina/2019	MONITORING RESPIRATORY RATE AND SPO2 VIA ANDROID (PARAMETER RESPIRATORY RATE)	Penyakit Paru Obstruktif Kronis (PPOK) adalah penyakit obstruktif saluran napas akibat bronkitis kronis atau emfisema	Salah satu penyebab PPOK adalah merokok. Pemantauan laju pernapasan digunakan untuk menentukan nilai laju pernapasan satu menit pada perokok pasif dan aktif yang bertujuan untuk memantau kondisi pernafasan pasien rawat jalan dan jika ada kelainan nilai tersebut dapat dijadikan sebagai peringatan awal dari pola hidup resiko merokok.

## 2.2 Discrete Wavelet Transform

Wavelet merupakan keluarga dari turunan fungsi tunggal yang ditranslasikan dan dilatasi [4]. Bentuk umum dari fungsi wavelet adalah:

$$\psi^{n,h} = |u|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

$\Psi$  disebut wavelet induk (mother wavelet) dan digunakan untuk mendapatkan semua turunannya. Pilihan umum untuk  $a$  dan  $b$  adalah  $a = 2^m$ ,  $b = n2^m$ ,  $n, m \in \mathbb{Z}$ , dengan  $n$  dan  $m$  merupakan indeks skala dan indeks translasi, sehingga didapatkan

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m}t - n)$$

DWT selain menggunakan fungsi wavelet, juga menggunakan fungsi untuk penghalusan citra (image smoothing)[6]. Fungsi skala dilatasi dan ditranslasikan sebagaimana persamaan fungsi wavelet, sehingga didapatkan

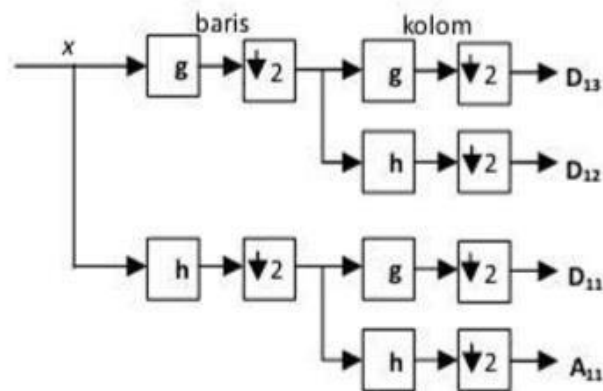
$$\phi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \phi(2^{-m}t - n)$$

Teori analisis revolusi banyak menyatakan bahwa  $-1 = V_m W_m$ . Ini berarti bahwa  $1$  adalah komplement orthogonal untuk dalam  $-1$ . Terdapat vektor dalam vektor  $-1$ , sehingga vektor dan  $-1$  mempunyai ruang waktu yang berbeda[5]. Untuk menghubungkan vektor tersebut digunakan suatu filter  $t$  dengan fungsi skala dan filter  $l$  dengan fungsi wavelet sehingga,

$$t = \sum_n h(n) \sqrt{2} \phi(2t - n) \\ \text{dan} \\ l = \sum_n y(n) \sqrt{2} \psi(2l - n)$$

Proses dekomposisi suatu sinyal ke dalam aproksimasi dan detail, seperti proyeksi  $x$  ke  $V_m$  dan  $W_m$ . Proses ini dapat diperoleh dengan melewati koefisien pada suatu filter melalui proses sub-sampling. Karena citra merupakan dua dimensi,

sehingga dekomposisi dilakukan terhadap baris dan kolom, seperti pada **Gambar 2.2**



**Gambar 2.2** Dekomposisi Bidang 2 Dimensi

Proses dekomposisi sinyal  $x$  dapat dilakukan proses kebalikannya, yaitu dengan merekonstruksi sinyal  $x$  dari aproksimasi dan detailnya. Rekonstruksi dilakukan dengan melewati aproksimasi dan detail pada filter dan menggabungkannya.

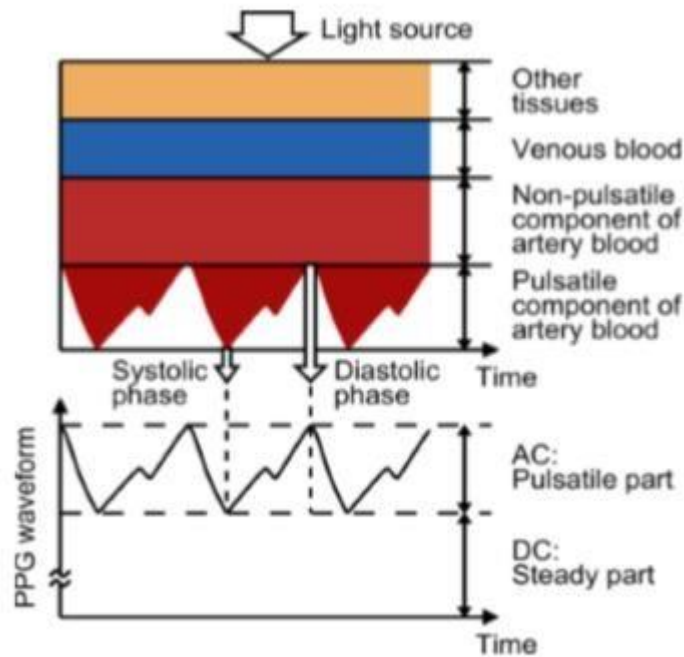
## 2.3 Photoplethysmogram

Prinsip PPG telah ditinjau sebelumnya dan dijelaskan secara singkat di sini. Perjalanan cahaya melalui jaringan biologis dapat diserap oleh berbagai zat, termasuk pigmen di kulit, tulang, dan darah arteri dan vena. Sebagian besar perubahan aliran darah terjadi terutama di arteri dan arteriol (tetapi tidak di vena). Misalnya, arteri mengandung lebih banyak volume darah selama fase sistolik dari siklus jantung daripada selama fase diastolik. Sensor PPG secara optik mendeteksi perubahan volume aliran darah (yaitu, perubahan intensitas cahaya yang terdeteksi) di lapisan mikrovaskuler jaringan melalui refleksi dari atau transmisi melalui jaringan. Gambar 2.3 menunjukkan contoh bentuk gelombang photoplethysmographic, terdiri dari komponen arus searah (DC) dan arus bolak-balik (AC).

Komponen DC dari bentuk gelombang PPG sesuai dengan sinyal optik yang dipancarkan atau dipantulkan yang terdeteksi dari jaringan, dan bergantung pada



struktur jaringan dan volume darah rata-rata dari darah arteri dan vena. Perhatikan bahwa komponen DC berubah perlahan dengan respirasi. Komponen AC menunjukkan perubahan volume darah yang terjadi antara fase sistolik dan diastolik dari siklus jantung; frekuensi dasar komponen AC bergantung pada detak jantung dan ditumpangkan ke komponen DC.



Gambar 2.3 Variasi redaman cahaya oleh jaringan

## 2.4 Happy Hypoxia

*Happy hypoxia* adalah kondisi yang muncul ketika kadar saturasi oksigen di dalam darah menurun drastis. Biasanya, orang yang mengalami hipoksia akan merasa sesak napas, batuk-batuk, detak jantung cepat, serta napas yang berbunyi. Namun pada orang-orang yang mengalami *happy hypoxia*, gejala-gejala tersebut tidaklah muncul. Sebaliknya, mereka tetap bisa berkegiatan seperti biasa, padahal organ-organ vital di tubuhnya sudah “teriak” minta tolong karena kekurangan oksigen. Oksigen adalah komponen yang sangat penting untuk tubuh. Tanpanya,

sel-sel tidak bisa bekerja. Jika sel tidak bisa bekerja, maka organ pun tidak mampu berfungsi. Kondisi ini dapat berujung pada gagal organ.

Saat ini banyak orang yang menderita aritmia atau hipoksia, yang merupakan kondisi kesehatan yang tidak normal. Aritmia terjadi ketika seseorang memiliki detak jantung yang tidak teratur atau tidak normal, sedangkan hipoksia terjadi ketika ada kekurangan oksigen yang mencapai jaringan. Jika seseorang menderita aritmia, ada kemungkinan orang tersebut menderita penyakit kardiovaskular. Tingkat oksigen yang rendah pada akhirnya menyebabkan kegagalan organ, yang dapat mengakibatkan kematian. Untuk mencegah kondisi seperti itu, platform pengukuran fisiologis seluler telah diusulkan dalam makalah ini. Sistem ini akan terus memantau detak jantung dan tingkat oksigen pasien. Sistem yang diusulkan terutama bermanfaat karena staf medis atau pengasuh dapat memberikan perawatan kepada pasien tanpa berada dalam jarak dekat. Dengan cara ini, banyak pasien dapat dirawat oleh dokter pada waktu yang bersamaan

## **2.5 Ringkasan**

Ada beberapa hal yang perlu menjadi catatan dari Bab ini sebagai berikut:

Pada Penerapan sebelumnya, metode umum yang digunakan untuk mengukur saturasi oksigen darah adalah pengukuran gas darah arteri. Sebuah Arterial Blood Gas adalah tes darah yang melibatkan tusukan arteri dengan jarum dan syringe tipis dan menarik sejumlah kecil darah . Metode ini invasive, mahal, sulit, menyakitkan dan berpotensi beresiko . (Jahan , 2014). Berdasarkan fakta tersebut maka dibutuhkan sistem yang dapat mendeteksi gejala awal hipoksia berdasarkan detak jantung dan saturasi oksigen yang dengan cara non-insvasive yang menggunakan sensor max30100 diolah dengan metode fuzzy yang akan dikembangkan dalam skripsi ini.

## **Bab III**

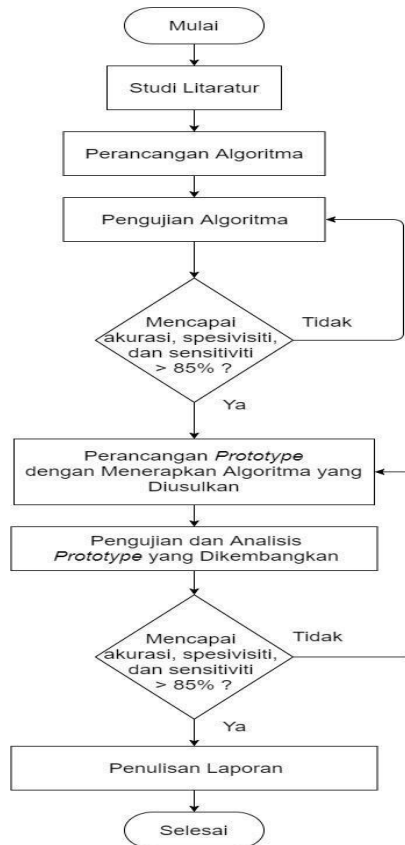
### **Metodologi dan Design Sistem**

#### **3.1 Metode Penelitian**

Pada perancangan rekayasa dalam melakukan monitoring pengidap penyakit hypoxia ini penulis menggunakan metode photoplethysmogram dengan penerapan hybrid wavelet dan entropy feature sebagai alat pendukung dalam melakukan analisa monitoring Hypoxia Syndrome

Photoplethysmography (PPG) adalah teknik optik sederhana yang digunakan untuk mendeteksi perubahan volumetrik dalam darah di sirkulasi perifer. Ini adalah metode berbiaya rendah dan non-invasif yang membuat pengukuran di permukaan kulit. Teknik ini memberikan informasi berharga terkait sistem kardiovaskular kita. Kemajuan teknologi terkini telah menghidupkan kembali minat pada teknik ini, yang banyak digunakan dalam pengukuran dan pemantauan fisiologis klinis

Photoplethysmogram memanfaatkan cahaya infra merah intensitas rendah (IR). Ketika cahaya bergerak melalui jaringan biologis, ia diserap oleh tulang, pigmen kulit, dan darah vena dan arteri. Karena cahaya lebih kuat diserap oleh darah daripada jaringan sekitarnya, perubahan aliran darah dapat dideteksi oleh sensor PPG sebagai perubahan intensitas cahaya. Sinyal tegangan dari PPG sebanding dengan jumlah darah yang mengalir melalui pembuluh darah. Bahkan perubahan kecil dalam volume darah dapat dideteksi dengan menggunakan metode ini, meskipun tidak dapat digunakan untuk mengukur jumlah darah



Gambar 3.1.1 Diagram Alir Riset *Framework*

Berikut penjelasan dari masing-masing tahapan riset :

### 1. Studi Literature

Pada tahap ini dilakukan review terhadap penelitian-penelitian yang telah dilakukan sebelumnya dan merangkum fakta serta teori yang dibutuhkan dalam penelitian. Dilakukan dengan membaca jurnal dan artikel yang berkaitan. Pada tahap ini juga penulis menganalisis masalah dan membuat alasan mengapa masalah tersebut perlu diselesaikan.

### 2. Perancangan Algoritma

Pada tahap ini penulis melakukan eksperimen berbagai algoritma dan melakukan perancangan untuk mendapatkan algoritma terbaik yang dapat diusulkan. Hasil dari tahap ini adalah algoritma yang matang untuk mendeteksi hypoxia syndrome.

### 3. Pengujian Algoritma

Pada tahap ini dilakukan pengujian algoritma yang diusulkan dengan cara melakukan validasi hasil deteksi algoritma dengan anotasi yang diberikan oleh data MIT-BIH Arrhythmia Database. Pada tahap ini juga dilakukan perhitungan akurasi, spesivisiti dan sensitiviti untuk mengukur performansi algoritma yang diusulkan.

#### **4. Perancangan Sistem dengan Menerapkan Algoritma yang diusulkan**

Pada tahap ini penulis melakukan perancangan *prototype* yang akan dibuat. Perancangan yang dilakukan meliputi perancangan skema sistem yang akan dibangun dan analisis kebutuhan *prototype*. Pada tahap ini pula algoritma yang diusulkan diterapkan ke dalam *prototype* sistem deteksi. Hasil dari tahapan ini adalah rancangan dari *prototype* sistem deteksi hypoxia yang mampu menjalankan algoritma.

#### **5. Pengujian dan Analisis Prototype yang dikembangkan**

Pada tahap ini penulis melakukan pengujian terhadap performansi *prototype* yang dikembangkan. Hasil dari tahap ini adalah nilai-nilai performansi dari *prototype* yang dikembangkan.

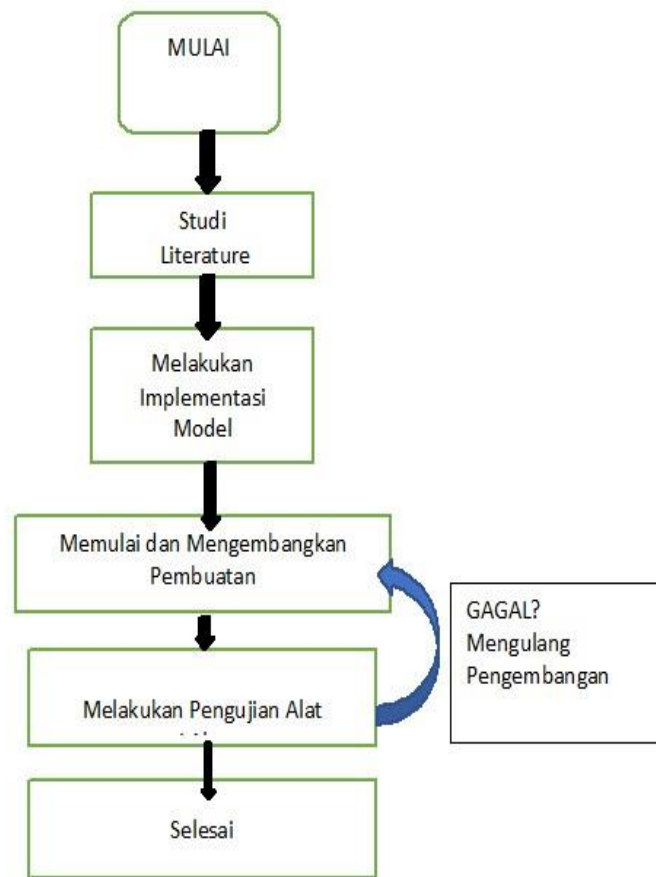
#### **6. Penulisan Laporan**

Pada tahap ini penulis menyusun laporan terkait penelitian yang dilakukan mengikuti metode perancangan tata tulis ilmiah. Hasil dari tahapan ini adalah buku tugas akhir.

### **3.1.2 Metodologi untuk Mencapai Tujuan Penelitian**

#### **A) Metodologi untuk mencapai objectif pertama**

Metodologi yang dilakukan dalam mencapai objektif pertama adalah sebagai berikut



Gambar 3.2: Diagram Alir Metodologi Objektif Pertama

Berikut adalah penjelasan untuk setiap tahapan metodologi :

**(a) Studi Literature**

Studi literature dimaksud sebagai alat bantu dalam penerapan proses perancangan yang akan kita buat,serta sebagai perbandingan nilai ukur terhadap riset yang kita lakukan dalam penerapan implementasi model.

**(b) Melakukan Implementasi model**

Tahap implementasi model dimaksud agar penulis dapat menentukan bentuk dan perancangan yang akan dilakukan dalam pembuatanya,serta meminimalisir pengulangan dalam penentuan modelnya

### (c) Memulai dan Mengembangkan Rancangan

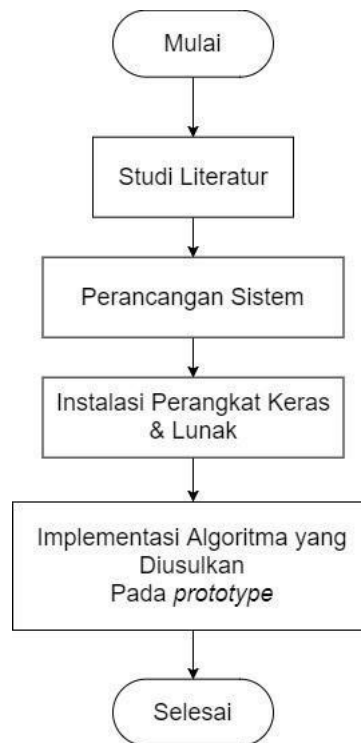
Setelah menentukan model implementasi yang akan dilakukan, penulis diharapkan dapat menentukan proses tahap pengerjaan dengan cara menentukan algoritma dan juga penerapan didalam pembuatannya.

### (d) Melakukan Pengujian Alat

Alat yang tadi telah di rancang lakukan diagnosa terhadap pembuatannya untuk melihat kesalahan yang dilewatkan didalam pembuatannya.

#### B) Metodologi untuk mencapai objectif kedua

Berikut adalah skema *prototype* yang akan dibangun untuk mencapai objektif kedua :



Gambar 3.3: Diagram Alir Metodologi Objektif Kedua Berikut adalah penjelasan dari masing-masing tahapan :

#### **(a) Studi Literatur**

Pada tahap ini dilakukan studi untuk mengkaji pengembangan pengembangan *prototype* sejenis yang telah dilakukan. Hal ini bertujuan untuk mempelajari bagaimana sistem deteksi aritmia bekerja pada umumnya, melakukan riset tentang perangkat keras dan lunak yang diperlukan dalam membangun sistem, dan batasanbatasan sistem. Hasil dari tahapan ini adalah daftar perangkat yang dibutuhkan untuk membangun sistem.

#### **(b) Perancangan Sistem**

Pada tahap ini dilakukan perancangan sistem berdasarkan literatur yang telah dipelajari antara lain, mekanisme pengiriman dan penerimaan data, bagaimana data diproses, dan bagaimana informasi dari data tersebut diberikan.

#### **(c) Instalasi Perangkat Keras & Perangkat Lunak**

Pada tahap ini dilakukan implementasi dari hasil perancangan sistem, meliputi membuat modul perangkat keras, web service, dan web client.

#### **(d) Implementasi Algoritma Pada Sistem**

Pada tahap ini dilakukan implementasi dari algoritma yang telah disiapkan untuk diterapkan dalam sistem. Hasil dari tahapan ini adalah sistem dapat menjalankan algoritma dengan baik dan memberi hasil seperti yang diinginkan.

Berikut adalah penjelasan untuk setiap tahapan metodologi :

#### **(a) Perancangan Sistem**

Tahap ini merumuskan kebutuhan perangkat keras dan lunak yang dibutuhkan untuk membangun *prototype* serta merancang skema pertukaran data dan informasi di dalam sistem

#### **(b) Instalasi Perangkat Lunak dan Keras**

Pada tahap ini dilakukan konfigurasi kebutuhan perangkat lunak seperti *setup* MQTT client dan pemrograman pada sensor dan mikrokontroler, instalasi python 2.7 dan Arduino IDE pada sistem operasi.



### **(c) Implementasi Algoritma yang Diusulkan**

Pada tahap ini dilakukan implementasi algoritma deteksi terbaik yang telah dilakukan pada tahap sebelumnya. Algoritma akan melakukan deteksi terhadap data yang di dapat dari sensor dan mikrokontroler.

### **(d) Analisis Akurasi Deteksi**

Pada tahap ini dilakukan analisis terhadap algoritma deteksi yang diterapkan pada *prototype*. Jika akurasi deteksi yang dihasilkan tidak jauh berbeda antara deteksi menggunakan data dari mikrokontroler dan data dari MIT-BIH Arrhythmia Database, maka implementasi algoritma pada *prototype* dikatakan berhasil.

## **3.1.3 Analisis Kebutuhan Sistem**

### **A. Spesifikasi Perangkat Keras**

- Laptop Processor Intel(R) Core(TM) i5-2330M @2.20GHz
- Memory 4GB
- Hard Drive 250GB
- Sensor ECG AD8232
- NFC fitur pada Smartphone Android

### **B. Spesifikasi Perangkat Lunak**

- Windows 10 Education/Pro/
- Python 2.7
- Pycharm IDE
- Arduino IDE

### 3.1.4 Data

Data yang digunakan dalam melakukan penelitian ini adalah data EKG dari MIT-BIH *Arrhythmia Database* dan data yang diambil dari pasien menggunakan *heart rate* sensor AD8232. Data MIT-BIH Moody (1997) yang digunakan dalam penelitian ini hanya 10 data EKG yang memiliki sinyal PVC dengan jenis sinyal Lead II (MLII) digunakan untuk merancang algoritma seperti yang dilakukan oleh Karpagachelvi (2010); Kaya and Pehlivan (2015); Lek-uthai (2014). Sedangkan data yang diambil dari pasien digunakan sebagai data uji coba algoritma yang diterapkan pada *prototype* dengan panjang data 10-15 detik.

### 3.1.5 Metrik Uji

Metrik pengujian yang digunakan dalam melakukan pengujian algoritma adalah metrik yang juga digunakan pada penelitian-penelitian sebelumnya Karpagachelvi (2010); Kaya and Pehlivan (2015). Meliputi akurasi dan spesifikasi.

#### Persamaan Akurasi

$$accuracy = \frac{TP + TN}{TP + FP + FN + TN} \quad (3.1)$$

#### Persamaan Spesifisiti

$$specificity = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3.2)$$

#### Persamaan Sensitiviti

$$sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.3)$$

Di mana TP dan TN melambangkan total dari kebenaran klasifikasi denyut PVC (True Positive) dan non-PVC (True Negative) sebanyak N sampel. Sedangkan FP dan FN melambangkan total dari kesalahan klasifikasi denyut PVC (False Positive) dan non-PVC (False Negative) sebanyak N denyut sampel Kaya and Pehlivan (2015).

### 3.1.6 Metode Pengujian

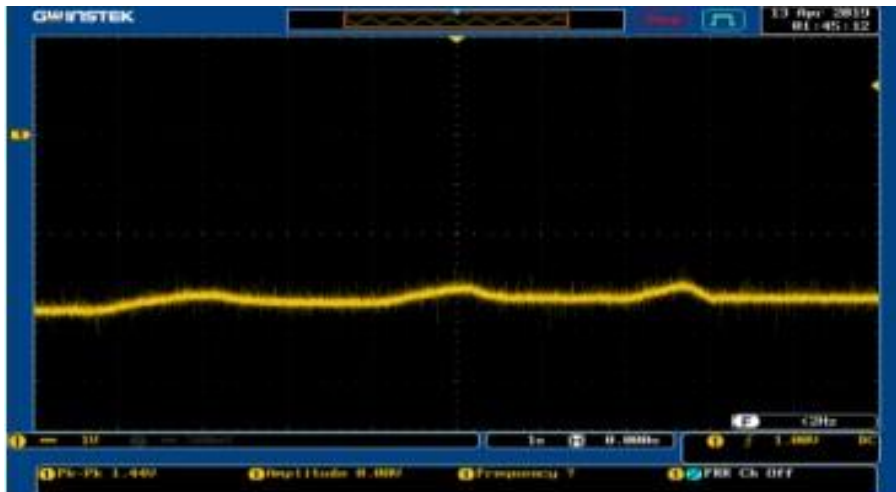
Untuk mengetahui keberhasilan seluruh rancangan diperlukan adanya pengujian, baik secara perangkat maupun algoritma. Hal ini ditujukan mengetahui apakah tujuan tugas akhir ini tercapai.

#### Tujuan Pengujian

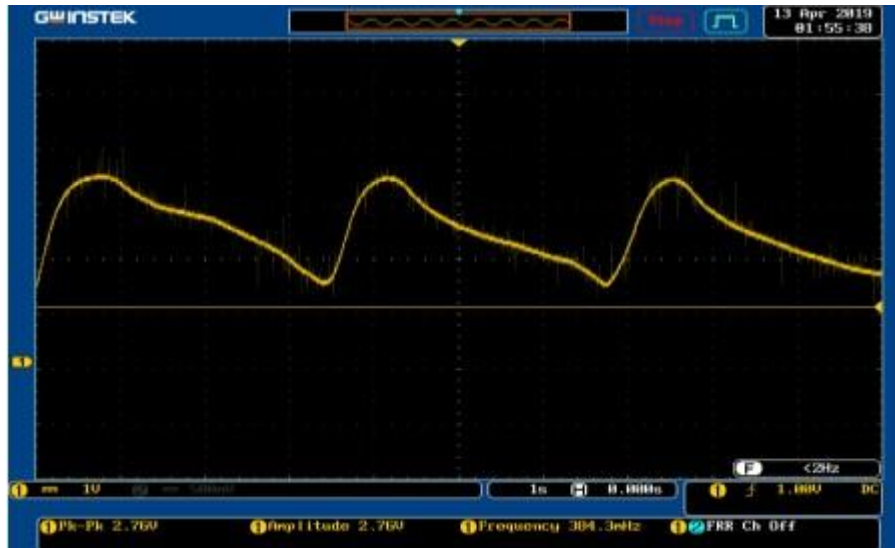
Tujuan dari pengujian ini adalah untuk membuktikan akurasi dari algoritma ekstraksi ciri yang dibangun dan menguji fitur apa saja yang memiliki kontribusi besar dalam tahap deteksi hypoxia.

#### Skenario Pengujian Alat yang akan digunakan 1. Skenario 1 : Pengujian Alat Sensorik

Penggunaan sensor flex untuk membaca tikungan penulis menggunakan a rangkaian pengkondisian sinyal berupa pembagi tegangan. Itu Rangkaian pembagi tegangan berfungsi untuk mengubah perubahan pada sensor flex resistensi terhadap perubahan tegangan. Dari distribusi tegangan kemudian sebagai masukan V1 ke rangkaian Penguat Diferensial, masukan V2 datang dari divisi distribusi multitur



Gambar 3.1.6 Hasil Sensor Ketika bernafas



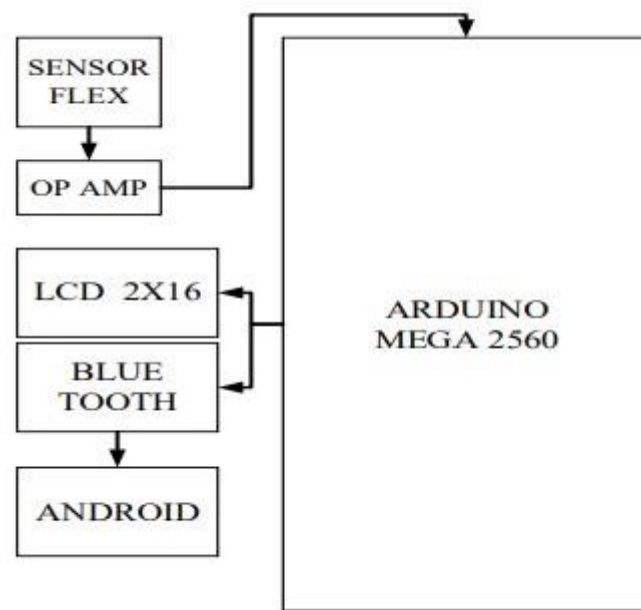
Gambar 3.1.6 Hasil output ketika dilakukan perubahan

### 3.1.7 Perbandingan Hasil Penelitian

Tugas Akhir ini melakukan perbandingan hasil yang didapat dengan penelitian sejenis yang telah dilakukan oleh (**Dian Bagus Setyo, 2019**).

## 3.2 Desain Sistem

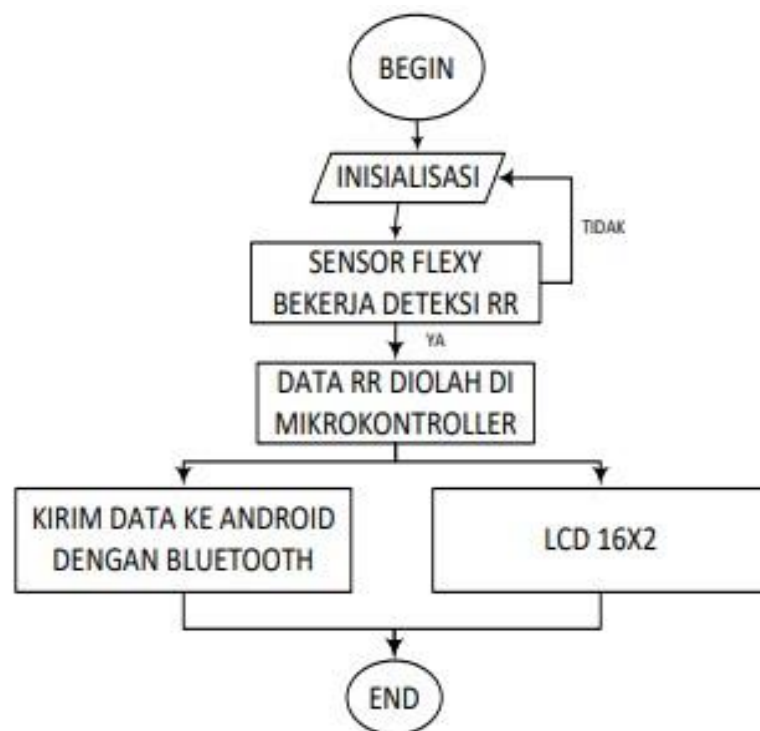
Dalam penelitian ini, saat power on / off pada posisi, maka seluruh rangkaian akan mendapatkan tegangan dari baterai. Sensor Flexy keluarannya analog sehingga membutuhkan OPAMP dan ADC rangkaian mikrokontroler sehingga keluarannya menjadi digital, yaitu Hasil pengukuran akan dikirim dan ditampilkan ke LCD dan android menggunakan pemancar Bluetooth HC-05. Android akan mengolah data yang masuk dan dari fitur android yang ada fasilitas untuk menyimpan data / 1s selama pemantauan. Di android Tampilannya ada beberapa fitur yaitu: monitoring alarm waktu, simpan data pemantauan dalam bentuk file .txt yaitu secara otomatis disimpan dalam memori internal HP, data yang tidak memenuhi syarat ketentuan akan ada Early Peringatan dalam bentuk sms dan kirim persentase persentase berupa sms ke nomor yang telah di tuju terdaftar sebelumnya



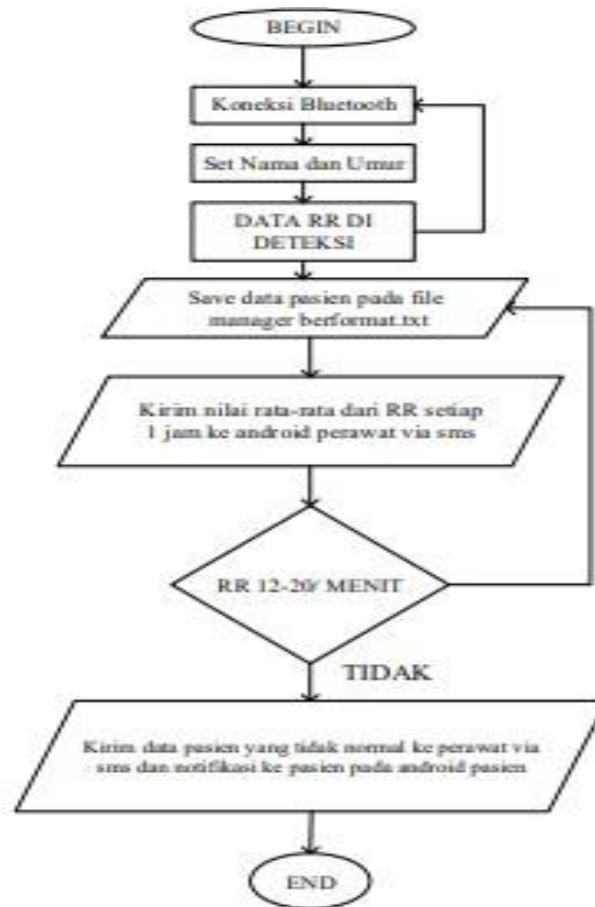
Gambar 3.5: Desain Sistem yang direncanakan

### 3.2.1 Arsitektur Perangkat Keras

Perintah awal akan menginisialisasi sesi dan LCD. Kemudian setelah menyelesaikan proses inialisasi, Flexy sensor membaca laju pernapasan dalam satu menit lalu meneruskannya ke IC mikrokontroler untuk diproses. Data yang telah Dikelola akan dikirim di Android dengan Bluetooth dan ditampilkan pada LCD. Untuk mengakhiri proses pengukuran, tombol on / off tombol harus ditekan ke posisi off, kemudian proses pengukuran akan berakhir



Gambar 3.2.1 Arsitektur dari perangkat keras dari sistem yang direncanakan.



Gambar 3.2.2 Gambaran Rangkaian dari Program Android

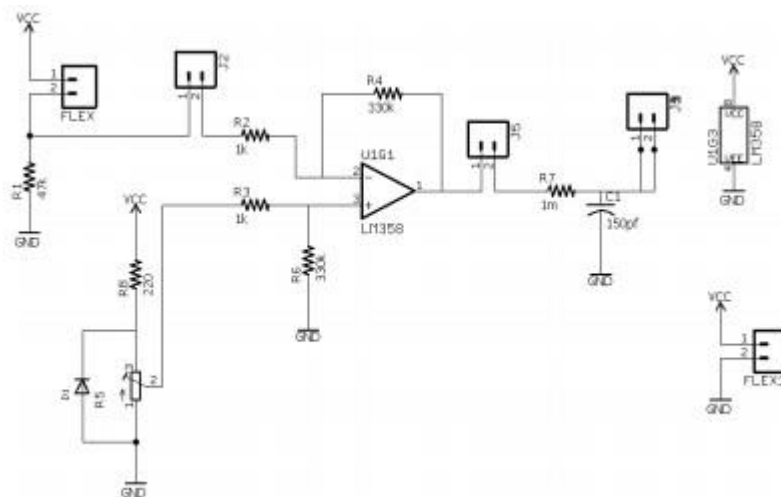
Perintah awal akan diinisialisasi. Kemudian setelah Proses inisialisasi selesai, hubungkan perangkat keras Bluetooth dengan Android Bluetooth, pasien memasukkan nama data dan umur, kemudian pengaturan waktu pemantauan. Kemudian data RR terdeteksi. Ketika pasien mengatur waktu untuk pemantauan, data akan disimpan di memori internal android dengan format. Txt. Saat 30 menit akan mengirimkan nilai RR rata-rata melalui SMS, jika RR data menunjukkan makan tidak normal fitur SMS akan aktif dan mengirim data abnormal melalui SMS dan notifikasi untuk mengikuti

$R_{ground}$

$V_{out} = \frac{R_{ground}}{R_{ground} + R_{x}} \times V_{in}$

$(R_{ground} + R_{x})$

Kemudian output dari distribusi tegangan akan masuk ke rangkaian penguat perbedaan. Sirkuit ini berfungsi untuk menghilangkan  $V_{in}$  di kaki nonpembalik dengan  $V_{in}$  di kaki pembalik dan secara bersamaan berfungsi untuk memperkuat perbedaan antara masukan tegangan masukan. Multiturn berfungsi untuk mengatur apakah sensor dalam kondisi melengkung, output rangkaian 0V. Kapan sensor fleksibel melengkung, output dari rangkaian ini tidak lagi 0V, nilai keluaran rangkaian ini bervariasi tergantung pada kelengkungan yang terjadi pada sensor fleksibel itu sendiri. Output dari rangkaian penguat perbedaan terhubung ke kaki Arduino nano A1



Gambar 3.2.3 Sirkuit Amplifier

**Algorithm 1** Program inisialisasi dasar Listing Program di Arduino

```
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
```

```
// Inisialisasi Library MAX30100
```

```
#include <LiquidCrystal.h>
```

```
// Inisialisasi Library LCD 16x2
```

```
LiquidCrystal lcd(12 ,11 ,5 ,4 ,3 ,2 ); //Inisialisasi Pin LCD 16x2 int SPO2;
```

```
//Inisialisasi variable SPO
```



```

#define REPORTING_PERIOD_MS 1000

//Inisialisasi waktu yang digunakan MAX30100

PulseOximeter pox;

//Inisialisasi mengupdate hasil pembacaan MAX30100 uint32_t tsLastReport = 0;
//=====TIMER=====

unsigned long milidetik1; unsigned long milidetik2; int milidetik3;
//Inisialisasi tipe data timer milidetik1,2 dan 3 float average,average1,
hasilrataspo,hasilratarr; //Inisialisasi tipe data menjadi desimal
//=====RR=====

int flex,RPM, nafas,beat,respirasi,nafasmanual; //Inisialisasi tipe data int untuk
variable flex dll int ref,hold, mark,count,detak,logikakomparator,mulai =0;
//Inisialisasi tipe data int dengan kondisi=0 unsigned long
waktuRR,waktusekarangRR=0;
//Inisialisasi tipe data dengan banyak desimal dibuat untuk waktu
unsigned int waktumonostabil = 0;

//Inisialisasi tipe data dengan banyak desimal dibuat untuk waktu dengan kondisi
awal 0
const int delayMonostabil=2000; //Inisialisasi tipe data

```

### 3.3 Ringkasan

Ada beberapa hal yang perlu menjadi catatan dari Bab ini sebagai berikut:

- 1 .Metode yang digunakan pada kebanyakan peneliti untuk spesifikasi penyakit aritmia/hypoxia dalam pengukurannya masih memiliki ketersambungan dalam penerapan metode yang dipakai
2. Banyak riset didapatkan dalam pengembanganya hanya berpacu pada pengembangan toleransi angka akurasi dari sebuah oksimeter,untuk pengembangan

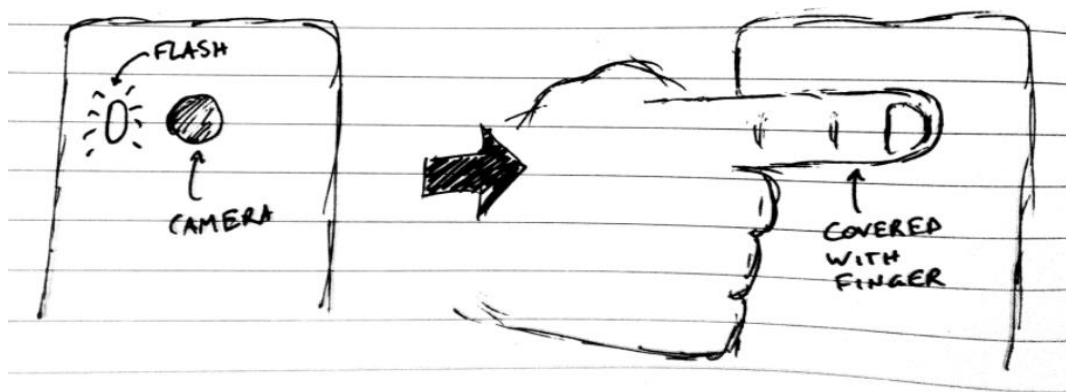
alat berbasis android menurut penulis masih tergolong baru didalam dunia perkembangan telemedicine

## Bab IV

### Hasil dan Pembahasan

Hasil penelitian terdiri dari beberapa pokok pembahasan diantaranya adalah hasil ujicoba Deteksi tekanan Darah memanfaatkan kamera Ponsel , filter data, deteksi puncak, deteksi sinyal PPG, dan analisa statistic pengukuran Heart Rate (HR) berbasis data video yang direkam menggunakan perangkat smartphone. Pembahasan untuk masing-masing hasil ujicoba adalah sebagai berikut:

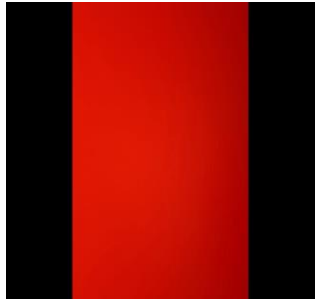
#### 4.1 Deteksi tekanan darah memanfaatkan kamera Ponsel



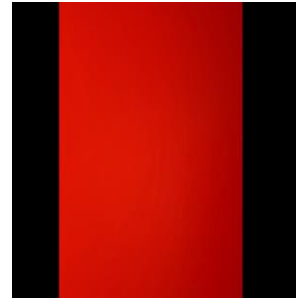
Gambar 4.1 . Photoplethysmogram based on Mobile

(sumber : Auriel Wright)

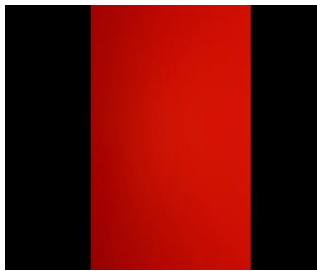
Peneliti melakukan percobaan pengukuran tekanan darah untuk sebagai pembandingan data dengan sinyal yang dihasilkan oleh alat medis seperti oximeter



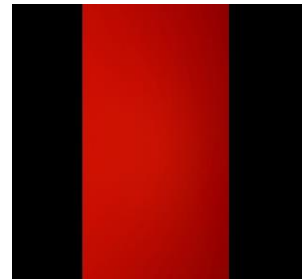
a



b



C



D

Gambar 4.2 Hasil Pengambilan gambar pada frame yang dihasilkan oleh perangkat Samsung S8 (a) Active1 ,(b) Active2, (c) Resting1, (d) Resting2

Penjelasan pada gambar diatas:

Gambar(a) : Diambil dari sebuah potongan gambardari hasil video Active 1 yang direkam menggunakan ponsel Samsung s8 untuk memanfaatkan metode Photoplethysmogram base on Mobil dengan

Gambar(b) : Diambil dari sebuah potongan gambardari hasil video Active2 yang direkam menggunakan ponsel Samsung s8 untuk memanfaatkan metode Photoplethysmogram base on Mobil

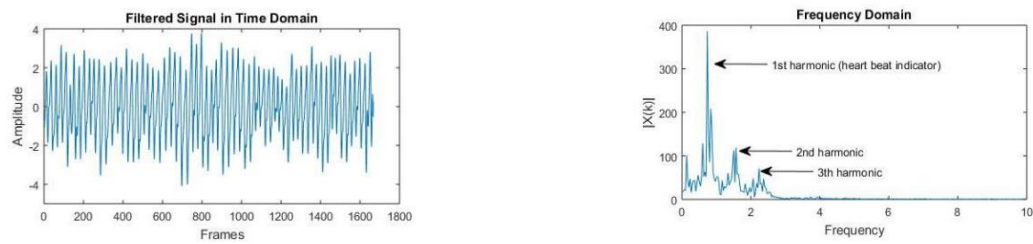
Gambar(c) : Diambil dari sebuah potongan gambardari hasil video Resting1 yang direkam menggunakan ponsel Samsung s8 untuk memanfaatkan metode Photoplethysmogram base on Mobil

Pengambilan data dilakukan dalam dua tahap yaitu; pertama, pengambilan data untuk melakukan pengujian perangkat dan kedua, pengambilan data untuk menguji akurasi pengukuran berdasarkan data referensi. Pengambilan data tahap pertama dilakukan untuk mencari perangkat yang menghasilkan sinyal PPG paling baik untuk kemudian digunakan sebagai alat pengambilan data pada tahap selanjutnya. Perangkat yang diuji adalah Samsung S8, Samsung Galaxy Grand, Samsung G3 dan Xiaomi. Pengujian pertama mengeksplorasi data yang diperoleh dari perekaman menggunakan beberapa perangkat smartphone.

Pengujian ini menentukan perangkat yang menghasilkan sinyal paling baik, kemudian perangkat tersebut digunakan dalam pengambilan data pada tahap kedua. Sebelum dilakukan perekaman di tahap kedua, peneliti memastikan bahwa subjek tidak melakukan aktifitas olahraga dalam satu jam terakhir. Hal ini dilakukan agar data yang diperoleh merepresentasikan aktifitas denyut nadi pada kondisi yang normal. Pada saat perekaman subjek berada pada posisi duduk. Perekaman menggunakan perangkat smartphone dilakukan pada jari telunjuk sebelah kanan. Pengukuran denyut nadi menggunakan alat yang ditentukan sebagai data referensi dilakukan pada pergelangan tangan sebelah kiri sesuai dengan prosedur penggunaan alat.

## **4.2 Deteksi Sinyal PPG**

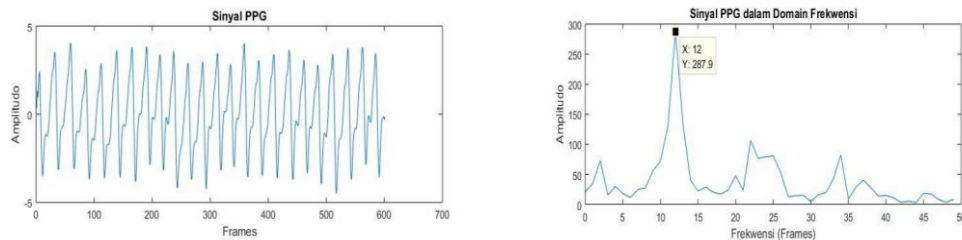
Untuk mengetahui informasi mengenai sinyal PPG pada hasil ekstraksi video maka sinyal tersebut dikonversi kedalam domain frekwensi menggunakan Discrete Wavelet Transform (DWT). Sinyal PPG pada domain frekwensi memiliki tiga sinyal harmonic. Sinyal harmonic pertama seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.22 memiliki nilai power tertinggi dan mengindikasikan aktifitas denyut nadi (heart beat).



a

Gambar 4.3 Sinyal harmonik dalam domain waktu dan sinyal terkait dalam domain frekuensi

Ujicoba deteksi sinyal PPG dilakukan terhadap sinyal PPG yang stabil. Hasil ujicoba ditunjukkan pada Gambar 4.23. Sesuai dengan data referensi, sinyal PG tersebut memiliki nilai HR sebesar 70 bpm. Setelah dilakukan konversi sinyal PPG dalam domain waktu menjadi sinyal PPG dalam domain frekuensi menggunakan DFT ditemukan nilai frekuensi sebesar 1,2 Hz yang berarti bahwa dalam satu detik terdapat 1,2 denyut atau sama dengan 72 bpm. Nilai tersebut hanya memiliki selisih 2 bpm jika dibandingkan dengan data referensinya.



Gambar 4.4 Sinyal PPG stdalam domain waktu dan konersinya dalam domain frekuensi

Deteksi sinyal PPG yang lebih lanjut dilakukan dengan membagi sinyal menjadi beberapa bagian kemudian pada setiap bagian dilakukan perhitungan DFT. Dengan menggunakan DFT maka nilai frekuensi pada masing-masing bagian dapat diketahui. Sinyal yang memuat informasi aktifitas denyut nadi selalu memiliki pola yang harmonis. Denyut yang terdeteksi melalui perubahan warna pada citra maka

menghasilkan sinyal yang konstan. Dengan asumsi bahwa denyut yang dapat terbaca adalah bernilai antara 60-150 bpm maka sinyal PPG yang konstan memiliki frekwensi antara 1-2,5 Hz.

Segmentasi sinyal pada dasarnya adalah untuk mendeteksi keberadaan noise pada sinyal. Keberadaan noise dalam sinyal cukup mengganggu dalam melakukan analisa yang lebih lanjut. Misalnya, analisa HRV adalah berbasis pada data jarak antara R-R interval. R-peak adalah puncak sinyal yang menandakan beat-beat nadi manusia. Jika terlalu banyak noise pada sinyal maka akurasi pada deteksi puncak juga terganggu, atau jarak R-R interval tidak menunjukkan aktivitas denyut nadi yang sebenarnya

Terdapat beberapa kemungkinan jika sinyal hasil ekstraksi memiliki noise yang terlalu tinggi. Jika noise tersebut berada pada awal sinyal maka terdapat kemungkinan jari belum menyentuh lensa dengan sempurna. Hal ini menyebabkan citra yang ditangkap kamera bukanlah citra yang diharapkan. Gambar 4.24 adalah contoh sinyal hasil ekstraksi video yang memuat noise pada awal sinyal selama 130 frame atau sekitar 4 detik. Pada rentang tersebut jelas terlihat bahwa sinyal tidak harmonik dan tidak memiliki pola yang konstan. Jarak R-R interval pada rentang tersebut tidak normal. Jika R-R interval pada sinyal noise tersebut terdeteksi maka mempengaruhi perhitungan nilai rata-rata R-R interval secara keseluruhan.

## **Bab V**

### **Penutup**

#### **5.1 Kesimpulan**

Pada perancangan bangun system berbasis photoletysmogram yang dilakukan oleh peneliti dimana nantinya perbandingan dari nilai akurasi dan klasifikasi yang didapat dari sinyanya Entropy feature dan Discrete Wavelet Transform dapat menjadi pembanding sekaligus menjadi alat yang dapat digunakan untuk melakukan pengukuran tekan darah di dalam darah dan berguna bagi penelitian yang spesifik terhadap Happy Htpoxia..

Hasil penelitian menunjukkan bahwa sinyal PPG yang merupakan representasi dari aktifitas denyut nadi manusia dapat terdeteksi pada video yang direkam menggunakan kamera utama smartphone. Hal ini ditunjukkan dengan nilai koefisien korelasi yang cukup tinggi antara data HR yang diukur berdasarkan sinyal PPG yang terdeteksi pada video dengan data HR referensi.

#### **5.2 Saran**

Penelitian ini hanya menguji denyut nadi manusia menggunakan sumber data video yang direkam melalui smartphone. Beberapa literatur menyatakan bahwa selain denyut nadi, sinyal PPG juga memuat informasi mengenai kadar oksigen dalam darah (oxyhemoglobin). Informasi mengenai oxyhemoglobin juga merupakan data yang cukup penting untuk memantau kondisi kesehatan manusia.

## REFRENSI

- [1] Faza, A.M., Slamet, C., Nursantika, D., 2016. Analisis Kinerja Kompresi Citra Digital dengan Komparasi,DWT, DCT dan Hybrid (DWT-DCT). Jurnal Online Informatika 1, 1. doi:10.15575/join.v1i1.3
- [2] Suryanto, F. (2017). *Deteksi denyut nadi manusia berbasis Photoplethysmography (PPG) pada video menggunakan Discrete Fourier Transform (DFT)* (Doctoral dissertation, Institut Teknologi Sepuluh Nopember).
- [3] Dhont, S., Derom, E., ... Lambrecht, B.N., 2020. The pathophysiology of “happy” hypoxemia in COVID-19.Respiratory Research. doi:10.1186/s12931-020-01462-5
- [4] W. Vernandhes, N. S. Salahuddin, R. R. S. P. Sari and T. Saptariani, "Happy Hypoxia Early Detection Tool in IoT Based for COVID-19 Patients Using SpO2 Sensor, Body Temperature and Electrocardiogram (ECG)," 2021 Sixth International Conference on Informatics and Computing (ICIC), 2021, pp. 1-5, doi: 10.1109/ICIC54025.2021.9633002..
- [5] Kadir, A., Susanto A. *Teori Dan Aplikasi Pengolahan Citra* Andi Offset, 2013
- [6] Näslund, E., Lindberg, L. G., Lund, I., Näslund-Koch, L., Larsson, A., & Frithiof, R. (2020). Measuring arterial oxygen saturation from an intraosseous photoplethysmographic signal derived from the sternum. *Journal of clinical monitoring and computing*, 34(1), 55–62. <https://doi.org/10.1007/s10877-019-00289-w>
- [7] Harsono, B., Liman, J., & Djohan, N. (2012). Rancang Bangun Alat Pemantau Laju Detak Jantung Saat Latihan Fisik. Jurnal Teknik dan Ilmu Komputer, 338- 346.
- [8] Naufal, F., & Rifa'i, A. Z. F. (2021). SMARTPHONE PULSE OXIMETER: SOLUSI DETEKSI DINI HAPPY HYPOXIA. *JIMKI: Jurnal Ilmiah Mahasiswa Kedokteran Indonesia*, 8(3), 189-194. <https://doi.org/10.53366/jimki.v8i3.244>
- [9] Nakajima, K., Tamura, T., & Miike, H. (1996). Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique. *Medical*
- [10] Sathish, K., Ramasubbareddy, S., & Govinda, K. (2020). Detection and localization of multiple objects using VGGNet and single shot detection. In *Advances in Intelligent Systems and Computing* (Vol. 1054, pp. 427–439). Springer. [https://doi.org/10.1007/978-981-15-0135-7\\_40](https://doi.org/10.1007/978-981-15-0135-7_40)
- [11] Yuan, L., Yuan, Y., Zhou, Z., Bai, Y., & Wu, S. (2019). A fetal ECG monitoring system based on the android smartphone. *Sensors (Switzerland)*, 19(3). <https://doi.org/10.3390/s19030446>
- [12] Thamarai, P., & Adalarasu, K. (2018). Denoising of EEG, ECG and PPG signals using wavelet transform. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*, 10(1), 156–161.
- [13] Sipayung, F. H., Ramadhani, K. N., & ... (2018). Pengukuran Detak Jantung Menggunakan Metode Fotoplethysmograf EProceedings Retrieved from <https://openlibrarypublications.telkomuniversity.ac.id/index.php/engineering/article/download/6766/6666>
- [14] Zhang Z. (2016). Introduction to machine learning: k-nearest neighbors. *Annals of translational medicine*, 4(11), 218. <https://doi.org/10.21037/atm.2016.03.37.085>