

PROPOSAL PROYEK AKHIR

NON-WEARABLE VISION BASED HEART AND BREATH RATE MONITORING



Oleh:
Muhammad Nasrullah
NRP. 3110151022

Dosen Pembimbing 1:
Dr.Eng. Indra Adjie Sulistijono, ST, M.Eng.
NIP. 19670527 199403 1 018

Dosen Pembimbing 2:
Anhar Risnumawan, S.ST., M.Cs.
NIP. 2000000119

PROGRAM STUDI D4 TEKNIK MEKATRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK MEKANIKA DAN ENERGI
POLITEKNIK ELEKTRONIKA NEGERI SURABAYA
2018

LEMBAR PENGESAHAN PROPOSAL PROYEK AKHIR

NON-WEARABLE VISION BASED HEART AND BREATH RATE MONITORING

Oleh :
Muhammad Nasrullah
NRP. 3110151022

Proposal Proyek Akhir ini diajukan untuk dilanjutkan sebagai Proyek Akhir di
Program Studi Diploma 4 Teknik Mekatronika
Departemen Teknik Mekanika dan Energi
Politeknik Elektronika Negeri Surabaya

Disetujui dan disahkan pada tanggal 20 Agustus 2018 oleh:

Tim Pengaji:

1.

Dr. Ir. Endra Pitowarno, M.Eng.
NIP. 19620630 198701 1 001

2.

Endah Suryawati N., S.T., M.T.
NIP. 19750112 200012 2 001

3.

Novian Fajar Satria, S.ST., MT.
NIDN. 0019119001

Dosen Pembimbing:

1.

Dr. Eng. Indra Adji Sulistijono, ST, M.Eng.
NIP. 19670527 199403 1 018

2.

Anhar Risnumawan, S.ST., M.Cs.
NIP. 2000000119



ABSTRAK

Kesehatan merupakan hal yang vital bagi setiap individu. Melakukan pengecekan kesehatan secara berkala serta antisipasi penyakit sejak dini merupakan kebutuhan yang seharunya dilakukan oleh setiap orang supaya mendapatkan rasa aman karena terhindar dari penyakit serta mendapatkan penanganan yang cepat dan tepat saat terindikasi mengidap penyakit tertentu. Berdasarkan penelitian Fieselmann et al. [9], *Breathing Rate* (BR) adalah salah satu indikator tanda vital utama, dan sering digunakan untuk menyimpulkan status kesehatan kardiopulmonari subjek. Sebagai contoh, tingkat pernapasan yang lebih tinggi dari 27 kali per menit adalah prediktor paling penting untuk pasien serangan jantung. Metode yang paling umum digunakan untuk mengukur HR dan BR adalah menghitung secara manual, selain itu HR dan BR dapat diukur menggunakan berbagai sensor yang dipasangkan pada tubuh. Namun, penggunaan sensor-sensor untuk monitor HR dan BR dalam praktisnya sulit untuk diterapkan dalam kondisi tertentu karena pasien cenderung merasa tidak nyaman, misalnya pada bayi yang aktif bergerak atau ketika gerakan bebas diperlukan, diagnosa luka (luka bakar / ulkus / trauma) dan evaluasi penyembuhan kulit. Oleh karena itu, penelitian ini bertujuan untuk merancang sebuah sistem yang dapat mengukur tingkat HR dan BR tanpa diperlukan kontak langsung dengan tubuh dengan menggunakan teknik *Photoplethysmography* (PPG) yang memanfaatkan pengolahan citra dan pengolahan sinyal dengan menggunakan kerangka kerja *Eulerian Video Magnification* (EMV).

Kata Kunci: *Kesehatan, Non contact-Monitoring, Photoplethysmography (PPG), Pengolahan Citra, Pengolahan Sinyal, Eulerian Video Magnification (EVM)*.

ABSTRACT

Having a healthy body is an important matter for everyone. Perform a regular medical check up and early disease prevention is a necessity that should be done by each individual in order to get assurance and sense of security from a disease and also get a fast and precise treatment when indicated suffering from a certain diseases. Based on Fieselmann et al. [9], Breathing Rate (BR) is one of the main vital sign indicators and is often used to infer subject's cardiopulmonary status. It's also reported that a respiratory rate of 27 or more was the most important predictor of cardiac arrest in hospital wards. The most commonly used method of measuring HR and BR is by manual calculation, in addition, HR and BR can be measured using various sensors attached to the body. However, the use of sensors for HR and BR monitoring in practice is difficult to apply under certain circumstances because the patient is likely to feel uncomfortable, for example in an active infant or when free movement required, wound diagnosis (burn / ulcers / trauma) and evaluation of skin healing. Therefore, this study aims to design a system that can measure the level of HR and BR without direct contact with the body using Photoplethysmography (PPG) which utilizes image processing and signal processing using Eulerian Video Magnification (EMV) frameworks.

Keywords: *Health, Non wearable Monitoring, Photoplethysmography (PPG), Image Processing, Signal Processing, Eulerian Video Magnification (EVM).*

DAFTAR ISI

ABSTRAK	iii
ABSTRACT	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL	xi
1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Proyek Akhir	3
1.3 Rumusan Masalah	4
1.4 Batasan Masalah	4
1.5 Metodologi Proyek Akhir	5
1.6 Sistematika Penulisan	5
2 STUDI PENDAHULUAN	7
2.1 Karakteristik Gelombang Cahaya Pada Kulit	7
2.2 Elektrokardiografi (ECG atau EKG)	9
2.3 <i>Photoplethysmography</i> (PPG)	10
2.3.1 Wearable <i>Photoplethysmography</i> (PPG)	11
2.3.2 Non-Wearable <i>Photoplethysmography</i> (PPG)	13
2.4 <i>Independent Component Analysis</i> (ICA)	14
2.5 <i>Principle Component Analysis</i> (PCA)	15
2.6 <i>Eulerian Video Magnification</i> (EVM)	16

2.6.1	<i>Space-time Video Processing</i>	17
2.6.2	<i>Eulerian Motion Magnification</i>	18
3	PERANCANGAN SISTEM	23
3.1	Perancangan Sistem Kerja	24
3.2	Spesifikasi Hardware	25
3.2.1	Kamera	25
3.2.2	Spesifikasi Perangkat Benam <i>Embedded Platform</i>	26
3.3	Perancangan <i>Graphical User Interface</i> (GUI)	27
3.4	Rencana Validasi Data	27
3.5	Perencanaan Jadwal Kerja Penelitian Proyek Akhir	28
4	Rencana Pengujian dan Analisa Sistem	29
4.1	Pengujian Pengambilan Video	29
4.2	Pengujian Penentuan ROI	29
4.3	Pengujian Amplifikasi Video dengan EVM	29
4.4	Pengujian Ekstraksi Sinyal	29
4.5	Pengujian Pemfilteran Sinyal	29
4.6	Hasil Pengujian Menggunakan Sistem Embedded	29
DAFTAR PUSTAKA		31

DAFTAR GAMBAR

1.1	Data Penderita Penyakit Jantung Berdasarkan Rentan Usia Tahun 2007	1
1.2	Proses monitor detak jantung dan pernapasan pada bayi (a) dan orang dewasa (b)	2
2.1	Ilustrasi penetrasi cahaya dalam kulit.	8
2.2	(a)12 Lead ECG. (b) Gelombang dan kompleks pada sinyal ECG. . .	9
2.3	Variasi dalam redaman cahaya oleh jaringan tubuh.	10
2.4	Komponen pulsatil (AC) dari sinyal PPG dan sesuai dengan ECG. . .	11
2.5	Penempatan LED dan PD untuk mode transmisi dan reflektansi PPG .	11
2.6	Amplitudo relatif PPG terhadap panjang gelombang PPG berdasarkan penelitian Crowe and Damianou [6]	13
2.7	Aplikasi Metode ICA untuk memperoleh gelombang PPG	15
2.8	Kerangka Kerja Metode EVM	17
2.9	Visualisasi frekuensi temporal yang dominan	19
2.10	Pemfilteran temporal untuk memperkirakan translasi spasial	21
3.1	Diagram Alir Penggeraan Proyek Akhir	23
3.2	Perancangan Sistem Kerja	24
3.3	Rancangan <i>Graphical User Interface</i> (GUI)	27

DAFTAR TABEL

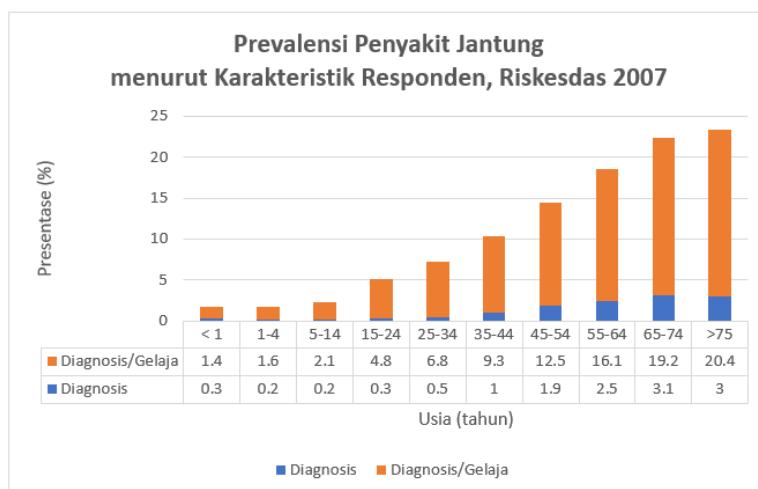
2.1	Daftar Penelitian Dengan Wearable PPG	12
2.2	Daftar Penelitian <i>Non-Wearable Vision Based</i> PPG	14
3.1	Kamera untuk Proses Monitoring HR dan BR	25
3.2	Spesifikasi Perangkat Benam untuk Prosas Monitoring HR dan BR . .	26
3.3	Perangkat <i>Wearable</i> untuk Pengukuran HR dan BR	28
3.4	Perencanaan Jadwal Kerja Proyek Akhir	28

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Breathing Rate (BR) adalah salah satu indikator tanda vital utama, dan sering digunakan untuk menyimpulkan status kesehatan kardiopulmonari subjek. Sebagai contoh, tingkat pernapasan yang lebih tinggi dari 27 kali per menit adalah prediktor paling penting untuk pasien serangan jantung [Fieselmann et al. [9]]. Berdasarkan Ganong et al. [10], rata-rata tingkat pernapasan (BR) pada orang dewasa berkisar antara 12-18 kali per menit. Kombinasi detak jantung (HR) dan tingkat pernapasan (BR) yang tinggi, tekanan darah sistolik rendah dan penurunan skor *Glasgow Coma Scale* (GCS) adalah prediktor spesifik dari serangan jantung, masuk ICU yang tidak direncanakan dan kematian yang tidak terduga. Selanjutnya ditemukan bahwa kasus tersebut dapat diidentifikasi hingga 24 jam sebelum kejadian [Cretikos et al. [5]]. Berdasarkan data Badan Penelitian [27] dalam Gambar 1.1 hal tersebut akan menguntungkan pasien karena segera mendapatkan penanganan dini.



Gambar 1.1 Data Penderita Penyakit Jantung Berdasarkan Rentan Usia Tahun 2007
Sumber: Penelitian, B., 2013. Riset kesehatan dasar. Jakarta: Kementerian Kesehatan RI, halaman 116.

Pada pasien yang tidak stabil, perubahan tingkat BR relatif jauh lebih tinggi daripada perubahan nilai HR atau tekanan darah sistolik, dan dengan demikian tingkat pernapasan kemungkinan menjadi cara yang lebih baik untuk membedakan antara pasien yang stabil dan tidak [Subbe et al. [34]]. Namun, dalam kebanyakan kasus, informasi tentang HR dan BR akan mampu menunjukkan diagnosa yang lebih baik. Oleh karena itu, dalam penelitian ini sangat penting untuk mendapatkan pengukuran pasien baik dari jantung maupun napas.



(a)

(b)

Gambar 1.2 Proses monitor detak jantung dan pernapasan pada bayi (a) dan orang dewasa (b). Terlihat terlalu banyak selang-selang sensor yang membuat pasien tidak nyaman yang mengakibatkan posisi sensor mudah bergeser karena gerakan pasien, ataupun secara sengaja oleh pasien, khususnya pada bayi.

Sumber: (a) <https://www.bbc.com/news/health-30034760> [47] (b) http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HeartFailure/DiagnosingHeartFailure/Common-Tests-for-Heart-Failure_UCM_306334_Article.jsp [48] (diakses tanggal 6 Juni 2018)

Penelitian sebelumnya telah diajukan dalam literatur [Kristjánsdóttir et al. [15], Leonard et al. [18], Nilsson et al. [26], Nam et al. [25], Tarrant et al. [38]] untuk memperkirakan nilai HR dan BR. Metode yang paling umum untuk mengukur HR dan BR adalah menghitung secara manual pergerakan jantung, dan dinding dada atau suara napas dengan stetoskop. Namun, penelitian sebelumnya telah menunjukkan bahwa metode manual ini cenderung tidak dapat diandalkan dalam perawatan pasien akut, dan dibatasi oleh keahlian pengukuran dokter [Hillman et al. [11]]. Untuk proses monitor melalui penggunaan sensor-sensor seperti *Respiratory Inductance Plethysmography* (RIP), oximeter, pengukur regangan atau magnetometer telah digunakan pada penelitian-

penelitian sebelumnya [Mendelson et al. [23], Renevey et al. [30], Tarrant et al. [38], Yang et al. [43]]. Photoplethysmography (PPG) juga telah banyak digunakan untuk memperkirakan tingkat pernapasan karena kesederhanaan [Allen [1], Kamal et al. [13], Kristjánsdóttir et al. [15]]. Namun, penggunaan sensor-sensor untuk monitor HR dan BR dalam praktisnya sulit untuk diterapkan karena pasien cenderung merasa tidak nyaman —khususnya pada bayi, seperti pada Gambar 1.2— dan mudah mengubah posisi sensor yang berakibat pada ketidak-akuratan pengukuran.

Penelitian sebelumnya yang menggunakan *non-wearable* sensor seperti kamera yaitu oleh [Lazaro et al. [16], Nam et al. [25]]. Dengan menggunakan kamera misalnya smartphone atau kamera infrared untuk memonitor HR dan BR hanya pada bagian tubuh tertentu misalnya kepala ataupun warna kulit kepala. Dalam praktisnya hal ini sulit untuk diterapkan karena metode tersebut hanya khusus untuk karakteristik bagian tubuh tertentu, dan penempatan posisi kamera terlihat kurang praktis karena menggunakan kamera sejenis smartphone.

1.2 TUJUAN PROYEK AKHIR

Tujuan utama dari proyek akhir ini adalah mengembangkan sistem monitoring detak jantung (HR) dan pernapasan (BR) secara real-time berbasis *non-wearable vision* —menggunakan sensor yang *non-wearable* berupa kamera yang tidak perlu dipasangkan langsung pada pasien—. Sistem monitoring yang dirancang tidak hanya terbatas pada bagian tubuh tertentu, namun bisa pada bagian tubuh yang lain yang menunjukkan adanya aktifitas jantung maupun pernapasan, misalnya denyut jantung pada nadi pergelangan tangan, perut, leher, dan kepala. Dengan demikian diyakini penempatan kamera akan menjadi lebih praktis misalnya dengan memanfaatkan kamera CCTV yang sudah tersedia di masing-masing kamar pasien. Hipotesa penelitian ini adalah dengan menganalisa pergerakan piksel-piksel (RGB) pada area tubuh yang akan dimonitor HR dan BR-nya, akan didapatkan amplitudo dan frekuensi pergerakan piksel-piksel tersebut. Frekuensi dan amplitudo tertentu yang tidak kasat mata akan menggambarkan gerakan tertentu pada manusia seperti detak jantung,

pernapasan, kedip mata, atau bahkan aliran darah. Piksel-piksel tersebut akan di filter sesuai frekuensi dan amplitudonya yang kemudian akan dikuatkan seperti halnya penguatan sinyal pada audio.

1.3 RUMUSAN MASALAH

Monitoring HR dan BR yang *non-wearable* —tanpa pemasangan sensor pada tubuh pasien— sangat penting dan dibutuhkan. Pemasangan sensor-sensor pada bagian tubuh cenderung membuat tidak nyaman, dan rentan lepas atau bergeser baik itu secara sengaja ataupun tidak sengaja oleh pasien, hal ini terjadi khususnya pada bayi. Oleh karena itu, penggunaan *non-wearable* sensor seperti kamera menarik untuk diteliti lebih lanjut.

Penelitian sebelumnya dengan menggunakan kamera [Lazaro et al. [16], Nam et al. [25]] cenderung fokus hanya pada bagian tubuh tertentu untuk monitor jantung dan pernapasan. Metode tertentu hanya dapat bekerja untuk bagian tubuh tertentu tetapi tidak untuk bagian tubuh lain. Ditambah dengan penggunaan kamera smartphone yang mengakibatkan kurang praktis untuk penempatan posisi kamera, misalnya di rumah sakit. Dari penjelasan sebelumnya, permasalahan yang akan dibahas dalam penelitian ini yaitu:

1. Apakah perbedaan pengukuran HR dan BR menggunakan metode *wearable* dan *non-wearable*?
2. Bagaimana proses monitoring HR dan BR menggunakan metode *non-wearable*?
3. Bagaimana melakukan pengukuran HR dan BR pada bagian tubuh yang berbeda dengan menggunakan kamera?

1.4 BATASAN MASALAH

Dari rumusan masalah tersebut, akan dilakukan batasan masalah yaitu:

1. Pembahasan hanya mengenai proses pengolahan gambar.
2. Monitoring dilakukan pada bagian tubuh yang menunjukkan adanya aktifitas jantung maupun pernapasan (pergelangan tangan, leher, perut dan kepala).
3. Uji coba dilakukan pada pencahayaan yang cukup.

4. Jarak monitoring yang terbatas.
5. Jumlah kamera yang digunakan satu.
6. Posisi kamera konstan.
7. Monitoring dilakukan selama adanya perubahan piksel.

1.5 METODOLOGI PROYEK AKHIR

Metodologi yang digunakan pada penelitian tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Studi Literatur
 - Mencari dan mempelajari karakteristik dan mekanisme sistem pernapasan dan detak jantung pada manusia.
 - Mencari dan mempelajari *Digital Signal Processing*.
 - Mencari dan mengumpulkan dataset HR dan BR.
2. Implementasi metode untuk monitoring HR dan BR
 - Proses ekstraksi sinyal HR dan BR dari bagian tubuh yang telah ditentukan.
 - Mengolah sinyal HR dan BR yang diperoleh menjadi nilai eksak.
3. Implementasi program Berdasarkan hasil monitoring yang didapatkan sebelumnya, kemudian dibuat program dengan *User Interface* dan diaplikasikan pada hardware yang telah ditentukan untuk proses monitoring secara real time.
4. Proses pembuatan *User Interface* program dan komunikasi serial interface.
5. Desain casing hardware.
6. Pengujian dan Analisa Data.
 - Membahas mengenai pengujian metode dan *User Interface* program dari sistem monitoring HR dan BR.
 - Melakukan analisa dari metode dan *User Interface* program yang telah dicapai hingga saat pengujian.

1.6 SISTEMATIKA PENULISAN

Sistematika penulisan berisi tentang bagaimana menyajikan laporan proyek akhir. Sistematika yang akan diuraikan dalam proposal proyek akhir ini terbagi dalam bab-bab

yang akan dibahas sebagai berikut:

BAB 1 : PENDAHULUAN

Berisi latar belakang pembuatan proyek akhir, rumusan masalah dalam proyek akhir ini, batasan masalah, tujuan dari rumusan masalah, luaran yang diharapkan, metedologi untuk menyelesaikan proyek akhir ini, dan sistematika penulisan.

BAB II : STUDI PUSTAKA

Berisi tentang tinjauan pustaka penelitian sebelumnya dan teori penunjang yang mendukung dalam perencanaan serta pembuatan proyek akhir ini. Teori yang ditinjau mengacu pada penelitian-penelitian sebelumnya tentang macam-macam penelitian tentang pengukuran HR dan BR, penelitian *Photoplethysmography*, dan penggunaan *Digital Signal Processing*.

BAB III : PERANCANGAN DAN PEMBUATAN SISTEM

Berisi tentang gambaran umum sistem yang akan dibangun, desain perancangan komputer, hardware dan komunikasi yang digunakan, serta pembuatan *User Interface* program.

BAB IV : PENGUJIAN DAN ANALISA SISTEM

Berisi tentang pengujian dari masing-masing bagian sistem dan pengujian sistem sementara. Pada bab ini akan diperlihatkan hasil yang telah diterapkan dan pada bagian mana dapat dilakukan penyempurnaan.

BAB V : PENUTUP

Berisi kesimpulan dan analisa sistem dari proyek akhir yang telah didapat serta saran-saran untuk pengembangan selanjutnya.

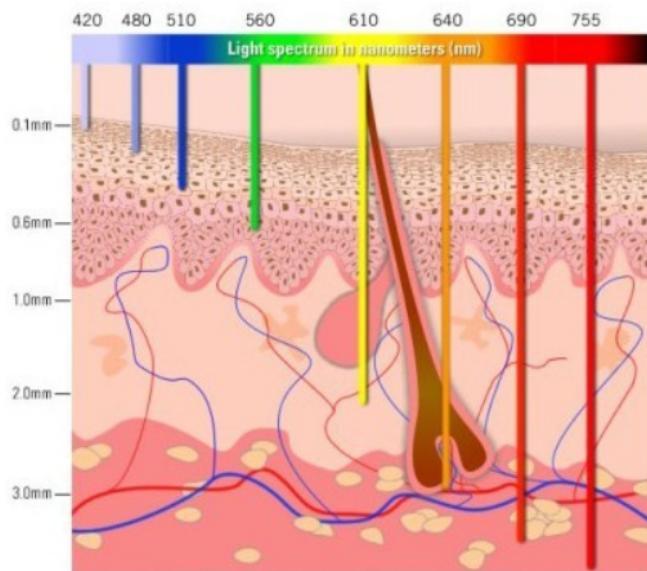
BAB 2

STUDI PENDAHULUAN

Elektrokardiografi (ECG atau EKG) merupakan metode standar yang paling umum digunakan dalam dunia medis untuk mengukur tingkat HR dan BR pada tubuh. Menghitung HR dan BR secara manual juga merupakan cara yang sering dilakukan. Namun, penelitian sebelumnya telah menunjukkan bahwa metode manual ini cenderung tidak dapat diandalkan dalam perawatan pasien akut, dan dibatasi oleh keahlian pengukuran dokter [Hillman et al. [11]]. Oleh karena itu, dikembangkan metode Photoplethysmography (PPG) yang memanfaatkan karakteristik gelombang cahaya untuk memonitor tingkat HR dan BR. Berdasarkan Sun dan Thakor [36], metode PPG dikelompokkan menjadi dua, yaitu (a) kontak, dan (b) non-kontak. Metode PPG dengan kontak dapat disebut juga dengan istilah *wearable* PPG karena prosesnya yang memerlukan kontak langsung antara sensor yang digunakan dengan bagian tubuh tertentu. Sementara itu, metode non-kontak PPG dapat disebut dengan istilah *non-wearable* PPG karena tidak memerlukan kontak langsung antara sensor dengan bagian tubuh tertentu dalam prosesnya.

2.1 KARAKTERISTIK GELOMBANG CAHAYA PADA KULIT

Interaksi antara cahaya dengan jaringan biologis bisa sangat kompleks dan mungkin melibatkan aktifitas seperti penyebaran, penyerapan dan atau pantulan cahaya. Penelitian Anderson dan Parrish [2] memeriksa karakteristik optis dan penetrasi cahaya pada kulit manusia. Dalam wilayah kulit yang tampak, puncak penyerapan cahaya dominan mirip dengan nilai spektrum cahaya biru, kemudian diikuti dengan wilayah spektrum cahaya hijau-kuning —antara 500nm hingga 600nm— yang mempunyai karakteristik mirip dengan sel darah merah. Panjang gelombang yang lebih pendek akan diserap oleh melanin. Air menyerap cahaya ultraviolet dan spektrum cahaya yang



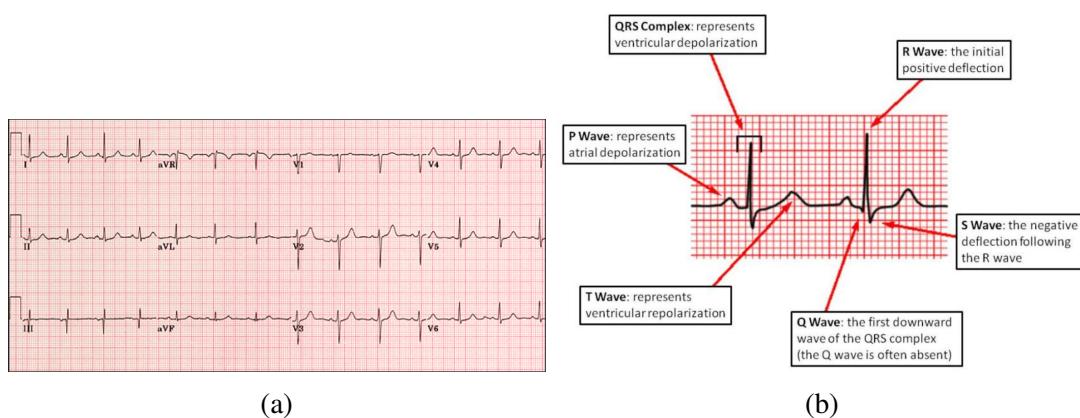
Gambar 2.1 Ilustrasi penetrasi cahaya dalam kulit.

sumber : https://www.researchgate.net/post/How_depth_low_power_laser_can_penetrate_human_tissue [46] (diakses tanggal 8 Agustus 2018)

lebih panjang dari spektrum IR, sedangkan spektrum cahaya merah dan inframerah (IR) dapat dilewatkan dengan mudah. Oleh karena itu, panjang gelombang IR dapat digunakan sebagai sumber cahaya dalam sensor PPG. Darah menyerap lebih banyak cahaya daripada jaringan tubuh lain di sekitarnya. Oleh karena itu, pengurangan jumlah darah dapat diidentifikasi sebagai peningkatan intensitas cahaya yang terdeteksi. Gambar 2.1 menunjukkan bahwa panjang gelombang menentukan seberapa jauh penetrasi cahaya dalam kulit. Selain itu, jarak antara sumber cahaya dengan fotodetektor juga merupakan faktor yang penting. Spektrum cahaya hijau cocok digunakan untuk pengukuran aliran darah superfisial (wilayah luar) kulit. Cahaya dengan panjang gelombang antara 500 dan 600 nm menunjukkan kedalaman modulasi terbesar dengan penyerapan cahaya oleh aktifitas pulsatil darah. Panjang gelombang IR atau yang mendekati IR lebih baik untuk pengukuran aliran darah di dalam jaringan. Misalnya pengukuran aliran darah di otot. Hal tersebut membuat IR marak digunakan pada perangkat PPG selama beberapa waktu [Tamura et al. [37]]. Namun dalam beberapa tahun terakhir penggunaan spektrum warna hijau dalam perangkat PPG semakin populer karena intensitas variasi yang besar dalam modulasi yang diamati

selama siklus jantung untuk panjang gelombang hijau [Jonathan dan Leahy [12], Lee et al. [17], Maeda et al. [20, 21], Matsumura et al. [22], Scully et al. [33]]. LED hijau memiliki daya serap yang jauh lebih besar untuk oksihemoglobin dan deoksihemoglobin dibandingkan dengan cahaya inframerah. Oleh karena itu, perubahan dalam cahaya hijau yang dipantulkan lebih besar dari pada cahaya inframerah yang dipantulkan ketika darah menembus kulit, menghasilkan rasio signal dengan gangguan yang lebih baik untuk sumber cahaya hijau [Tamura et al. [37]].

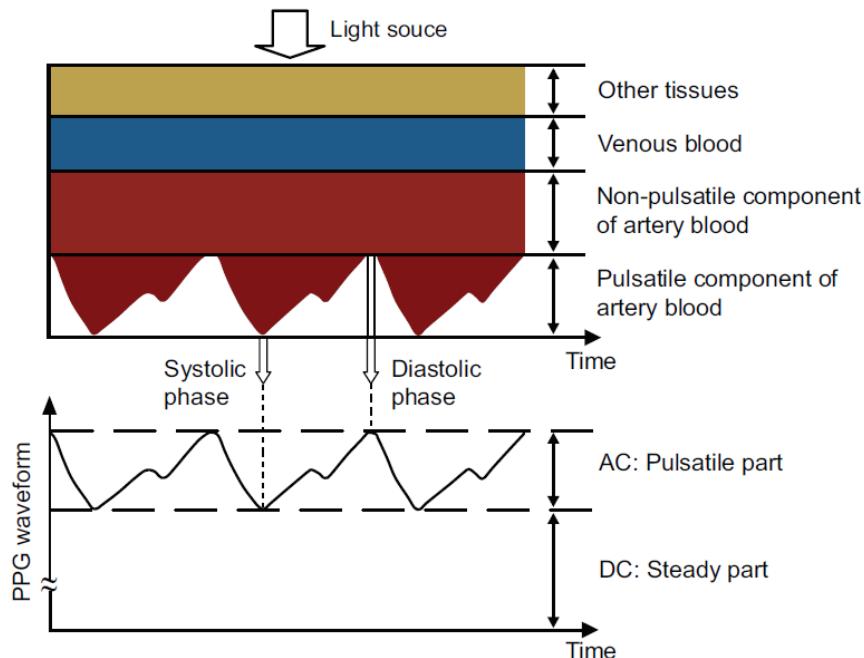
2.2 ELEKTROKARDIOGRAFI (ECG ATAU EKG)



Gambar 2.2 (a)12 Lead ECG. (b) Gelombang dan kompleks pada sinyal ECG.
sumber : https://meds.queensu.ca/central/assets/modules/ts-ecg/the_12_lead_ecg.html [45] (diakses tanggal 9 Juni 2018)

ECG merupakan proses perekaman aktifitas kelistrikan pada jantung menggunakan elektroda yang ditempatkan pada kulit selama periode waktu tertentu. Elektroda ini berfungsi untuk mendeteksi perubahan elektrik kecil pada kulit yang timbul dari pola elektrofisiologis jantung dari depolarisasi dan repolarisasi setiap detak jantung. Hal ini sangat umum dilakukan untuk mendeteksi masalah jantung. Pada 12-lead ECG konvensional, sepuluh elektroda ditempatkan pada anggota tubuh pasien pada permukaan dada. Besar keseluruhan dari potensi kelistrikan jantung kemudian diukur melalui 12 sudut yang berbeda (Leads) dan dicatat dalam bentuk grafik —seperti pada Gambar 2.2— selama periode waktu tertentu. Dengan cara ini, besar keseluruhan serta arah depolarisasi kelistrikan jantung dapat didapatkan pada setiap momen sepanjang siklus jantung.

2.3 PHOTOPLETHYSMOGRAPHY (PPG)



Gambar 2.3 Variasi dalam redaman cahaya oleh jaringan tubuh.

sumber : Tamura et al. (2014). "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present".
Electronics, halaman 2.

Photoplethysmography (PPG) adalah teknik non-invasif untuk mengukur perubahan volume darah mikrovaskular yang terjadi pada wilayah jaringan (*tissue bed*) di bawah lapisan kulit —yang disebabkan oleh sifat pulsatif dari sistem sirkulasi darah dikarenakan aktifitas jantung berdetak— dengan menempatkan iluminasi kecil dan probe deteksi pada permukaan kulit [Allen [1], Kamal et al. [13]]. Karena merupakan teknik optis, PPG membutuhkan sumber cahaya dan fotodetektor untuk berfungsi. Sumber cahaya berfungsi untuk menerangi jaringan tubuh dan fotodetektor untuk merasakan variasi kecil dalam intensitas cahaya yang dipantulkan atau ditransmisikan berkaitan dengan perubahan perfusi dalam volume tertentu [Ugnell dan Öberg [40]]. Prinsip dasar PPG bergantung pada sensitivitas perubahan panjang gelombang optis pada jaringan darah dan jaringan tubuh lainnya. Gambar 2.3 menunjukkan sistem PPG menghasilkan bentuk gelombang yang dapat mewakili perubahan volume darah yang disebabkan oleh detakan jantung dengan mengukur reflektansi atau transmisi sumber cahaya pada kulit. Metode ini telah terbukti memiliki banyak kegunaan medis dalam

pengukuran fitur kardiovaskular seperti denyut jantung, volume darah, saturasi oksigen dan bahkan tingkat respirasi [Allen [1], Charlton et al. [4]].

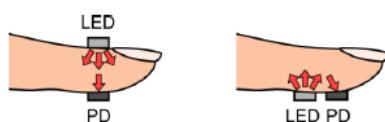


Gambar 2.4 Komponen pulsatil (AC) dari sinyal PPG dan sesuai dengan ECG.
sumber : Allen, J. (2007). "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement". Physiol. Meas., halaman 3.

Komponen pulsatil dari gelombang PPG sering disebut komponen 'AC' dan biasanya memiliki frekuensi fundamentalnya sendiri —biasanya sekitar 1 Hz— tergantung pada sinyal denyut jantung seperti pada Gambar 2.4. Komponen AC ditumpangkan ke komponen kuasi-DC besar yang berhubungan dengan jaringan dan volume darah rata-rata. Komponen DC ini mengalami perubahan secara perlahan karena pengaruh respirasi, aktivitas vasomotorik dan gelombang vasokonstriktor, gelombang Traube Hering Mayer (THM) dan juga termoregulasi [Allen [1]].

2.3.1 Wearable Photoplethysmography (PPG)

Metode Wearable PPG telah banyak dikembangkan dan diaplikasikan secara luas serta diperjualbelikan. Contohnya, pada awal tahun 1990an, *pulse oximetry* digunakan menjadi standar internasional yang dimandatkan untuk monitoring detak jantung selama anestesi [Tremper [39]].



Gambar 2.5 Penempatan LED dan PD untuk mode transmisi dan reflektansi PPG
sumber : Tamura et al. (2014). "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present".
Electronics, halaman 4.

Menurut Tamura et al. [37], Wearable PPG memiliki dua mode —transmisi dan reflektansi— seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5. Dalam mode transmisi, cahaya yang ditransmisikan melalui medium dideteksi oleh *Photodetector* (PD) yang berlawanan dengan sumber *Light Emitting Diode* (LED), sementara dalam mode reflektansi, PD mendeteksi cahaya yang kembali tersebar atau dipantulkan dari jaringan, tulang dan / atau pembuluh darah. Mode transmisi mampu memperoleh sinyal yang relatif bagus, tetapi daerah pengukuran mungkin terbatas. Agar pengukuran efektif, sensor harus ditempatkan pada tubuh di tempat cahaya yang ditransmisikan dapat dengan mudah dideteksi, seperti ujung jari, septum hidung, pipi, lidah, atau daun telinga. Penempatan sensor pada septum hidung, pipi atau lidah hanya efektif di bawah anestesi. Pada Tabel 2.1 disajikan penelitian yang menggunakan wearable PPG.

Tabel 2.1 Daftar Penelitian Dengan Wearable PPG

Referensi	transmisi/reflektansi	Pengukuran	Letak
Mendelson et al. [23]	reflektansi	HR	Pergelangan tangan & dahi
Renevey et al. [30]	reflektansi	HR	Pergelangan tangan
Rhee et al. [31]	transmisi	HR	jari manis
Yang et al. [43]	transmisi	HR & SpO2	jari manis

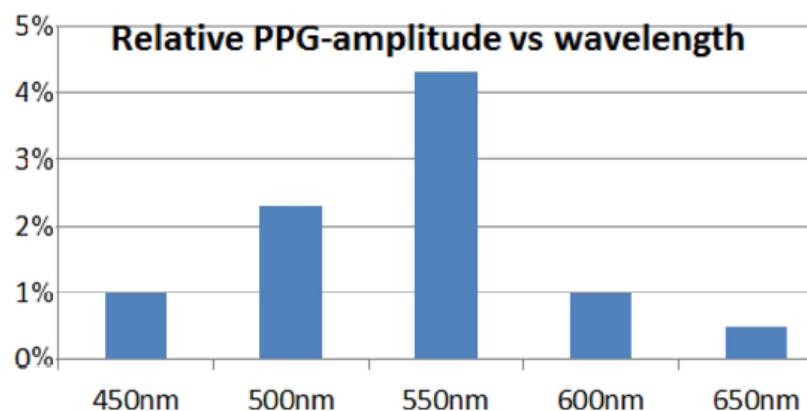
Sumber: Sun, Y. and Thakor, N. (2016). Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, halaman 4.

Menurut Sun dan Thakor [36], meskipun aplikasi dari PPG luas, terdapat beberapa hal signifikan yang membatasi kegunaan dan pengembangan metode PPG konvensional diantaranya :

- **Pengukuran titik.** Sensor PPG hanya dapat memantau perubahan dinamis volume darah pada satu tempat / titik per probe.
- **Kontak saat pengukuran.** Untuk pengukuran yang akurat, sensor PPG konvensional harus melekat kuat pada kulit, yang membatasi kepraktisan dalam situasi seperti diagnosa luka (luka bakar / ulkus / trauma) dan evaluasi penyembuhan kulit atau ketika gerakan bebas diperlukan.
- **Gangguan *motion artifact*.** PPG rentan terhadap kerusakan sinyal yang diinduksi oleh gerakan. Hal itu telah dibuktikan secara klinis bahwa artefak gerak (*motion artifact*) dapat menyebabkan kesalahan dalam respons pulsa oximeter.

2.3.2 Non-Wearable Photoplethysmography (PPG)

Pengenalan kamera digital untuk sistem pemantauan dan diagnosis pencitraan klinis, keinginan untuk mengurangi pembatasan fisik, dan kemungkinan wawasan baru yang mungkin berasal dari pencitraan perfusi dan pemetaan mendasari pengembangan teknologi PPG konvensional menjadi *vision-based PPG* (PPG berbasis kamera). *Image Photoplethysmography* (iPPG) atau PPG berbasis kamera adalah metode non-kontak yang dapat mendeteksi gelombang denyut jantung yang dihasilkan melalui pengukuran perfusi darah perifer [Sun dan Thakor [36]].



Gambar 2.6 Amplitudo relatif PPG terhadap panjang gelombang PPG berdasarkan penelitian Crowe and Damianou [6]

sumber : G. de Haan dan V. Jeanne. (2013). "Robust Pulse Rate From Chrominance-Based rPPG," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, halaman 1.

Pada dasarnya teknik PPG berbasis kamera ini memiliki keuntungan dari fakta bahwa variasi dari penyerapan optis pada kulit manusia bergantung pada panjang gelombang yang digunakan, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.6. Perubahan gerakan kulit relatif terhadap sensor, di sisi lain, sebagian besar mempengaruhi intensitas cahaya yang dipantulkan atau ditransmisikan oleh kulit tanpa memperhatikan panjang gelombang [de Haan dan Jeanne [7]]. Verkruyse et al. [41] menemukan bahwa sinyal PPG memiliki kekuatan relatif yang berbeda dalam 3 kanal warna (RGB) dari video pada kamera yang ditujukan ke kulit manusia. Beberapa penelitian sebelumnya menggunakan *non-wearable sensor* PPG disajikan pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Daftar Penelitian *Non-Wearable Vision Based PPG*

Referensi	Kamera	Pengukuran	Sumber cahaya
de Haan dan Jeanne [7]	CCD	HR	Lampu studio
Estepp et al. [8]*	CCD	HR	Bola lampu
Kong et al. [14]	CCD	HR, BR, & SpO2	Cahaya sekitar
Poh et al. [28, 29]	Webcam	HR, BR, & HRV	Cahaya sekitar
Rubinstein [32]	DC	HR	Cahaya sekitar
Scully et al. [33]	Ponsel	HR, BR, & SpO2	LED putih
Verkruyse et al. [41]	DC	HR, BR, & Perfusi	Cahaya sekitar

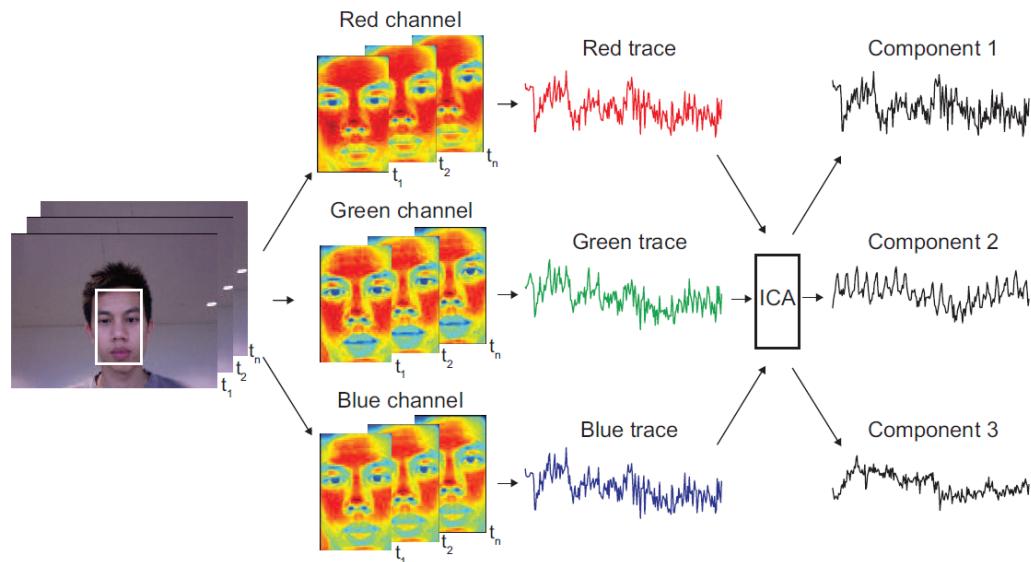
Catatan: CCD = *Charge Coupled Device*; DC = *Digital Camera*; * = Berjalan dalam mode kontak tanpa penekanan tambahan.

Sumber: Sun, Y. and Thakor, N. (2016). Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, halaman 6.

2.4 INDEPENDENT COMPONENT ANALYSIS (ICA)

Salah satu teknik untuk menghilangkan gangguan (*noise*) dari sinyal fisiologis adalah dengan menggunakan *Blind Source Separation* (BSS). BSS mengacu pada pemulihan sinyal yang tidak teramat atau sumber dari gabungan sinyal yang tidak diketahui sebelumnya bagaimana proses terbentuknya. Biasanya, hasil pengamatan diperoleh dari output satu set sensor, di mana setiap sensor menerima kombinasi sinyal sumber yang berbeda. Ada beberapa metode BSS, salah satunya adalah *Independent Component Analysis* (ICA). ICA adalah teknik untuk mengungkap sinyal sumber independen dari serangkaian pengamatan yang terdiri dari campuran linier dari sumber yang mendasarinya. Dalam penelitian Poh et al. [28, 29], sinyal sumber dasar adalah gelombang denyut jantung yang menyebar ke seluruh tubuh. Perubahan volumetrik pembuluh darah di area wajah selama siklus kerja jantung memodifikasi panjang dari garis edar cahaya sekitar yang kemudian mengakibatkan perubahan jumlah cahaya yang dipantulkan yang menunjukkan waktu aktifitas kardiovaskular. Dengan merekam video di daerah wajah menggunakan webcam, sensor warna RGB menangkap campuran sinyal PPG yang dipantulkan bersama dengan sumber lain dari fluktuasi cahaya karena artefak seperti gerak dan perubahan dalam kondisi pencahayaan sekitar. Mengingat bahwa tingkat penyerapan hemoglobin berbeda pada rentang spektral yang terlihat dan

dekat-inframerah [Zijlstra et al. [44]], setiap sensor warna merekam campuran sinyal sumber asli dengan bobot yang sedikit berbeda.



Gambar 2.7 Aplikasi Metode ICA untuk memperoleh gelombang PPG
sumber : Poh et al, 2010. "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation". Opt. Express, halaman 6.

ICA dapat diterapkan untuk memisahkan data PPG dari artefak gerak, cahaya sekitar (*ambient light*) dan gangguan lain dalam kondisi lingkungan gerak rendah. Penggunaan ICA menarik karena tidak memerlukan pengetahuan sebelumnya dari sistem. Namun, ICA mengasumsikan bahwa semua pasangan komponen sinyal sumber saling independen. Penting untuk menilai kemandirian statistik dari komponen sumber dalam data PPG, terutama jika ICA harus diterapkan dalam lingkungan pemantauan rawat jalan, di mana artefak gerakan dapat memiliki efek substansial pada kualitas data yang diterima dari sensor berbasis cahaya [Tamura et al. [37]].

2.5 PRINCIPLE COMPONENT ANALYSIS (PCA)

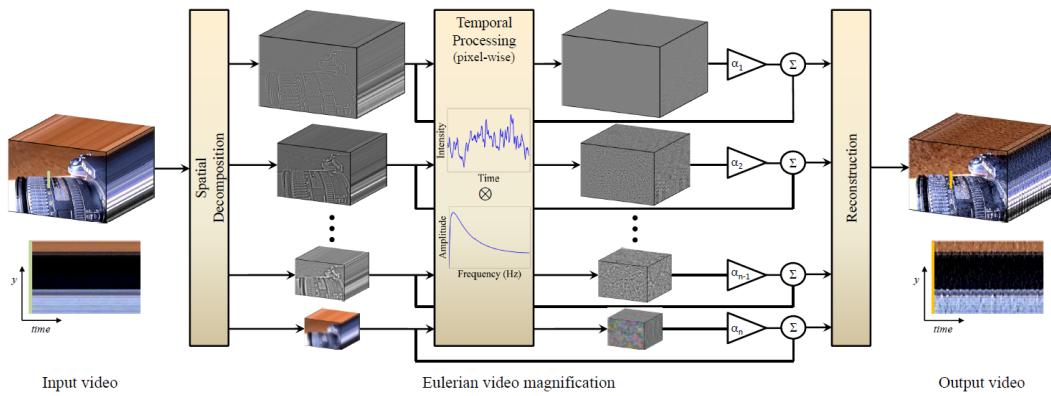
Pemfilteran adaptif yang dikombinasikan dengan peningkatan desain mekanik dan konfigurasi probe meningkatkan akurasi sinyal PPG yang dihasilkan [Rhee et al. [31]]. Kekokohan gerakan (*motion robustness*) dapat diperoleh dengan menggunakan sinyal referensi gerakan yang akurat dari (*low-noise*) akselerometer tiga dimensi (3D), bersama dengan penginderaan inframerah (IR) saluran ganda. Pemodelan nonlinier dan

keragaman spasial dari sensor dapat digunakan untuk menghapus kontribusi gerakan —artefak gerak— dalam sinyal optik dan kontribusi timbal balik pada masing-masing saluran. *Principle Component Analysis* (PCA) —yang juga merupakan bagian dari metode BSS— memanfaatkan korelasi spasial dan temporal di antara dan di dalam gangguan (noise) sinyal yang diamati. Konsep dasar dari pengurangan gangguan berbasis PCA adalah untuk mengamati gangguan data dalam ruang dimensi- m (*m -dimensional space*) yang besar dari koordinat yang tertunda. Karena gangguan diasumsikan sebagai sesuatu yang tidak tentu membuatnya dapat berada di setiap aspek secara merata dalam cakupan ruang tertentu. Sebaliknya, dinamika penetapan sistem pokok untuk membatasi lintasan sinyal yang berguna menjadi sub-ruang dimensi yang lebih rendah ($p < m$). Oleh karena itu, ruang Eigen (*Eigenspace*) dari beragam gangguan yang diamati dipisahkan menjadi gangguan (*noise*) dan subruang sinyal dan gangguan.

2.6 EULERIAN VIDEO MAGNIFICATION (EVM)

Eulerian Video Magnification (EVM) merupakan metode komputasional untuk menghitung dan juga menjadi metode untuk menguatkan proses perubahan kecil/halus ke sinyal data video. Metode ini digunakan untuk menampilkan perubahan warna ataupun pergerakan translasional yang sulit atau tidak dapat dilihat dengan kasat mata. EVM menggunakan rangkaian video standar sebagai masukan (*input*) kemudian menerapkan dekomposisi spasial diikuti dengan pemfilteran sementara (*temporal filtering*) terhadap frame. Sinyal yang dihasilkan kemudian akan dimagnifikasi untuk mengungkap informasi yang tersembunyi. Pada penelitian Wu et al. [42], metode EVM dapat memvisualisasikan aliran darah saat melewati wajah dan juga mengungkap pergerakan kecil/halus. Pendekatan dasar yang digunakan adalah untuk memperhatikan rangkaian waktu (*time series*) dari nilai suatu warna pada setiap lokasi —spasial berupa piksel— dan memperkuat variasi dalam suatu pita frekuensi waktu yang diberikan.

Melalui proses deteksi dan perbesaran variasi warna halus/kecil —0,5 unit intensitas dalam skala 8 bit— dari kulit manusia yang disebabkan oleh aliran darah, HR dapat



Gambar 2.8 Kerangka Kerja Metode EVM

sumber : Wu et al. (2012). "Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World". ACM Trans. Graph., halaman 1.

diekstraksi secara baik dari video RGB standar di mana setiap piksel mencatat nilai intensitas antara 0-255. Biasanya, kualitas sinyal pulsa yang diekstraksi dari titik yang berbeda pada wajah maupun bagian tubuh yang lain dapat bervariasi. Hal ini dikarenakan amplitudo sinyal dapat dimodulasi sesuai dengan kepadatan pembuluh darah perifer, serta karena adanya kontras spasial yang tinggi dari tubuh atau wajah yang membuat lebih sulit untuk mengekstrak sinyal. Selain itu juga terdapat kemungkinan adanya kesalahan dalam mendeteksi puncak pada sinyal bandpass yang digunakan. Perbedaan penting dari metode pengukuran PPG menggunakan kamera sebelumnya [Kong et al. [14], Lazaro et al. [16], Lewandowska et al. [19], Mirmohamadsadeghi et al. [24], Poh et al. [28, 29], Sun et al. [35], Verkruysse et al. [41]] menggunakan nilai rata-rata piksel di seluruh wilayah wajah, sementara metode EVM hanya dengan mengamati daerah pulsatif di wajah yang akan digunakan untuk mengestimasi nilai HR.

2.6.1 Space-time Video Processing

Meninjau wilayah lokal yang tetap dalam sebuah video. Perubahan warna di wilayah lokal dapat dikaitkan dengan salah satu dari dua sebab yang memungkinkan: (a) objek statis di dalam kawasan telah berubah warna, dan (b) objek di wilayah tersebut telah berpindah, dalam kejadian di mana wilayah tersebut sekarang mungkin memuat bagian yang berbeda dari objek yang ada sebelumnya, atau objek yang berbeda sama sekali.

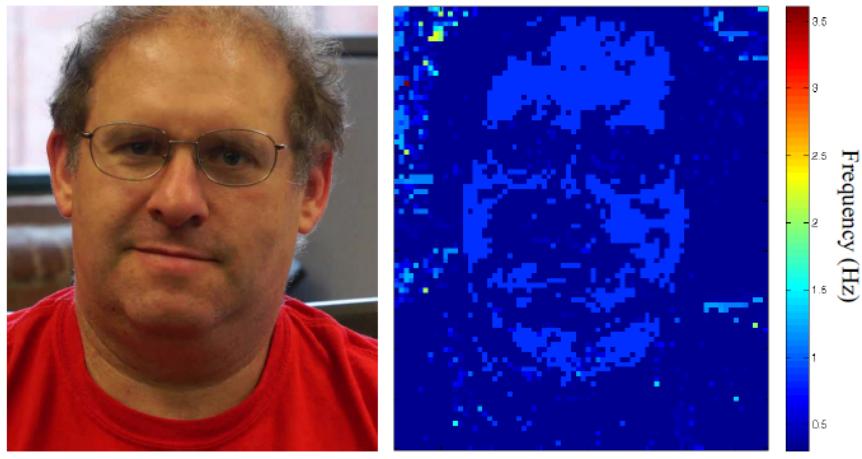
Mengamplifikasi perubahan warna tersebut secara lokal dan mengembalikannya ke dalam video akan membuatnya lebih terlihat oleh mata manusia.

Rubinstein [32] menggabungkan pemrosesan spasial dan temporal untuk mempertegas perubahan temporal yang halus dalam suatu video. Proses tersebut diilustrasikan pada Gambar 2.8. Hal pertama yang dilakukan adalah menguraikan urutan video ke dalam pita frekuensi spasial yang berbeda. Pita-pita frekuensi tersebut mungkin dimagnifikasi secara berbeda karena (a) mereka mungkin menunjukkan rasio signal-to-noise yang berbeda, atau (b) mereka mungkin mengandung frekuensi spasial yang penaksiran linearnya tidak berlaku digunakan dalam *Eulerian Motion Magnification* (sub-bab 2.6.2). Besaran amplifikasi dikurangi untuk pita-pita frekuensi tertentu untuk mengurangi atau menekan artefak gerak. Proses tersebut umumnya dilakukan dengan menggunakan perhitungan piramida Laplacian penuh oleh Burt dan Adelson [3].

Pemrosesan temporal pada setiap pita spasial dilakukan dengan mempertimbangkan rangkaian waktu yang sesuai dengan nilai piksel dalam pita frekuensi dan menerapkan bandpass filter untuk mengekstrak pita frekuensi yang dibutuhkan. Sebagai contoh, rentan frekuensi dapat dipilih dalam 0.4-4 Hz yang mengimplementasikan 24-240 denyut per menit. Gambar 2.9 menunjukkan rentan nilai frekuensi dan piksel-piksel yang diwakili. Rentan frekuensi tersebut dapat diatur dan dapat dipersempit di sekitar nilai data denyut nadi ketika telah berhasil diekstrak. Pemrosesan temporal seragam untuk semua tingkat spasial, dan untuk semua piksel dalam setiap level.

2.6.2 Eulerian Motion Magnification

Menurut Rubinstein [32], terdapat banyak piksel di daerah wajah terutama yang berada dalam wilayah kontak spasial tinggi tidak memberikan informasi aktifitas jantung yang dapat diandalkan, seperti yang terlihat pada Gambar 2.9. Dengan begitu, rata-rata yang didapatkan atas daerah deteksi seperti yang dilakukan dalam penelitian sebelumnya [Poh et al. [28, 29]] dapat mengurangi rasio *signal-to-noise* (SNR) dan keakuratan perkiraan HR.



Representative frame Dominant temporal frequencies

Gambar 2.9 Visualisasi frekuensi temporal yang dominan

sumber : M. Rubinstein. (2014). "Analysis and visualization of temporal variations in video". PhD thesis, halaman 97.

Untuk menjelaskan hubungan antara pemrosesan sementara dan pembesaran gerakan, Wu et al. [42] mempertimbangkan kasus sederhana dari sinyal 1D yang menjalani gerakan translasi. Analisis ini merupakan generalisasi langsung ke gerak translasi lokal dalam 2D. Menggunakan $I(x; t)$ untuk menunjukkan intensitas gambar pada posisi x dan waktu t . Karena gambar mengalami gerakan translasi, intensitas pengamatan dapat diekspresikan dengan fungsi perpindahan $\delta(t)$, sehingga $I(x; t) = f(x + \delta(t))$ dan $I(x; 0) = f(x)$. Tujuan dari pembesaran gerakan adalah untuk mensintesis sinyal

$$\hat{I}(x; t) = f(x + (1 + \alpha)\delta(t)) \quad (2.1)$$

Untuk faktor amplifikasi disimbolkan sebagai α .

Dengan asumsi bahwa gambar dapat didekati dengan menggunakan orde pertama deret Taylor sehingga gambar ditulis dalam waktu t , $f(x + (1 + \alpha)\delta(t))$ dalam ekspansi orde pertama Taylor terhadap x , sebagai

$$I(x; t) \approx f(x) + \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}. \quad (2.2)$$

Misalkan $B(x; t)$ merupakan hasil penerapan filter bandpass —dengan jangkauan frekuensi yang luas— sementara pada $I(x; t)$ di setiap posisi x (kecuali pada $f(x)$ dalam Persamaan 2.2). Untuk saat ini, asumsikan sinyal gerak $\delta(t)$ berada di dalam passband dari filter bandpass sementara (*temporal bandpass filter*) —asumsi akan dilonggarkan nanti—, sehingga

$$B(x; t) = \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}. \quad (2.3)$$

Dalam prosesnya, sinyal handpass kemudian diamplifikasi dengan α dan menambahkannya kembali ke $I(x; t)$, menghasilkan sinyal yang telah diproses

$$\tilde{I}(x; t) = I(x; t) + \alpha B(x; t). \quad (2.4)$$

Dengan menggabungkan Persamaan 2.2, 2.3, dan 2.4, sehingga didapatkan

$$\tilde{I}(x; t) \approx f(x) + (1 + \alpha) \delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}. \quad (2.5)$$

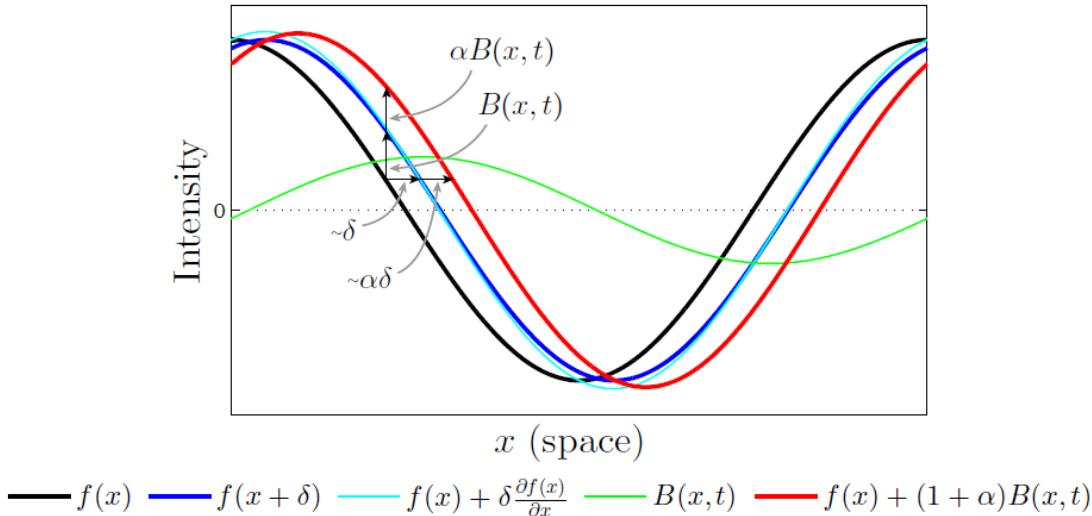
Dengan mengasumsikan ekspansi orde pertama Taylor berlaku untuk mengamplifikasi gangguan yang lebih besar $(1 + \alpha)\delta(t)$, amplifikasi dari sinyal bandpassed sementara dengan magnifikasi gerakan dapat direlasikan. Luaran yang diproses adalah

$$\tilde{I}(x; t) \approx f(x + (1 + \alpha)\delta(t)). \quad (2.6)$$

Ini menunjukkan bahwa pengolahan perbesaran gerakan —perpindahan spasial $\delta(t)$ dari citra lokal $f(x)$ pada waktu t — telah dimagnifikasi dengan magnitudo $(1 + \alpha)$.

Proses ini diilustrasikan untuk satu gelombang sinusoid pada Gambar 2.10. Pada gelombang kosinus frekuensi rendah dan perpindahan yang relatif kecil $\delta(t)$, ekspansi deret Taylor orde pertama berfungsi sebagai pendekatan yang baik untuk sinyal yang

ditranslasi pada waktu $t + 1$. Ketika menguatkan sinyal sementara dengan α dan menambahkannya kembali ke $I(x; t)$, diperkirakan gelombang tersebut ditranslasi dengan $(1 + \alpha)\delta$.



Gambar 2.10 Pemfilteran temporal untuk memperkirakan translasi spasial. Hasil pemfilteran ditunjukkan dalam sinyal 1D, akan tetapi hal tersebut berlaku juga untuk sinyal 2D. Sinyal input ditampilkan pada dua waktu instan: $I(x; t) = f(x)$ pada waktu t dan $I(x; t + 1) = f(x + \delta)$ pada $t + 1$. Urutan pertama ekspansi deret Taylor dari $I(x; t + 1)$ terhadap x mendekati sinyal yang ditranslasi dengan baik. Bandpass sementara diamplifikasi dan ditambahkan ke sinyal asli untuk menghasilkan translasi yang lebih besar. Dalam contoh ini $\alpha = 1$ memperbesar gerakan sebesar 100%, dan filter temporal merupakan filter beda hingga (*finite difference*) mengurangkan dua kurva.

sumber : Wu et al. (2012). "Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World". ACM Trans. Graph., halaman 3.

Untuk lebih lengkap, kembali dalam kasus yang lebih umum di mana $\delta(t)$ tidak sepenuhnya berada di dalam passband dari filter temporal. Dalam hal ini $\delta_k(t)$ diindeks oleh k , mewakili komponen spektral temporal yang berbeda $\delta(t)$. Setiap $\delta_k(t)$ akan dilemahkan oleh filter temporal berdasarkan faktor γ_k . Hal ini menghasilkan sinyal bandpass,

$$B(x; t) = \sum_k \gamma_k \delta_k(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x} \quad (2.7)$$

(bandingkan dengan Persamaan 2.3). Lantaran perkalian dalam Persamaan 2.4, frekuensi temporal yang bergantung redaman dapat diartikan sebagai faktor

pembesaran gerak yang bergantung pada frekuensi $\alpha_k = \gamma_k \alpha$, menghasilkan luaran magnifikasi gerak,

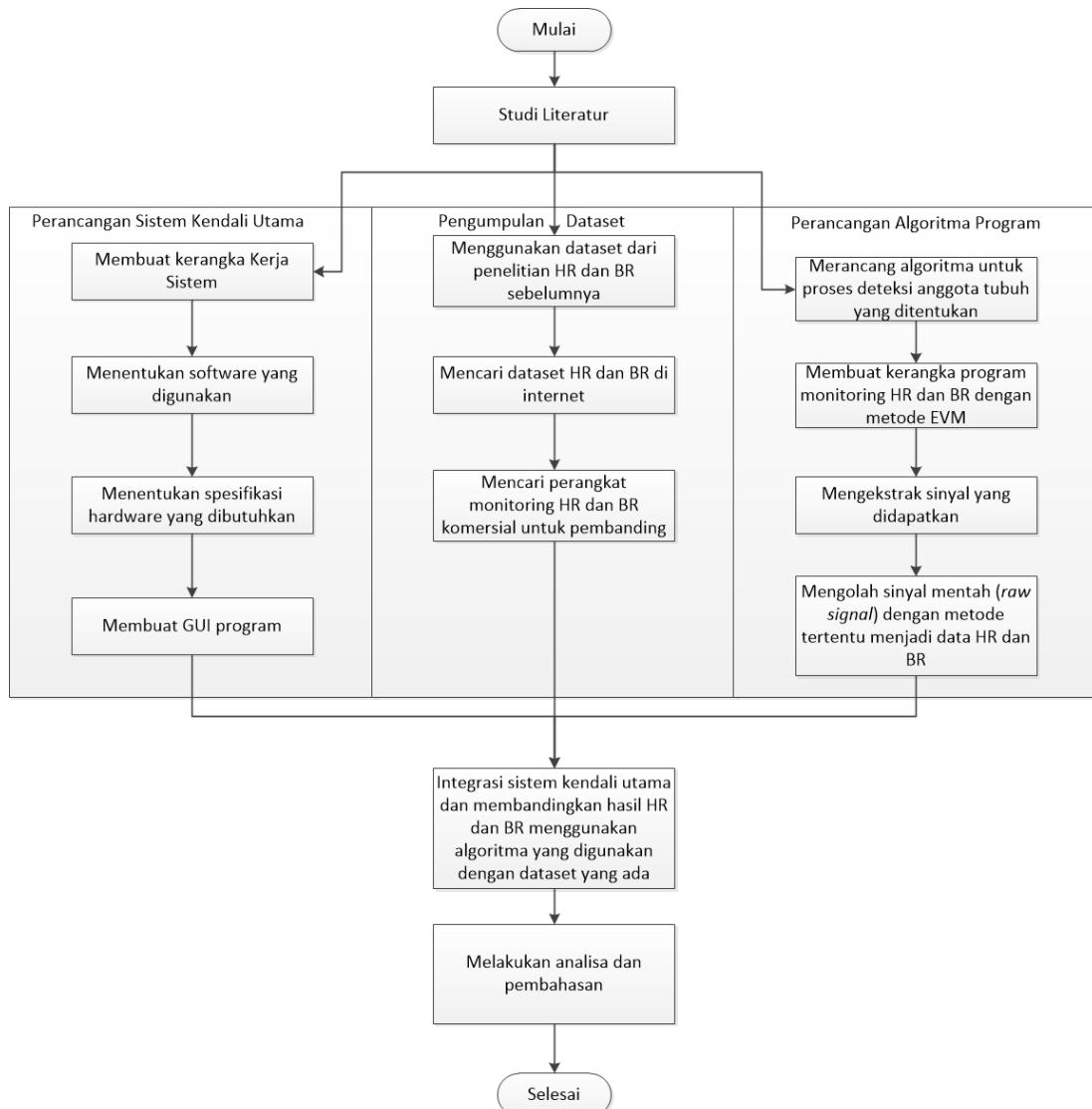
$$\tilde{I}(x; t) \approx f(x + \sum_k (1 + \alpha_k) \delta_k(t)) \quad (2.8)$$

Hasilnya adalah seperti yang diharapkan untuk analisis linear: modulasi komponen spektral dari sinyal gerak menjadi faktor modulasi dalam faktor amplifikasi gerak α_k , untuk setiap sub-band sementara γ_k , dari sinyal gerakan.

BAB 3

PERANCANGAN SISTEM

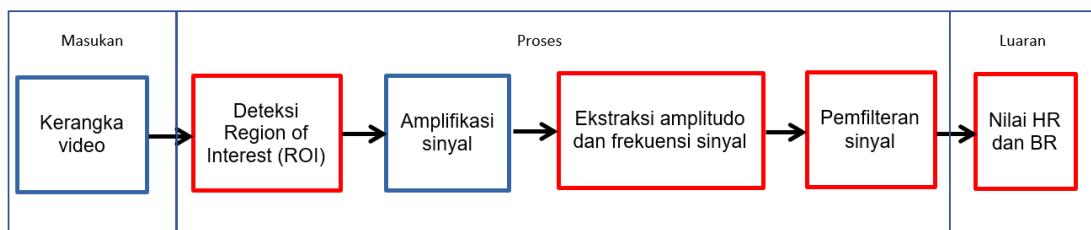
Pada bab ini akan dibahas lebih dalam mengenai perancangan tugas akhir yang akan dikerjakan. Gambar 3.1 merupakan diagram alir tahapan pengerjaan proyek akhir yang direncanakan.



Gambar 3.1 Diagram Alir Pengerjaan Proyek Akhir

3.1 PERANCANGAN SISTEM KERJA

Pada bagian ini akan dibahas tentang perancangan sistem yang akan digunakan pada proyek akhir ini. Secara garis besar, proyek akhir ini terdiri atas tiga bagian yaitu mekanisme pendektsian objek, proses amplifikasi dan ekstraksi sinyal, dan implementasi pada perangkat sistem benam.



Gambar 3.2 Perancangan Sistem Kerja

Seperti terlihat pada Gambar 3.2, fokus dari proyek akhir ini ditandai oleh warna merah. Masukan dari proyek akhir ini berupa kerangka video —diambil menggunakan kamera— pada bagian tubuh tertentu yang diketahui dapat menunjukkan informasi adanya aktifitas pernapasan maupun sirkulasi darah seperti pada pergelangan tangan, leher, perut dan kepala. Setelah itu kerangka video yang didapat akan diolah pada sistem kendali utama melalui proses pendektsian area yang menunjukkan adanya perubahan informasi dalam piksel yang berkaitan dengan adanya aktifitas pernapasan maupun sirkulasi darah. Informasi yang berupa sinyal tersebut kemudian akan diamplifikasi dengan menggunakan kerangka dari metode *Eulerian Video Magnification* (EVM) dan akan dilakukan proses ekstraksi amplitudo dan frekuensi dari sinyal tersebut sebagai data mentah untuk diolah lebih lanjut. Proses pengolahan dan pemfilteran sinyal yang merupakan pekerjaan utama dari proyek akhir ini akan dilakukan dengan menggunakan metode yang akan dirancang pada saat pengerjaan proyek akhir. Melalui proses pengolahan data tersebut akan dihasilkan luaran berupa nilai konkret dari HR dan BR yang terdeteksi.

3.2 SPESIFIKASI HARDWARE

3.2.1 Kamera

Peran kamera dalam proyek akhir ini sangatlah penting. Kamera merupakan salah satu faktor penting dalam proyek akhir ini karena masukan utama yang digunakan adalah data visual. Pemilihan model kamera yang akan digunakan dapat mempengaruhi kualitas dari video yang ditangkap dan tidak menutup kemungkinan bahwa hal tersebut bisa berdampak pada luaran yang dihasilkan. Semakin besar kapasitas piksel yang dimiliki, maka semakin banyak informasi yang dihasilkan. Namun, hal tersebut dapat mengakibatkan proses pengolahan data menjadi lebih lama. Oleh karena itu, pemilihan model kamera perlu diperhatikan. Pada Tabel 3.1 disajikan model kamera yang dapat dijadikan opsi dalam pengerjaan proyek akhir ini.

Tabel 3.1 Contoh Kamera untuk Proses Monitoring HR dan BR

Model	Spesifikasi
Kinect	Up to 640x480 pixels @30 fps RGB + IR depth-finding
Netatmo Presence Camera	Up to 1920x1080 pixels RGB + IR Deteksi hingga 15 meter Konektifitas hanya melalui Wifi
Netgear Arlo Q	Up to 1920x1080 pixels HD @30 fps CMOS-RGB + IR Deteksi hingga 15 meter 8x digital zoom
Hikvision Ezviz Mini Plus	Up to 1920x1080 pixels RGB + IR Konektifitas hanya melalui Wifi
Logitech 4K Pro Webcam	Up to 4096 x 2160 pixels HD @30 fps RGB + IR 5x digital zoom
Logitech C922 Webcam	Up to 1920x1080 pixels HD @30 fps RGB
Logitech C525 Webcam	Up to 1280 x 720 pixels HD @30 fps RGB

Kamera kinect memiliki kellebihan dengan adanya teknologi *IR depth-finding* atau yang biasanya dikenal dengan sebutan teknologi RGBD yang dapat memvisualisasikan

kedalaman (*depth*) dari suatu obyek. Hal tersebut dapat menjadi suatu kebaruan dalam penelitian mengenai PPG untuk mengetahui pemanfaatan teknologi *IR depth-finding* dalam proses monitoring HR dan BR.

3.2.2 Spesifikasi Perangkat Benam *Embedded Platform*

Meskipun pengujian algoritma dan sistem menggunakan dilakukan pada *Personal Computer* (PC) atau laptop, namun tujuan dari proyek akhir ini adalah membuat sistem embedded yang digunakan untuk melakukan monitoring HR dan BR yang *non-wearable*. Oleh karena itu, diperlukan perangkat benam yang dapat menjalankan tugas tersebut dengan baik. Hal ini penting mengingat pekerjaan yang dilakukan meliputi pengolahan citra digital serta pengolahan sinyal digital yang memerlukan kecepatan komputasi yang tinggi untuk mendukung keandalan dari sistem. Pengukuran nilai HR dan BR se bisa mungkin dilakukan dalam kondisi *real time* dengan jeda waktu yang singkat mengingat urgensinya. Proses pengolahan citra dan sinyal memerlukan perangkat benam dengan CPU dan GPU yang tinggi seperti yang disajikan pada Tabel 3.2.

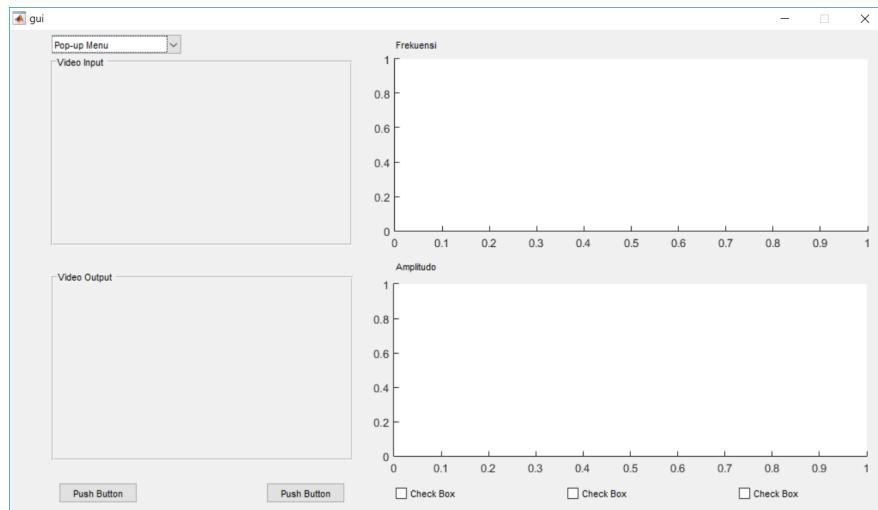
Tabel 3.2 Spesifikasi Perangkat Benam untuk Prosas Monitoring HR dan BR

Model	Spesifikasi
Intel® NUC Kit GPU	Up to 4.20 GHz (4 cores, 8 threads) Up to Radeon™ RX Vega M GH graphics
Jetson TK1 GPU	NVIDIA "4-Plus-1" 2.32GHz ARM quad-core Cortex-A15 CPU NVIDIA Kepler "GK20a" GPU with 192 SM3.2 CUDA cores (up to 326 GFLOPS)
Jetson TX1 GPU	Quad ARM® A57/2 MB L2 @1.9 GHz NVIDIA Maxwell™, 256 CUDA cores
Jetson TX2 GPU	HMP Dual Denver 2/2 MB L2 @1.4–2.0 GHz + Quad ARM® A57/2 MB L2U @1.2–2.0 GHz NVIDIA Pascal™, 256 CUDA cores
ODROID-XU4 GPU	Samsung Exynos5422 Cortex™-A15 2Ghz and Cortex™-A7 Octa core CPUs Mali-T628 MP6(OpenGL ES 3.1/2.0/1.1 and OpenCL 1.2 Full profile)
MintBox 2 GPU	Intel Core i5-3337U dual coreProcessor @1.8GHz (turbo boost up to 2.7GHz) Intel HD Graphics 4000

Berdasarkan Tabel 3.2, Intel NUC merupakan satu-satunya perangkat yang memiliki kelebihan dalam hal fleksibilitas dikarenakan beberapa komponen dapat dibongkar pasang dan dapat ditingkatkan spesifikasinya sedangkan perangkat lain bersifat tertanam sepenuhnya sehingga memiliki spesifikasi yang tidak dapat diubah.

3.3 PERANCANGAN *GRAPHICAL USER INTERFACE* (GUI)

Pembuatan *Graphical User Interface* (GUI) bertujuan untuk menampilkan proses pengolahan data serta monitoring dan menampilkan data secara *real time* dari kamera yang berfungsi sebagai sensor dalam proses monitoring tingkat HR dan BR pada tubuh. GUI dirancang dengan menggunakan aplikasi matlab yang juga digunakan untuk melakukan proses komputasi dan pengolahan data. Berdasarkan perancangan GUI yang dapat dilihat pada Gambar 3.3, terdapat dua kotak yang nantinya akan diisi dengan frame video yang akan digunakan untuk menampilkan video masukkan yang dihasilkan dari kamera serta video luaran yang telah diproses. Selain itu, terdapat dua plot diagram yang masing-masing akan digunakan untuk menampilkan data frekuensi dan data amplitudo yang didapatkan selama proses monitoring HR dan BR berlangsung. *Check Box* dapat berisi opsi pengaturan yang dapat digunakan untuk memberikan detail lebih lengkap pada plot diagram yang dibuat. Tombol *Push Button* akan digunakan untuk memulai dan mengakhiri proses monitoring. Pada *Pop-up Menu* dapat digunakan untuk mengubah tampilan yang ada pada GUI.



Gambar 3.3 Rancangan *Graphical User Interface* (GUI)

3.4 RENCANA VALIDASI DATA

Mengingat bahwa proyek akhir yang akan dikerjakan erat kaitannya dengan bidang kesehatan terlebih menyangkut nyawa seseorang, maka diperlukan proses validasi yang

kredibel. Proses validasi data dalam bidang kesehatan paling baik dilakukan dengan cara menjalin kerja sama dengan instansi kesehatan yang berkaitan secara langsung. Namun, dikarenakan proyek akhir ini dibuat untuk penggunaan sehari-hari serta meninjau bahwa prosedur kerja sama dengan instansi kesehatan yang tidak mudah, maka rencana validasi yang realistik dapat dilakukan adalah dengan membandingkan hasil monitoring HR dan BR dengan alat-alat yang memiliki fungsi serupa dan sudah diproduksi dan telah diperjualbelikan secara massal. Pada Tabel 3.3 disajikan beberapa perangkat *wearable* yang dapat digunakan untuk proses validasi data.

Tabel 3.3 Perangkat Wearable komersial untuk Pengukuran HR dan BR

Nama Alat	Keterangan
Pulse Oximeter	Pengukuran HR dan SpO2 Pengukuran pada ujung jari
Fitbit Versa Heart Rate Smart Watch	Pengukuran HR dan kualitas tidur Pengukuran pada pergelangan tangan
Xiaomi Amazfit 2 Smart Watch	Pengukuran HR dan kualitas tidur Pengukuran pada pergelangan tangan
Equivital LifeMonitor	Pengukuran HR dan BR Pengukuran pada wilayah dada
Garmin Strap HRM TRI ANT	Pengukuran HR dan variabilitas HR Pengukuran pada wilayah dada

3.5 PERENCANAAN JADWAL KERJA PENELITIAN PROYEK AKHIR

Pada Tabel 3.4 di bawah adalah jadwal kerja proyek akhir yang telah disusun dan dibuat berdasarkan metodologi dalam pembuatan sistem monitoring HR dan BR.

Tabel 3.4 Perencanaan Jadwal Kerja Proyek Akhir

No	Kegiatan	Tahun 2018							Tahun 2019						
		Bulan							Bulan						
		6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7
1	Studi Literatur														
2	Koding Program														
3	Perancangan Sistem														
4	Perancangan Mekanik														
5	Perancangan GUI														
6	Pengujian Sistem														
7	Penyusunan Laporan Akhir														

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3):R1.
- [2] Anderson, R. R. and Parrish, J. A. (1981). The optics of human skin. *Journal of Investigative Dermatology*, 77(1):13 – 19.
- [3] Burt, P. J. and Adelson, E. H. (1987). The laplacian pyramid as a compact image code. In *Readings in Computer Vision*, pages 671–679. Elsevier.
- [4] Charlton, P. H., Bonnici, T., Tarassenko, L., Clifton, D. A., Beale, R., and Watkinson, P. J. (2016). An assessment of algorithms to estimate respiratory rate from the electrocardiogram and photoplethysmogram. *Physiological Measurement*, 37(4):610.
- [5] Cretikos, M., Chen, J., Hillman, K., Bellomo, R., Finfer, S., Flabouris, A., Investigators, M. S., et al. (2007). The objective medical emergency team activation criteria: a case–control study. *Resuscitation*, 73(1):62–72.
- [6] Crowe, J. A. and Damianou, D. (1992). The wavelength dependence of the photoplethysmogram and its implication to pulse oximetry. In *1992 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 6, pages 2423–2424.
- [7] de Haan, G. and Jeanne, V. (2013). Robust pulse rate from chrominance-based rppg. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(10):2878–2886.
- [8] Estepp, J. R., Blackford, E. B., and Meier, C. M. (2014). Recovering pulse rate during motion artifact with a multi-imager array for non-contact imaging photoplethysmography. In *2014 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, pages 1462–1469.
- [9] Fieselmann, J. F., Hendryx, M. S., Helms, C. M., and Wakefield, D. S. (1993). Respiratory rate predicts cardiopulmonary arrest for internal medicine inpatients. *Journal of general internal medicine*, 8(7):354–360.
- [10] Ganong, W. F., Barman, S. M., Barrett, K. E., Brooks, H. L., and Boitano. (2012). *S. Ganong's review of medical physiology (24th ed.)*. McGraw Hill Medical, New York.
- [11] Hillman, K., Chen, J., Cretikos, M., Bellomo, R., Brown, D., Doig, G., Finfer, S., Flabouris, A., Investigators, M. S., et al. (2005). Introduction of the medical emergency team (met) system: a cluster-randomised controlled trial. *Lancet*, 365(9477):2091–2097.
- [12] Jonathan, E. and Leahy, M. J. (2011). Cellular phone-based photoplethysmographic imaging. *Journal of Biophotonics*, 4(5):293–296.
- [13] Kamal, A., Harness, J., Irving, G., and Mearns, A. (1989). Skin photoplethysmography — a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 28(4):257 – 269.

- [14] Kong, L., Zhao, Y., Dong, L., Jian, Y., Jin, X., Li, B., Feng, Y., Liu, M., Liu, X., and Wu, H. (2013). Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light. *Optics express*, 21(15):17464–17471.
- [15] Kristjánsdóttir, Á., Ragnarsdóttir, M., Hannesson, P., Beck, H. J., and Torfason, B. (2004). Respiratory movements are altered three months and one year following cardiac surgery. *Scandinavian Cardiovascular Journal*, 38(2):98–103.
- [16] Lazaro, J., Nam, Y., Gil, E., Laguna, P., and Chon, K. H. (2014). Smartphone-camera-acquired pulse photoplethysmographic signal for deriving respiratory rate. In *Cardiovascular Oscillations (ESGCO), 2014 8th Conference of the European Study Group on*, pages 121–122. IEEE.
- [17] Lee, J., Matsumura, K., i. Yamakoshi, K., Rolfe, P., Tanaka, S., and Yamakoshi, T. (2013). Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion. In *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 1724–1727.
- [18] Leonard, P. A., Clifton, D., Addison, P. S., Watson, J. N., and Beattie, T. (2006). An automated algorithm for determining respiratory rate by photoplethysmogram in children. *Acta paediatrica*, 95(9):1124–1128.
- [19] Lewandowska, M., Rumiński, J., Kocejko, T., and Nowak, J. (2011). Measuring pulse rate with a webcam—a non-contact method for evaluating cardiac activity. In *Computer Science and Information Systems (FedCSIS), 2011 Federated Conference on*, pages 405–410. IEEE.
- [20] Maeda, Y., Sekine, M., and Tamura, T. (2011). The advantages of wearable green reflected photoplethysmography. *J. Med. Syst.*, 35(5):829–834.
- [21] Maeda, Y., Sekine, M., Tamura, T., Moriya, A., Suzuki, T., and Kameyama, K. (2008). Comparison of reflected green light and infrared photoplethysmography. In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2270–2272.
- [22] Matsumura, K., Rolfe, P., Lee, J., and Yamakoshi, T. (2014). iphone 4s photoplethysmography: Which light color yields the most accurate heart rate and normalized pulse volume using the iphysiometer application in the presence of motion artifact? *PLOS ONE*, 9(3):1–12.
- [23] Mendelson, Y., Duckworth, R. J., and Comtois, G. (2006). A wearable reflectance pulse oximeter for remote physiological monitoring. In *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 912–915.
- [24] Mirmohamadsadeghi, L., Fallet, S., Moser, V., Braun, F., and Vesin, J. M. (2016). Real-time respiratory rate estimation using imaging photoplethysmography inter-beat intervals. In *2016 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, pages 861–864.
- [25] Nam, Y., Lee, J., and Chon, K. H. (2014). Respiratory rate estimation from the built-in cameras of smartphones and tablets. *Annals of biomedical engineering*, 42(4):885–898.

- [26] Nilsson, L., Johansson, A., and Kalman, S. (2000). Monitoring of respiratory rate in postoperative care using a new photoplethysmographic technique. *Journal of clinical monitoring and computing*, 16(4):309–315.
- [27] Penelitian, B. (2013). Riset kesehatan dasar. Jakarta: Kementerian Kesehatan RI.
- [28] Poh, M.-Z., McDuff, D. J., and Picard, R. W. (2010). Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Opt. Express*, 18(10):10762–10774.
- [29] Poh, M. Z., McDuff, D. J., and Picard, R. W. (2011). Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(1):7–11.
- [30] Renevey, P., Vetter, R., Krauss, J., Celka, P., and Depeursinge, Y. (2001). Wrist-located pulse detection using ir signals, activity and nonlinear artifact cancellation. In *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 3, pages 3030–3033 vol.3.
- [31] Rhee, S., Yang, B.-H., and Asada, H. H. (2001). Artifact-resistant power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(7):795–805.
- [32] Rubinstein, M. (2014). *Analysis and Visualization of Temporal Variations in Video*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- [33] Scully, C. G., Lee, J., Meyer, J., Gorbach, A. M., Granquist-Fraser, D., Mendelson, Y., and Chon, K. H. (2012). Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(2):303–306.
- [34] Subbe, C., Davies, R., Williams, E., Rutherford, P., and Gemmell, L. (2003). Effect of introducing the modified early warning score on clinical outcomes, cardio-pulmonary arrests and intensive care utilisation in acute medical admissions. *Anaesthesia*, 58(8):797–802.
- [35] Sun, Y., Azorin-Peris, V., Kalawsky, R., Hu, S., Papin, C., and Greenwald, S. E. (2012). Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems: comparison between a high-performance camera and a low-cost webcam. *Journal of biomedical optics*, 17(3):037005.
- [36] Sun, Y. and Thakor, N. (2016). Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(3):463–477.
- [37] Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., and Yoshida, M. (2014). Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, 3(2):282–302.
- [38] Tarrant, S. C., Ellis, R. E., Flack, F. C., and Selley, W. G. (1997). Comparative review of techniques for recording respiratory events at rest and during deglutition. *Dysphagia*, 12(1):24–38.
- [39] Tremper, K. K. (1989). Pulse oximetry. *Chest*, 95(4):713–715.

- [40] Ugnell, H. and Öberg, P. (1995). The time-variable photoplethysmographic signal; dependence of the heart synchronous signal on wavelength and sample volume. *Medical engineering & physics*, 17(8):571–578.
- [41] Verkruyse, W., Svaasand, L. O., and Nelson, J. S. (2008). Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Opt. Express*, 16(26):21434–21445.
- [42] Wu, H.-Y., Rubinstein, M., Shih, E., Guttag, J., Durand, F., and Freeman, W. T. (2012). Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. *ACM Trans. Graph. (Proceedings SIGGRAPH 2012)*, 31(4).
- [43] Yang, B.-H., Rhee, S., and Asada, H. H. (1998). A twenty-four hour tele-nursing system using a ring sensor. In *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.98CH36146)*, volume 1, pages 387–392 vol.1.
- [44] Zijlstra, W. G., Buursma, A., and Meeuwesen-van der Roest, W. P. (1991). Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin. *Clinical Chemistry*, 37(9):1633–1638.
- [45] Department of Emergency Medicine. (2000). Analysis and interpretation of the electrocardiogram. https://meds.queensu.ca/central/assets/modules/ts-ecg/the_12_lead_ecg.html, diakses tanggal 9 Juni 2018.
- [46] Mortazavi, SMJ. (2018). Common tests for heart failure. https://www.researchgate.net/post/How_depth_low_power_laser_can_penetrate_human_tissue, diakses tanggal 8 Agustus 2018.
- [47] Wilkinson, Emma. (2014). Warning over plastics used in treating premature babies. <https://www.bbc.com/news/health-30034760>, diakses tanggal 6 Juni 2018.
- [48] _____, (2018). Common tests for heart failure. http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HeartFailure/DiagnosingHeartFailure/Common-Tests-for-Heart-Failure_UCM_306334_Article.jsp, diakses tanggal 6 Juni 2018.