



PROYEK AKHIR

NON-WEARABLE VISION BASED HEART AND BREATH RATE MONITORING

Oleh:

Muhammad Nasrullah

NRP. 3110151022

Dosen Pembimbing 1:

Dr.Eng. Indra Adji Sulistijono, ST, M.Eng.

NIP. 19670527 199403 1 018

Dosen Pembimbing 2:

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

NIP. 198610312018031001

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

2019



PROYEK AKHIR

NON-WEARABLE VISION BASED HEART AND BREATH RATE MONITORING

Oleh:

Muhammad Nasrullah

NRP. 3110151022

Dosen Pembimbing 1:

Dr.Eng. Indra Adjı Sulistijono, ST, M.Eng.

NIP. 19670527 199403 1 018

Dosen Pembimbing 2:

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

NIP. 198610312018031001

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

2019

ABSTRAK

Dalam proses monitoring detak jantung atau *Heart Rate* (HR) dan pernapasan atau *Breath Rate* (BR) konvensional penggunaan sensor-sensor yang dipasangkan pada tubuh 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, ditambah lagi penempatan posisi sensor pada tubuh dapat mempengaruhi tingkat akurasi pembacaan. Oleh karena itu, Pada proyek akhir ini dibuat suatu sistem berbasis sensor kamera yang dapat mengukur tingkat HR dan BR tanpa adanya kontak fisik dengan tubuh dengan menggunakan teknik *Photoplethysmography* (PPG) yang memanfaatkan pengolahan citra dan pengolahan sinyal dengan menggunakan kerangka kerja *Eulerian Video Magnification* (EVM). Tujuan akhir untuk memonitoring kinerja jantung hanya melalui visual. Hasil pengujian sementara dalam penguatan informasi gerak bekerja dengan baik pada daerah leher, sedangkan penguatan informasi warna yang dapat merepresentasikan detak jantung ditemukan pada daerah wajah. Ekstraksi sinyal dari setiap kanal warna RGB (*Red-Green-Blue*) dilakukan untuk memperoleh data detak jantung.

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

ABSTRACT

In the conventional Heart Rate (HR) and Breath Rate (BR) monitoring process the use of sensors attached to the body is practically difficult to apply under certain conditions because patients tend to feel uncomfortable, for example in infants who are actively moving or when free movement is needed, diagnosing wounds (burns / ulcers / trauma) and evaluation of skin healing, plus the placement of the sensor position in the body can affect the accuracy of the reading. Therefore, in this final project a camera sensor based system can be used to measure HR and BR levels without physical contact with the body using the Photoplethysmography (PPG) technique that utilizes image processing and signal processing using the Eulerian Video Magnification (EVM) framework. The ultimate goal of this study is to monitor heart conditions and respiratory system only through visual. Tentative results in motion magnification work well in the neck area, while color amplification that can represent heart rate (HR) is found in the facial area. Signal extraction from each RGB (Red-Green-Blue) color channel is performed to obtain heart rate data.

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	xiii
BAB 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	4
1.6 Sistematika Penulisan	5
BAB 2 STUDI PUSTAKA	7
2.1 Karakteristik Gelombang Cahaya Pada Kulit	7
2.2 Elektrokardiografi (ECG atau EKG)	9
2.3 <i>Photoplethysmography</i> (PPG)	9
2.3.1 Wearable <i>Photoplethysmography</i> (PPG)	11
2.3.2 Non-Wearable <i>Photoplethysmography</i> (PPG)	12
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)	15
2.6.1 <i>Space-time Video Processing</i>	17
2.6.2 <i>Eulerian Motion Magnification</i>	18
BAB 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	28
BAB 4	PENGUJIAN DAN ANALISA SISTEM	29
4.1	Pengujian Pemilihan ROI	29
4.1.1	Tujuan	29
4.1.2	Peralatan	29
4.1.3	Prosedur	30
4.1.4	Hasil dan Analisa	30
4.2	Pengujian magnifikasi video dengan teknik EVM (<i>Eulerian Video Magnification</i>)	34
4.2.1	Tujuan	34
4.2.2	Peralatan	34
4.2.3	Prosedur	34
4.2.4	Hasil dan Analisa	34
4.3	Pengujian ekstraksi sinyal video dengan menggunakan nilai piksel rata-rata	40
4.3.1	Tujuan	40
4.3.2	Peralatan	40
4.3.3	Prosedur	40
4.3.4	Hasil dan Analisa	41
4.4	Pengujian nilai detak jantung dari hasil ekstraksi sinyal . .	47
4.4.1	Hasil dan Analisa	48
BAB 5	PENUTUP	49
5.1	Kesimpulan Sementara	49
5.2	Pekerjaan Selanjutnya	49
DAFTAR PUSTAKA		51

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1	Data Penderita Penyakit Jantung Berdasarkan Rentan Usia Tahun 2007	1
Gambar 1.2	Proses monitor detak jantung dan pernapasan pada bayi (a) dan orang dewasa (b)	2
Gambar 2.1	Ilustrasi penetrasi cahaya dalam kulit.	8
Gambar 2.2	(a) 12 Lead ECG. (b) Gelombang dan kompleks pada sinyal ECG.	9
Gambar 2.3	Variasi dalam redaman cahaya oleh jaringan tubuh.	10
Gambar 2.4	Komponen pulsatil (AC) dari sinyal PPG dan sesuai dengan ECG.	11
Gambar 2.5	Penempatan LED dan PD untuk mode transmisi dan reflektansi PPG	11
Gambar 2.6	Amplitudo relatif PPG terhadap panjang gelombang PPG berdasarkan penelitian Crowe and Damianou [8]	13
Gambar 2.7	Aplikasi Metode ICA untuk memperoleh gelombang PPG	14
Gambar 2.8	Kerangka Kerja Metode EVM	16
Gambar 2.9	Visualisasi frekuensi temporal yang dominan . .	18
Gambar 2.10	Pemfilteran temporal untuk memperkirakan translasi spasial	20
Gambar 3.1	Diagram Alir Penggerjaan Proyek Akhir	23
Gambar 3.2	Perancangan Sistem Kerja	24
Gambar 3.3	Blok diagram kerja sistem monitoring	25
Gambar 3.4	Rancangan <i>Graphical User Interface</i> (GUI) . . .	27
Gambar 4.1	Data cuplikan video tangan kiri dengan ROI. . .	30
Gambar 4.2	Data cuplikan video tangan kanan dengan ROI. .	31
Gambar 4.3	Data cuplikan video leher kiri dengan ROI. . .	31
Gambar 4.4	Data cuplikan video leher kanan dengan ROI. .	32
Gambar 4.5	Data cuplikan video wajah subyek1 dengan ROI.	32
Gambar 4.6	Data cuplikan video wajah subyek2 dengan ROI.	33

Gambar 4.7	Data cuplikan video bagian tubuh atas dengan ROI.	33
Gambar 4.8	Sekuen gambar data Tangan1 dengan filter <i>spatial-laplacian pyramid-temporal-ideal</i>	35
Gambar 4.9	Sekuen gambar data Tangan2 dengan filter <i>spatial-laplacian pyramid-temporal-infinite impulse response</i>	35
Gambar 4.10	Sekuen gambar data Leher1 dengan filter <i>spatial-laplacian pyramid-temporal-infinite impulse response</i>	36
Gambar 4.11	Sekuen gambar data Leher2 dengan filter <i>spatial-laplacian pyramid-temporal-infinite impulse response</i>	37
Gambar 4.12	Sekuen gambar data Wajah1 dengan filter <i>spatial-gaussian pyramid-temporal-ideal</i>	38
Gambar 4.13	Sekuen gambar data Wajah1 dengan filter <i>spatial-gaussian pyramid-temporal-ideal</i>	38
Gambar 4.14	Sekuen gambar data Badan dengan filter <i>spatial-gaussian pyramid-temporal-ideal</i>	39
Gambar 4.15	Grafik kanal warna merah Wajah1 sebelum proses magnifikasi.	41
Gambar 4.16	Grafik kanal warna hijau Wajah1 sebelum proses magnifikasi.	41
Gambar 4.17	Grafik kanal warna biru Wajah1 sebelum proses magnifikasi.	42
Gambar 4.18	Grafik kanal warna merah Wajah1 setelah proses magnifikasi.	42
Gambar 4.19	Grafik kanal warna hijau Wajah1 setelah proses magnifikasi.	43
Gambar 4.20	Grafik kanal warna biru Wajah1 setelah proses magnifikasi.	43
Gambar 4.21	Grafik kanal warna merah Wajah2 sebelum proses magnifikasi.	44
Gambar 4.22	Grafik kanal warna hijau Wajah2 sebelum proses magnifikasi.	44
Gambar 4.23	Grafik kanal warna biru Wajah2 sebelum proses magnifikasi.	45
Gambar 4.24	Grafik kanal warna merah Wajah2 setelah proses magnifikasi.	45

Gambar 4.25	Grafik kanal warna hijau Wajah2 setelah proses magnifikasi.	46
Gambar 4.26	Grafik kanal warna biru Wajah2 setelah proses magnifikasi.	46
Gambar 4.27	Data hasil detak jantung (HR) yang diperoleh . .	47

DAFTAR TABEL

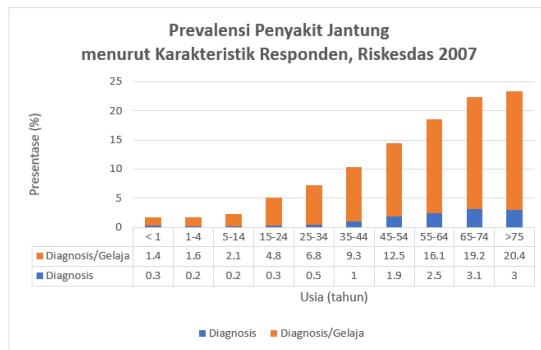
Tabel 2.1	Daftar Penelitian Dengan Wearable PPG	12
Tabel 2.2	Daftar Penelitian <i>Non-Wearable Vision Based PPG</i> .	13
Tabel 3.1	Kamera untuk Proses Monitoring HR dan BR . . .	25
Tabel 3.2	Spesifikasi Perangkat Benam untuk Proses Monitoring HR dan BR	26
Tabel 3.3	Perangkat <i>Wearable</i> untuk Pengukuran HR dan BR	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. [12]]. Berdasarkan Ganong et al. [13], rata-rata tingkat pernapasan (BR) pada orang dewasa berkisar antara 12-18 kali per menit. Kombinasi detak jantung atau *Heart Rate* (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. [7]]. Berdasarkan data Badan Penelitian [30] 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. [37]]. 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.



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> (b) <http://www.heart.org/HEARTORG/>

Conditions/HeartFailure/DiagnosingHeartFailure/Common-Tests-for-Heart-Failure_UCM_306334_Article.jsp (diakses tanggal 6 Juni 2018)

Penelitian sebelumnya telah diajukan dalam literatur [Kristjánsdóttir et al. [18], Leonard et al. [21], Nilsson et al. [29], Nam et al. [28], Tarrant et al. [41]] 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. [14]]. 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. [26], Renevey et al. [33], Tarrant et al.

[41], Yang et al. [47]]. Photoplethysmography (PPG) juga telah banyak digunakan untuk memperkirakan tingkat pernapasan karena kesederhanaan [Allen [2], Kamal et al. [16], Kristjánsdóttir et al. [18]]. 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. [19], Nam et al. [28]]. 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 ditambahkan 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. [19], Nam et al. [28]] 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 2: 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 Image Processing* serta *Digital Signal Processing*.

BAB 3: 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 4: 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 5: PENUTUP

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

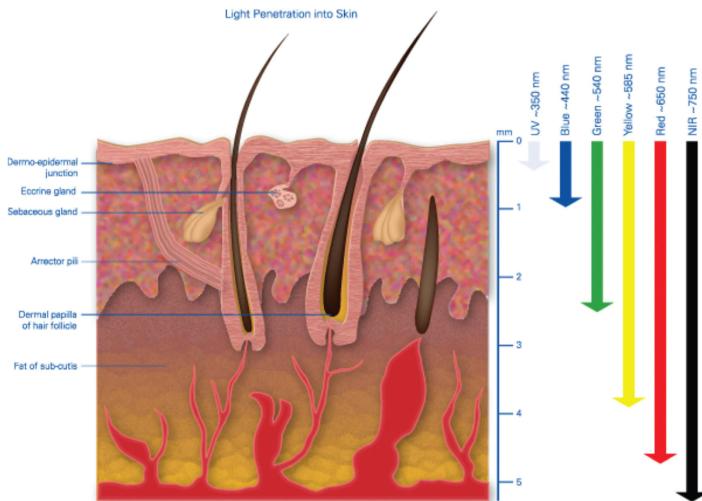
BAB 2

STUDI PUSTAKA

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. [14]]. Oleh karena itu, dikembangkan metode *Photoplethysmography* (PPG) yang memanfaatkan karakteristik gelombang cahaya untuk memonitor tingkat HR dan BR. Berdasarkan Sun dan Thakor [39], 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 [3] 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 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.



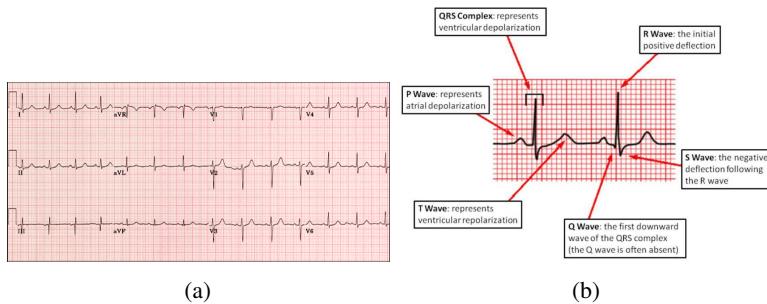
Gambar 2.1 Ilustrasi penetrasi cahaya dalam kulit.

sumber: Ash, C. et al. (2017). "Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods." *Lasers in Medical Science*, Vol. 32, halaman 1910.

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. [40]]. 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 [15], Lee et al. [20], Maeda et al. [23, 24], Matsumura et al. [25], Scully et al. [36]]. 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. [40]].

2.2 ELEKTROKARDIOGRAFI (ECG ATAU EKG)



Gambar 2.2 (a)12 Lead ECG. (b) Gelombang dan kompleks pada sinyal ECG.

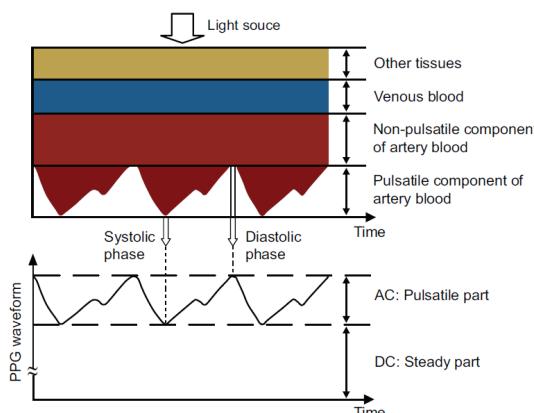
sumber: https://meds.queensu.ca/central/assets/modules/ts-ecg/the_12_lead_ecg.html
(diakses tanggal 9 Juni 2018)

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)

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 [2], Kamal et al. [16]]. 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 [43]].



Gambar 2.3 Variasi dalam redaman cahaya oleh jaringan tubuh.

sumber: Tamura et al. (2014). "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present". *Electronics*, Vol. 3, halaman 283.

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 [2], Charlton et al. [6]].

Komponen pulsatif 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 inspirasi,

aktivitas vasomotorik dan gelombang vasokonstriktor, gelombang *Traube Hering Mayer* (THM) dan juga termoregulasi [Allen [2]].



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". *Physiological Measurement*, Vol. 28, No. 3, halaman R3.

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 [42]].



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 285.

Menurut Tamura et al. [40], 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 mendekripsi 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. [26]	reflektansi	HR	Pergelangan tangan & dahi
Renevey et al. [33]	reflektansi	HR	Pergelangan tangan
Rhee et al. [34]	transmisi	HR	jari manis
Yang et al. [47]	transmisi	HR & SpO2	jari manis

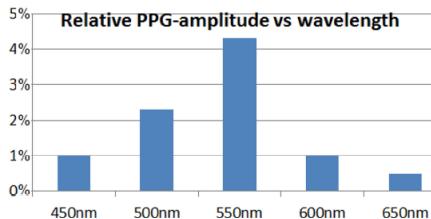
sumber: Sun, Y. and Thakor, N. (2016). "Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 63, No. 3, halaman 466.

Menurut Sun dan Thakor [39], 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 [39]].



Gambar 2.6 Amplitudo relatif PPG terhadap panjang gelombang PPG berdasarkan penelitian Crowe and Damianou [8]

sumber: de Haan, G. and Jeanne, V. (2013). "Robust pulse rate from chrominance-based rppg". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 10, halaman 2878.

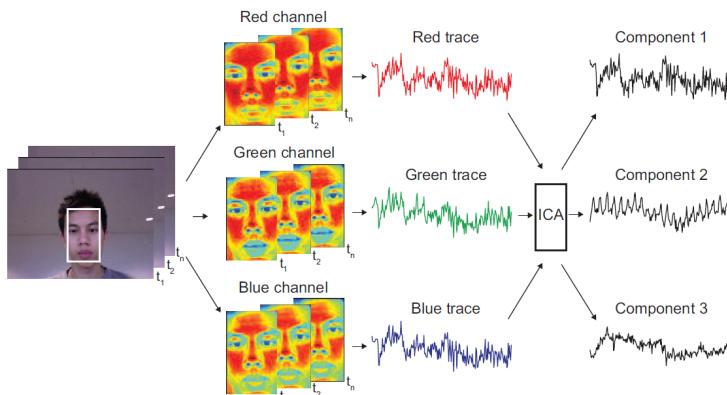
Pada dasarnya teknik PPG berbasis kamera ini memiliki keuntungan dari fakta bahwa variasi dari penyerapan optis pada kulit manusia bergantung pada panjang gelombang yang digunakan, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.6. Perubahan gerakan kulit relatif terhadap sensor, di sisi lain, sebagian besar mempengaruhi intensitas cahaya yang dipantulkan atau ditransmisikan oleh kulit tanpa memperhatikan panjang gelombang [de Haan dan Jeanne [9]]. Verkruyse et al. [44] 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 [9]	CCD	HR	Lampu studio
Estepp et al. [11]*	CCD	HR	Bola lampu
Kong et al. [17]	CCD	HR, BR, & SpO2	Cahaya sekitar
Poh et al. [31, 32]	Webcam	HR, BR, & HRV	Cahaya sekitar
Rubinstein [35]	DC	HR	Cahaya sekitar
Scully et al. [36]	Ponsel	HR, BR, & SpO2	LED putih
Verkruyse et al. [44]	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*, Vol. 63, No. 3, halaman 468.

2.4 INDEPENDENT COMPONENT ANALYSIS (ICA)



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*, Vol. 18, No. 10, halaman 10767.

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. [31, 32], 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. [48]],

setiap sensor warna merekam campuran sinyal sumber asli dengan bobot yang sedikit berbeda.

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. [40]].

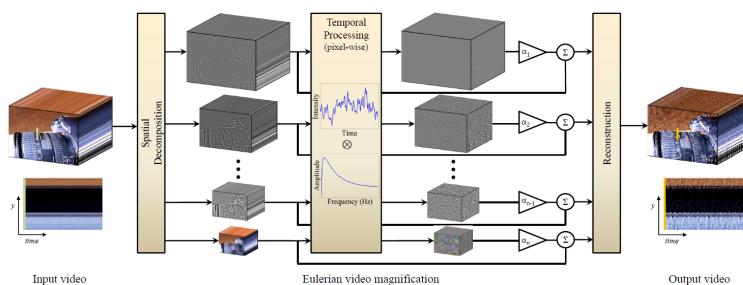
2.5 PRINCIPLE COMPONENT ANALYSIS (PCA)

Pemfilteran adaptif yang dikombinasikan dengan peningkatan desain mekanik dan konfigurasi probe meningkatkan akurasi sinyal PPG yang dihasilkan [Rhee et al. [34]]. 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 terselubungi. Pada penelitian Wu et al. [46], 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.



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. (Proceedings SIGGRAPH 2012)*, Vol. 31, No. 4, halaman 65:1.

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 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. [17], Lazaro et al. [19], Lewandowska et al. [22], Mirmohamadsadeghi et al. [27], Poh et al. [31, 32], Sun et al. [38], Verkruyse et al. [44]] menggunakan nilai rata-rata piksel di seluruh wilayah wajah, sementara metode EVM hanya dengan mengamati daerah pulsatil 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.

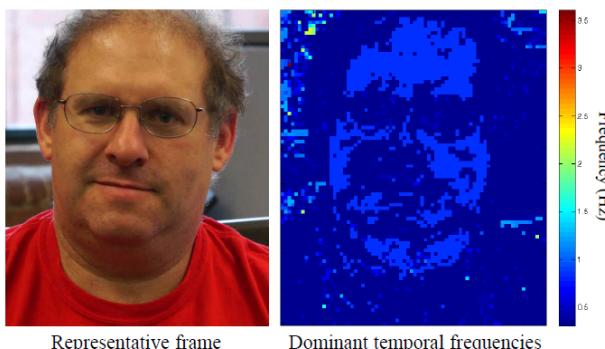
Rubinstein [35] menggabungkan pemrosesan spasial dan temporal untuk mempertegas perubahan temporal yang halus dalam suatu video. Proses tersebut diilustrasikan pada Gambar 2.8. Hal pertama yang dilakukan adalah menguraikan urutan video ke dalam pita frekuensi spasial yang berbeda. Pita-pita frekuensi 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 [5].

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 [35], 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. [31, 32]] dapat mengurangi rasio *signal-to-noise* (SNR) dan keakuratan perkiraan HR.



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. [46] 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

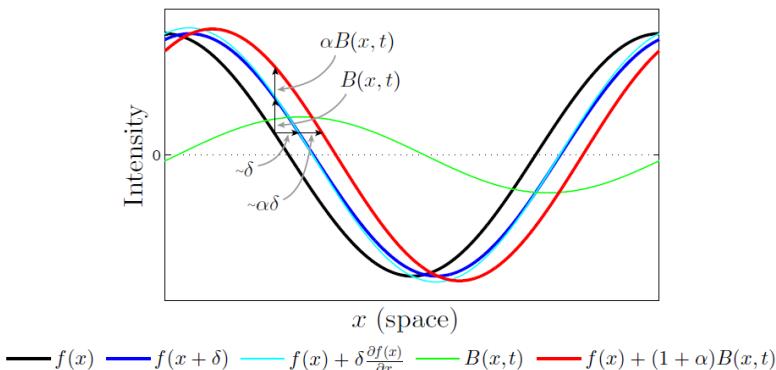
$$\tilde{I}(x; t) \approx f(x) + (1 + \alpha)\delta(t) \frac{\partial f(x)}{\partial x}. \quad (2.5)$$

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 $I(x; t + 1) = f(x + \delta)$ $t + 1$. 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. (Proceedings SIGGRAPH 2012)*, Vol. 31, No. 4, halaman 65:3.

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,

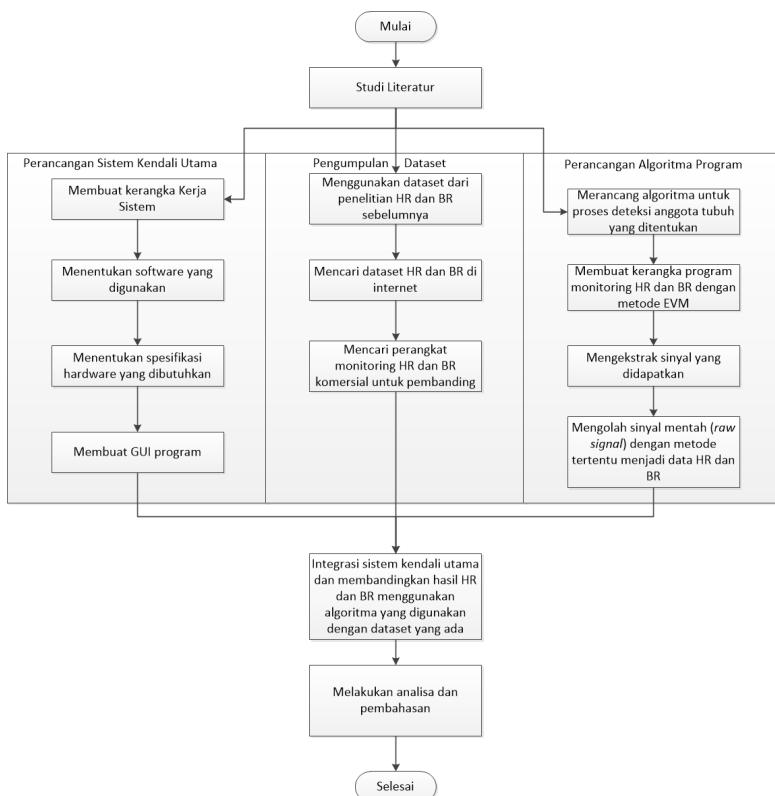
$$\tilde{I}(x; t) \approx f(x + \sum_k (1 + \alpha_k) \delta_k(t)) \quad (2.8)$$

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

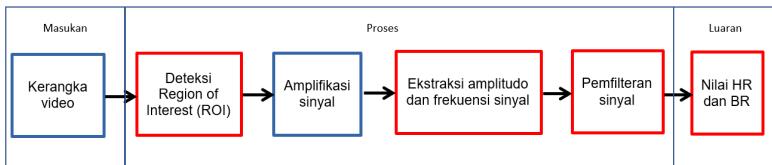
Pada BAB ini akan dibahas lebih dalam mengenai perancangan tugas akhir yang akan dikerjakan. Gambar 3.1 merupakan diagram alir tahapan pengerjaan proyek akhir yang direncanakan.



Gambar 3.1 Diagram Alir Pengerjaan Proyek Akhir

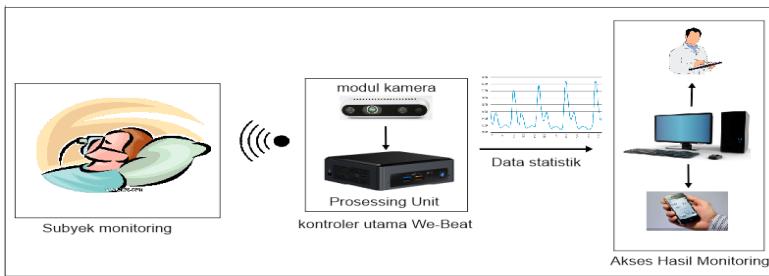
3.1 PERANCANGAN SISTEM KERJA

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 pendekripsi 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 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 pendekripsi 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 penggerjaan proyek akhir. Melalui proses pengolahan data tersebut akan dihasilkan luaran berupa nilai konkret dari HR dan BR yang terdeteksi. Gambar 3.3 menunjukkan blok diagram sistem yang digunakan.



Gambar 3.3 Blok diagram kerja sistem monitoring

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 Konektivitas 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 Konektivitas 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 Proses 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 i5-337U 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)



Gambar 3.4 Rancangan 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 3.4, terdapat dua kotak yang nantinya

akan diisi dengan frame video yang akan digunakan untuk menampilkan video masukan 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 detil 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.

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 kesahatan 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 SpO ₂ 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

BAB 4

PENGUJIAN DAN ANALISA SISTEM

Pada BAB ini akan dijelaskan mengenai proses pengujian dan hasil yang didapat dari pengujian sistem tersebut. Pengujian sistem yang dilakukan meliputi:

- Pengujian pemilihan fokus daerah kerja atau *Region of Interest* (ROI).
- Pengujian penguatan *magnification* video dengan teknik EVM (*Eulerian Video Magnification*).
- Pengujian ekstraksi sinyal video dengan menggunakan nilai piksel rata-rata.
- Pengujian nilai detak jantung dari hasil ekstraksi sinyal.

4.1 PENGUJIAN PEMILIHAN ROI

Pada proses pengujian ini terlebih dahulu dilakukan pengambilan data berupa video pada bagian tubuh tertentu, seperti pada wajah, pergelangan tangan, dan pada daerah leher menggunakan kamera DSLR (*Digital Single-Lens Reflex*). Hasil pengambilan data tersebut kemudian akan digunakan sebagai masukan *input* untuk pemilihan daerah kerja atau ROI.

4.1.1 Tujuan

Pengujian pemilihan ROI bertujuan untuk menentukan fokus daerah kerja yang akan digunakan untuk menjalankan proses-proses berikutnya. Daerah kerja yang dimaksud adalah bagian dari tubuh yang menunjukkan adanya aktifitas aliran darah ataupun pernapasan. Pemilihan ROI dapat mempengaruhi kualitas dan tingkat keakuratan data yang dihasilkan.

4.1.2 Peralatan

Peralatan yang digunakan dalam proses pengujian ini adalah kamera sebagai sensor citra utama yang digunakan untuk pengambilan data berupa video, serta tripod atau penyangga kamera untuk menjaga posisi kamera agar tetap stabil saat proses pengambilan data berlangsung. *Software* MATLAB digunakan sebagai alat bantu pemrosesan citra digital untuk menentukan daerah ROI pada data video.

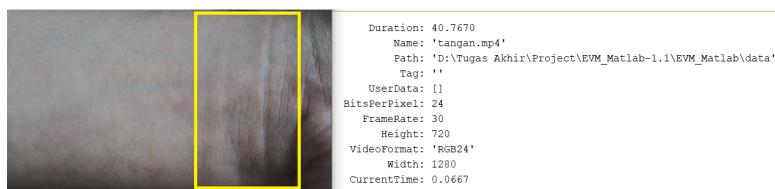
4.1.3 Prosedur

Prosedur yang harus dilakukan adalah sebagai berikut:

- Pastikan tingkat pencahayaan yang ada cukup, sehingga saat melakukan proses perekaman detil-detil gambar yang dihasilkan tetap terlihat.
- Tentukan bagian tubuh yang akan direkam dan pastikan terdapat aktifitas aliran darah ataupun pernapasan pada daerah tersebut.
- Atur posisi kamera dengan bagian tubuh tersebut sedemikian hingga posisinya sejajar dengan letak kamera.
- Pastikan posisi kamera tetap dan stabil sehingga tidak terjadi gangguan berupa perubahan posisi kamera.
- Atur kamera untuk merekam dengan nilai *frame rate* lebih dari 20 *frame* tiap detiknya.
- Lakukan proses pengambilan video dengan waktu yang cukup — lebih dari 8 detik—.

4.1.4 Hasil dan Analisa

Pada pengujian kali ini pemilihan ROI dilakukan secara manual, yaitu dengan cara mendefinisikan terlebih dahulu bagian-bagian tubuh yang dapat menunjukkan aktifitas aliran darah ataupun pernapasan. Berikut adalah hasil dari proses pengujian yang didapat.



Gambar 4.1 Data cuplikan video tangan kiri dengan ROI.

Pada Gambar 4.1 merupakan cuplikan gambar dari data rekaman sampel tangan kiri yang selanjutnya akan disebut dengan data "Tangan1". Sebelum melakukan pengambilan data, telah dilakukan pengecekan terlebih dahulu pada daerah pergelangan tangan untuk memastikan adanya area yang menunjukkan aktifitas aliran darah. Pada area yang dibatasi dengan kotak berwarna kuning, terdapat urat nadi yang dapat merepresentasikan aktifitas aliran darah pada tubuh, khususnya pergelangan tangan. Akan tetapi, saat diamati dengan pengelihatan biasa

ataupun dalam proses pengambilan data video "Tangan1" pergerakan nadi yang terjadi tidak terlihat dengan jelas.



Gambar 4.2 Data cuplikan video tangan kanan dengan ROI.
sumber: people.csail.mit.edu/mrub/vidmag/

Gambar 4.2 merupakan cuplikan gambar dari data rekaman sampel tangan kanan yang didapatkan dari dataset penelitian Wu et al. [46] dan Rubinstein [35] yang selanjutnya akan disebut dengan data "Tangan2". Berdasarkan penjelasan yang didapatkan dari penelitian tersebut, daerah fokus kerja yang menunjukkan aktifitas pergerakan nadi ditandai dengan kotak berwarna kuning. Seperti halnya pada data "Tangan1", data "Tangan2" tidak terlihat dengan kasat mata pergerakan nadi yang terjadi.



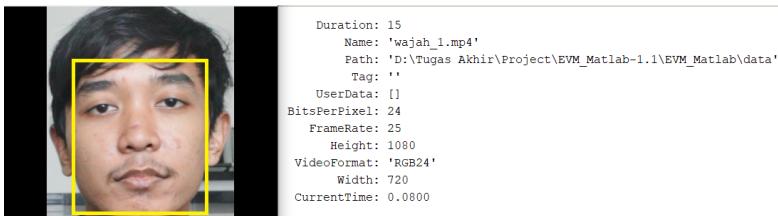
Gambar 4.3 Data cuplikan video leher kiri dengan ROI.

Terlihat pada Gambar 4.3 data dari rekaman sampel yang diambil pada bagian leher sebelah kiri yang selanjutnya akan disebut dengan data "Leher1". Pada area fokus kerja yang ditandai dengan kotak berwarna kuning, terdapat pergerakan nadi yang terjadi dan dapat telihat ketika diamati dengan pengelihatan biasa meskipun perubahannya tidak terlalu signifikan namun tampak jika dibandingkan dengan pergerakan nadi di daerah pergelangan tangan.



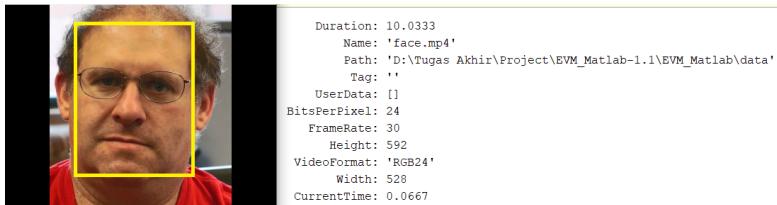
Gambar 4.4 Data cuplikan video leher kanan dengan ROI.

Gambar 4.4 merupakan data rekaman sampel yang diambil dari bagian leher sebelah kanan yang selanjutnya akan disebut sebagai data "Leher2". Data "Leher2" ini memiliki karakteristik yang identik dengan data "Leher1" di mana terlihat aktifitas nadi yang ditandai dengan kotak berwarna kuning. Akan tetapi, pergerakan nadi yang terjadi pada data "Leher1" lebih terlihat dan cakupan areanya lebih luas jika dibandingkan dengan data "Leher2". Hal tersebut dapat dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti jarak pengambilan data, tingkat pencahayaan, maupun perbedaan karakteristik dari masing-masing individu.



Gambar 4.5 Data cuplikan video wajah subyek1 dengan ROI.

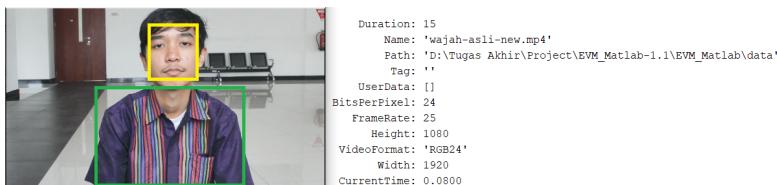
Pada Gambar 4.5 tampak cuplikan data dari sampel rekaman video yang diambil pada daerah sekitar wajah yang selanjutnya akan disebut dengan data "Wajah1". Pengambilan data pada daerah wajah dilakukan karena karakteristik kulit pada daerah ini yang lebih reflektif terhadap cahaya. Hal tersebut telah dijelaskan sebelumnya pada penelitian yang dilakukan oleh Poh et al. [31, 32], serta Sun dan Thakor [39]. Oleh karena itu, area fokus kerja atau ROI yang digunakan meliputi hampir keseluruhan daerah wajah.



Gambar 4.6 Data cuplikan video wajah subyek2 dengan ROI.

sumber: people.csail.mit.edu/mrub/vidmag/

Gambar 4.6 merupakan cuplikan dari dataset rekaman sampel wajah yang digunakan dalam penelitian Wu et al. [46] dan Rubinstein [35] yang selanjutnya akan disebut dengan data "Wajah2". Seperti halnya pada data "Wajah1", kotak kuning yang menandakan daerah fokus kerja pada data "Wajah2" mencangkup hampir seluruh bagian wajah.



Gambar 4.7 Data cuplikan video bagian tubuh atas dengan ROI.

Gambar 4.7 menunjukkan cuplikan sampel data dari setengah badan bagian atas yang terdiri dari bagian wajah dan badan yang selanjutnya disebut dengan data "Badan". Pada data "Badan" terdapat dua area fokus kerja yang ditandai dengan kotak dengan warna yang berbeda. Kotak warna kuning menandakan area fokus yang digunakan untuk menentukan nilai detak jantung seperti yang dilakukan pada data-data sebelumnya yang memiliki warna kotak yang serupa, sedangkan kotak berwarna hijau digunakan untuk menghitung tingkat pernapasan dari subyek.

4.2 PENGUJIAN MAGNIFIKASI VIDEO DENGAN TEKNIK EVM (*EULERIAN VIDEO MAGNIFICATION*)

Pada pengujian ini dilakukan proses penguatan dalam artian menguatkan informasi-informasi yang terdapat pada data-data yang telah diperoleh dalam proses sebelumnya dengan menggunakan teknik EVM yang dirumuskan dalam penelitian Wu et al. [46] dan Rubinstein [35].

4.2.1 Tujuan

Pengujian ini bertujuan untuk memperjelas informasi-informasi yang terdapat pada data-data video yang telah dijelaskan sebelumnya. Dalam pengujian ini, informasi yang akan diperjelas adalah informasi yang berkaitan tentang aktifitas dari bagian-bagian pada tubuh yang dapat menunjukkan adanya aktifitas aliran darah dan pernapasan.

4.2.2 Peralatan

Peralatan yang digunakan dalam pengujian ini adalah *software* MATLAB dengan tambahan *library* (*Eulerian Video Magnification*).

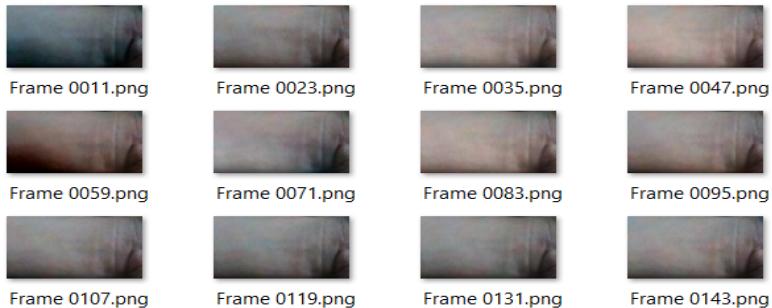
4.2.3 Prosedur

Prosedur pengujian magnifikasi video yang harus dilakukan adalah sebagai berikut:

- Buatlah direktori baru dalam folder *library* EVM yang berisikan data rekaman video yang telah didapatkan pada proses sebelumnya.
- Buka aplikasi MATLAB dan jalankan instalasi *library* EVM.
- Setelah proses instalasi selesai, pilih data dalam *folder* yang telah dibuat sebelumnya untuk diproses.
- Atur parameter-parameter yang ada yaitu nilai alpha, level, frekuensi bawah, frekuensi atas, sampling rate, dan chromAttenuation sesuai penjelasan yang terdapat pada sub-BAB 2.6.2.
- Jalankan program dan amati perubahan yang terjadi. Atur nilai dari parameter di atas untuk melihat respon yang didapatkan.

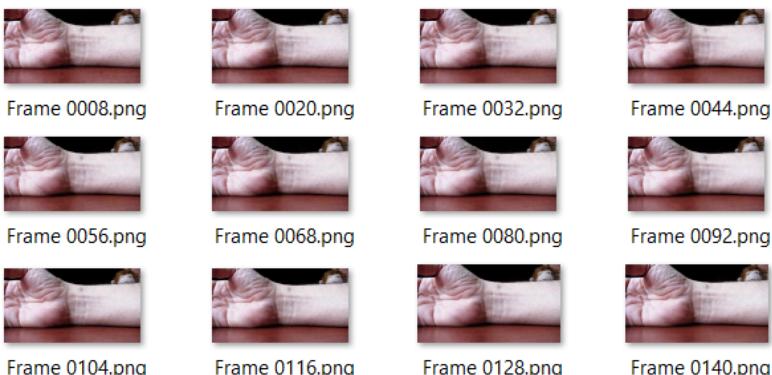
4.2.4 Hasil dan Analisa

Pengujian ini dilakukan menggunakan beberapa jenis filter yang berbeda pada proses magnifikasi video dengan teknik EVM untuk melihat respon serta karakteristik dari masing-masing filter yang digunakan.



Gambar 4.8 Sekuen gambar data Tangan1 dengan filter *spatial-laplacian pyramid-temporal-ideal*.

Gambar 4.8 merupakan hasil dari proses amplifikasi menggunakan filter *laplacian pyramid* pada domain *spatial* ditambah dengan filter *Ideal bandpass* dalam domain *temporal*. Hasil dari gabungan kedua filter ini memiliki karakteristik penguatan warna dan gerak. Penguatan warna yang dihasilkan dengan filter ini lebih dominan dibandingkan penguatan gerak yang dihasilkan. Hal tersebut terlihat pada sekuen gambar pada Gambar 4.8. Hasil dari aplikasi filter ini pada data Tangan1 hanya berhasil menguatkan informasi warna namun belum berhasil untuk menguatkan informasi aktifitas nadi yang dibutuhkan untuk proses penghitungan nilai detak jantung.



Gambar 4.9 Sekuen gambar data Tangan2 dengan filter *spatial-laplacian pyramid-temporal-infinite impulse response*.

Pada hasil pengujian yang ditampilkan pada Gambar 4.9 dilakukan proses magnifikasi dengan menggunakan filter *laplacian pyramid* pada domain *spatial* ditambah dengan filter *Second-order Infinite Impulse Response Bandpass* dalam domain *temporal*. Karakteristik dari hasil pengujian menggunakan filter tersebut pada data Tangan2 berupa penguatan gerak tanpa disertai dengan penguatan warna yang terjadi. Hasil dari aplikasi filter ini dapat menguatkan informasi pergerakan nadi yang digunakan untuk perhitungan nilai detak jantung. Akan tetapi, saat mengaplikasikan filter ini pada data Tangan1 hasil yang didapatkan tidak sebaik hasil pada data Tangan2. Pada data Tangan1 informasi pergerakan urat nadi masih tidak dapat terlihat dengan jelas.



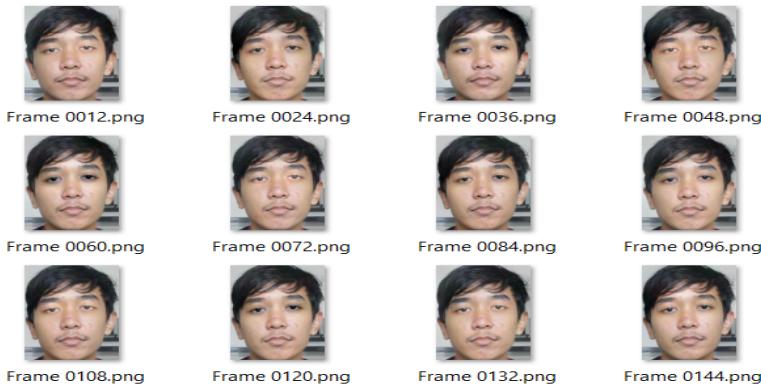
Gambar 4.10 Sekuen gambar data Leher1 dengan filter *spatial-laplacian pyramid-temporal-infinite impulse response*.

Gambar 4.10 merupakan hasil dari proses magnifikasi dari data Leher1 dengan menggunakan filter *laplacian pyramid* pada domain *spatial* ditambah dengan filter *Second-order Infinite Impulse Response Bandpass* dalam domain *temporal*. Sama seperti pengujian sebelumnya pada data Tangan2, didapatkan karakteristik filter ini hanya menguatkan informasi gerak tanpa adanya penguatan informasi warna. Hasil dari penggunaan filter ini dapat memperkuat informasi pergerakan nadi di daerah leher pada data Leher1 di mana sebelum proses penggunaan filter aktifitas pergerakan nadi sudah terlihat meskipun tidak signifikan.



Gambar 4.11 Sekuen gambar data Leher2 dengan filter *spatial-laplacian pyramid-temporal-infinite impulse response*.

Pada Gambar 4.11 merupakan hasil dari proses magnifikasi pada data Leher2 dengan menggunakan filter yang sama seperti pada Gambar 4.10 yaitu filter *laplacian pyramid* pada domain *spatial* ditambah dengan filter *Second-order Infinite Impulse Response Bandpass* dalam domain *temporal*. Perbedaan dari pengujian data Leher1 dan Leher2 ini adalah nilai dari parameter-parameter yang digunakan, di mana nilai parameter dari data Leher2 diatur dengan nilai yang lebih tinggi dibandingkan dengan nilai dari parameter data Leher1. Berdasarkan hasil yang didapatkan dari pengujian ini diketahui bahwa penguatan yang terjadi pada data Leher2 lebih besar dibandingkan pada data Leher1 sehingga aktifitas nadi yang tampak pada data Leher2 dalam Gambar 4.11 lebih terlihat jelas dibandingkan data Leher1 pada Gambar 4.10. Namun, dengan menaikkan nilai parameter magnifikasi, artefak gerak yang ditemukan menjadi semakin banyak.



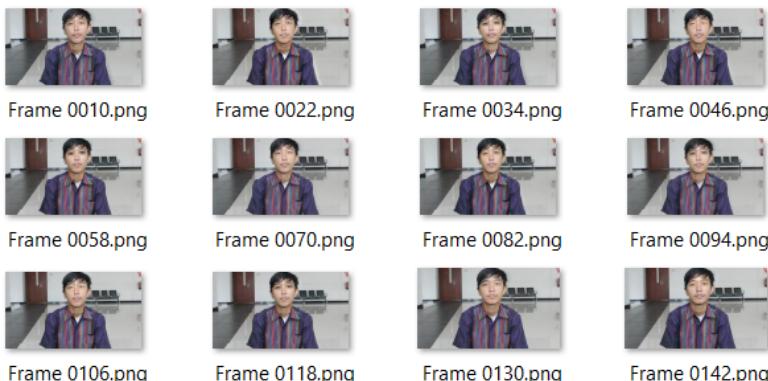
Gambar 4.12 Sekuen gambar data Wajah1 dengan filter *spatial-gaussian pyramid-temporal-ideal*.

Gambar 4.12 merupakan hasil dari proses magnifikasi data Wajah1 dengan menggunakan filter *Gaussian pyramid* pada domain *spatial* ditambah dengan filter *Ideal Bandpass* dalam domain *temporal*. Hasil dari kombinasi kedua filter ini memiliki karakteristik penguatan gerak serta penguatan pada informasi warna gambar yang cukup signifikan. Berdasarkan hasil pengujian pada data Wajah1 yang terlihat pada Gambar 4.12 perbedaan terutama pada informasi warna yang paling tampak secara visual terlihat berada pada daerah sekitar mata.



Gambar 4.13 Sekuen gambar data Wajah1 dengan filter *spatial-gaussian pyramid-temporal-ideal*.

Hasil pengujian proses magnifikasi data Wajah2 pada Gambar 4.13 dengan menggunakan filter yang sama dengan pengujian sebelumnya pada Gambar 4.12 yaitu dengan filter *Gaussian pyramid* pada domain *spatial* ditambah dengan filter *Ideal Bandpass* dalam domain *temporal*. Dari hasil pengujian, didapatkan sedikit perbedaan karakteristik yang ditemukan pada Gambar 4.12 dan Gambar 4.13 di mana pada data Wajah2 perubahan warna yang signifikan ditunjukkan pada daerah kulit, sedangkan pada data Wajah1 perubahan warna yang signifikan terlihat pada area mata. Hal tersebut dapat terjadi akibat pengaruh dari beberapa faktor seperti jarak pengambilan data, tingkat pencahayaan, atau perbedaan karakteristik dari masing-masing individu.



Gambar 4.14 Sekuen gambar data Badan dengan filter *spatial-gaussian pyramid-temporal-ideal*.

Gambar 4.14 merupakan hasil dari proses magnifikasi dengan menggunakan filter yang sama dengan filter yang digunakan pada Gambar 4.12 dan Gambar 4.13. Perbedaan dari pengujian ini dengan pengujian sebelumnya terletak pada area fokus kerja yang digunakan, di mana pada pengujian ini area fokus yang digunakan lebih kecil dibandingkan pada pengujian sebelumnya. Hasil yang didapatkan dari pengujian ini identik dengan hasil yang didapatkan pada Gambar 4.12 di mana perubahan warna yang signifikan terjadi pada daerah sekitar mata. Hal ini dikarenakan oleh subyek pengambilan data merupakan orang yang sama dan tempat serta kondisi pengambilan data yang identik.

4.3 PENGUJIAN EKSTRAKSI SINYAL VIDEO DENGAN MENGGUNAKAN NILAI PIKSEL RATA-RATA

Pada pengujian ini dilakukan proses ekstraksi sinyal yang didapatkan dari data-data yang telah diolah sebelumnya dengan menggunakan proses magnifikasi dengan teknik EVM, khususnya pada data yang mengalami penguatan warna yaitu data Wajah1, Wajah2 dan Badan. Ekstraksi sinyal dengan menggunakan nilai rata-rata piksel (*pixel-mean-levels*) dapat dilakukan karena perubahan informasi warna yang didapatkan berpengaruh terhadap nilai rata-rata piksel dari setiap kanal RGB (*Red-Green-Blue*) yang digunakan.

4.3.1 Tujuan

Pengujian ekstraksi sinyal video bertujuan untuk memperoleh karakteristik sinyal dari rata-rata nilai piksel yang dihasilkan dari masing-masing kanal warna RGB. Sinyal tersebut kemudian akan dianalisa apakah dapat digunakan untuk merepresentasikan sinyal detak jantung.

4.3.2 Peralatan

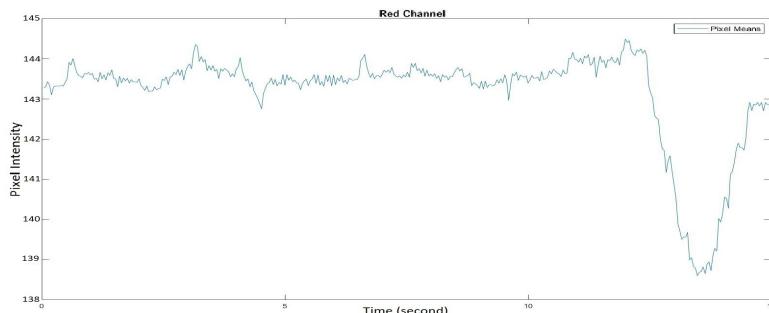
Peralatan yang digunakan dalam pengujian ini adalah *software* MATLAB dengan tambahan *library* (*Image Acquisition Toolbox*).

4.3.3 Prosedur

Prosedur pengujian ekstraksi sinyal yang harus dilakukan adalah sebagai berikut:

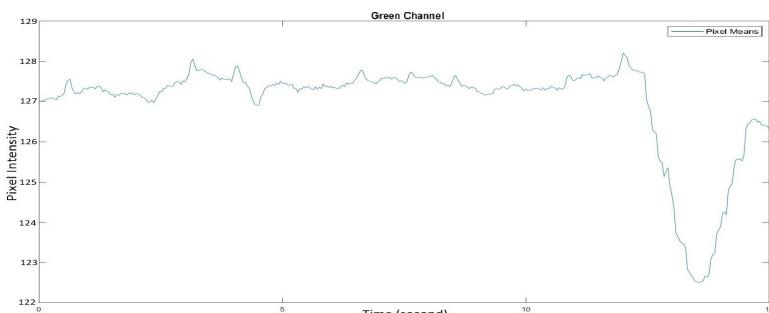
- Buka aplikasi MATLAB dan tentukan direktori data yang akan diekstrak sinyalnya.
- Pilih data yang akan diekstrak sinyalnya, kemudian ekstrak data setiap frame dan simpan dalam *folder* tersendiri.
- Setelah proses ekstraksi data setiap frame selesai, pisahkan setiap kanal warna RGB dan hitung rata-rata piksel dari masing-masing kanal warna pada setiap frame.
- Buatlah grafik pada MATLAB yang menunjukkan urutan hasil ekstraksi rata-rata piksel dengan waktu.

4.3.4 Hasil dan Analisa



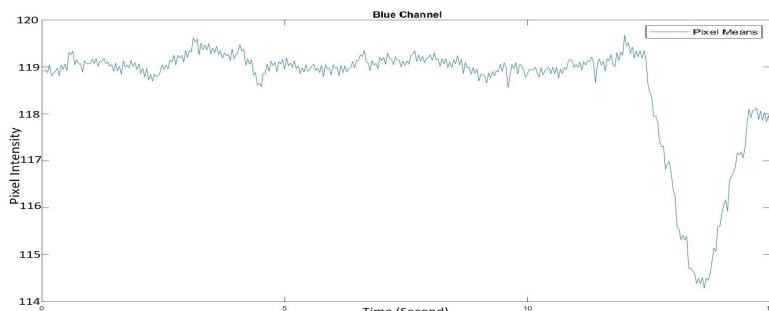
Gambar 4.15 Grafik kanal warna merah Wajah1 sebelum proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.15 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna merah sebelum dilakukan proses magnifikasi belum dapat merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



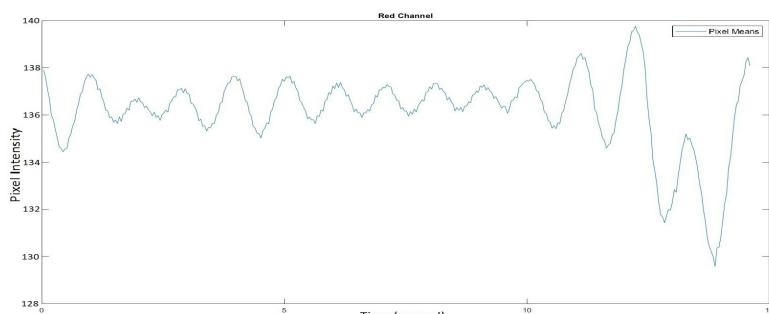
Gambar 4.16 Grafik kanal warna hijau Wajah1 sebelum proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.16 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna hijau sebelum dilakukan proses magnifikasi belum dapat merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



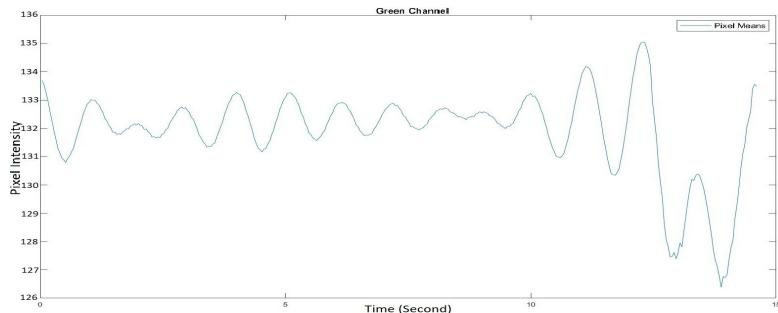
Gambar 4.17 Grafik kanal warna biru Wajah1 sebelum proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.17 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna biru sebelum dilakukan proses magnifikasi belum dapat merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



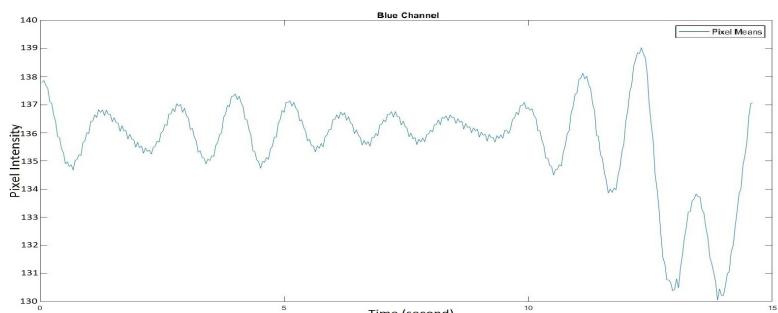
Gambar 4.18 Grafik kanal warna merah Wajah1 setelah proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.18 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna merah setelah dilakukan proses magnifikasi mempunyai karakteristik gelombang sinusoidal yang dapat digunakan untuk merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



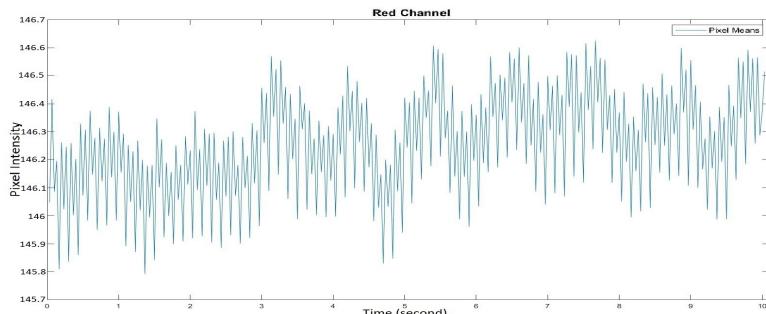
Gambar 4.19 Grafik kanal warna hijau Wajah1 setelah proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.19 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna hijau setelah dilakukan proses magnifikasi mempunyai karakteristik gelombang sinusoidal yang dapat digunakan untuk merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



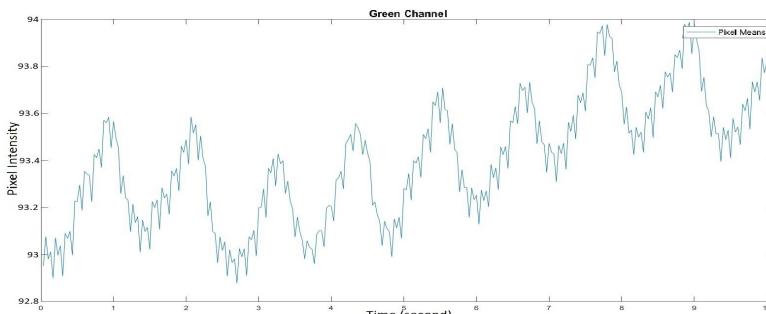
Gambar 4.20 Grafik kanal warna biru Wajah1 setelah proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.20 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna biru setelah dilakukan proses magnifikasi mempunyai karakteristik gelombang sinusoidal yang dapat digunakan untuk merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



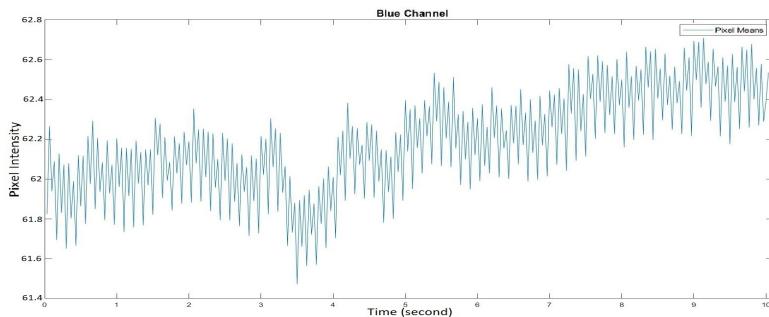
Gambar 4.21 Grafik kanal warna merah Wajah2 sebelum proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.21 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna merah sebelum dilakukan proses magnifikasi belum dapat merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



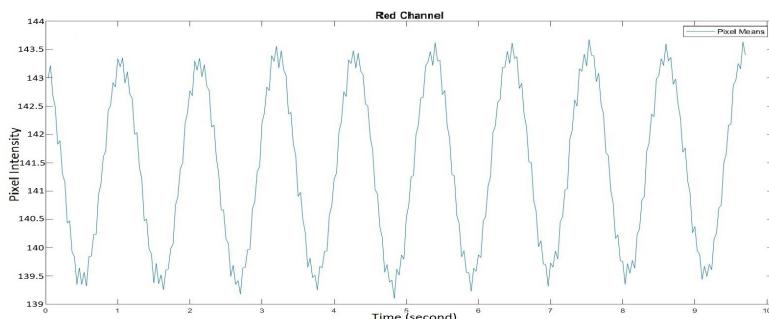
Gambar 4.22 Grafik kanal warna hijau Wajah2 sebelum proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.22 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna hijau sebelum dilakukan proses magnifikasi telah memiliki karakteristik bentuk gelombang periodik merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung meskipun data yang dihasilkan tidak sebaik saat telah dilakukan proses magnifikasi.



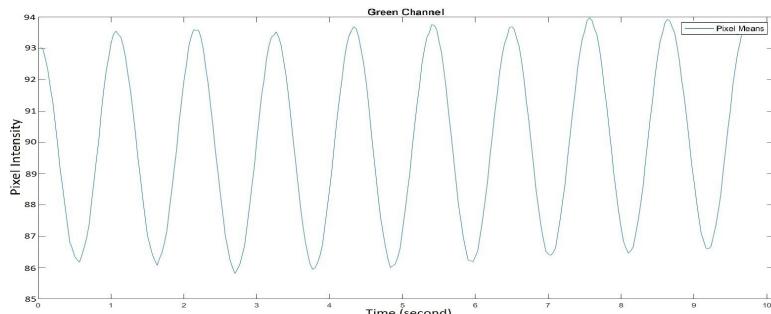
Gambar 4.23 Grafik kanal warna biru Wajah2 sebelum proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.23 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna biru sebelum dilakukan proses magnifikasi belum dapat merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



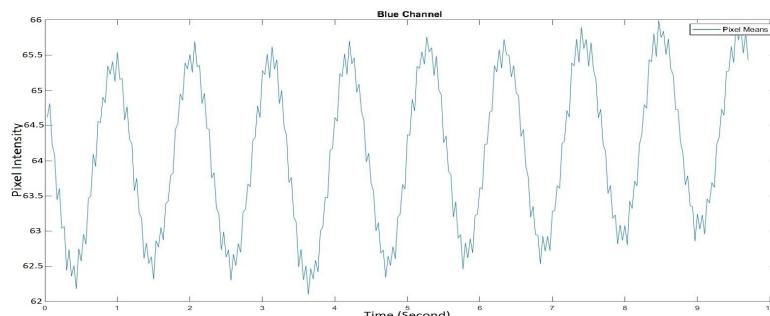
Gambar 4.24 Grafik kanal warna merah Wajah2 setelah proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.24 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna merah setelah dilakukan proses magnifikasi mempunyai karakteristik gelombang sinusoidal yang dapat digunakan untuk merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



Gambar 4.25 Grafik kanal warna hijau Wajah2 setelah proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.25 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna hijau setelah dilakukan proses magnifikasi mempunyai karakteristik gelombang sinusoidal yang dapat digunakan untuk merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.



Gambar 4.26 Grafik kanal warna biru Wajah2 setelah proses magnifikasi.

Pada Gambar 4.26 terlihat bahwa hasil ekstraksi sinyal pada kanal warna biru setelah dilakukan proses magnifikasi mempunyai karakteristik gelombang sinusoidal yang dapat digunakan untuk merepresentasikan sinyal PPG untuk menentukan nilai rata-rata detak jantung.

4.4 PENGUJIAN NILAI DETAK JANTUNG DARI HASIL EKSTRAKSI SINYAL

Pada proses pengujian ini dilakukan pengambilan data pada daerah sekitar wajah dari 10 orang berbeda untuk kemudian diproses menjadi data detak jantung. Hasil pengujian yang didapatkan akan dibandingkan dengan alat lain yang dapat digunakan untuk mengukur detak jantung yaitu pulse oximeter dan xiaomi mi band 3 yang merupakan produk-produk komersial yang telah beredar luas. Proses validasi dilakukan dengan cara mengambil data pada subyek secara bersamaan dengan kamera dan alat-alat yang digunakan untuk validasi, sehingga data yang diperoleh dapat dibandingkan dengan baik.

No.	Data	Hasil – Beats per minute (bpm)			No.	Data	Hasil – Beats per minute (bpm)		
		Metode	Pulse Oximeter	Mi Band			Metode	Pulse Oximeter	Mi Band
1		72	70	70	6		74	78	82
2		72	72	73	7		71	70	75
3		74	78	78	8		88	88	88
4		63	70	72	9		76	77	76
5		72	71	72	10		74	74	73

Gambar 4.27 Data hasil detak jantung (HR) yang diperoleh

Gambar 4.27 merupakan hasil percobaan ekstraksi nilai detak jantung yang didapatkan dari 10 sampel data yang berbeda. Pada kolom metode merupakan hasil ekstraksi yang didapatkan dengan algoritma yang digunakan untuk mengerjakan proyek akhir, sedangkan kolom pulse oximeter dan mi band merupakan hasil yang didapatkan dari alat validasi. Pengukuran nilai HR dari metode yang digunakan dilakukan dalam waktu sampling sekitar 15 detik, untuk pengukuran dengan mi band juga diperlukan waktu 15 detik namun data yang ditampilkan tidak berisifat kontinu dalam artian pengukuran tidak dilakukan secara terus-menerus, sedangkan untuk pengukuran menggunakan pulse oximeter

waktu minimal yang diperlukan adalah 5 detik dan pengukuran dapat dilakukan secara kontinu.

4.4.1 Hasil dan Analisa

Berdasarkan data hasil ekstraksi nilai HR pada Gambar 4.27 dapat ditemukan hasil yang identik dari ketiga pengujian dengan nilai 88 bpm pada data ke-8, sedangkan data ke-3 merupakan data dengan nilai error paling besar dengan selisih hingga 9 bpm. Hasil pengujian lainnya mempunyai nilai error yang bervariasi sebesar $\pm 0\text{-}4$ bpm.

BAB 5

PENUTUP

Dalam penggerjaan proyek akhir tahap pertama ini telah dilakukan pengujian penentuan ROI, penguatan video dengan EVM, ekstraksi sinyal HR pada bagian wajah dan melakukan perhitungan nilai HR dari hasil ekstraksi sinyal. Maka dari itu, pada BAB 5 ini akan diberikan penjelasan mengenai kesimpulan sementara dari apa yang telah dikerjakan.

5.1 KESIMPULAN SEMENTARA

Dari hasil uji coba pada penelitian ini dapat ditarik beberapa kesimpulan:

1. Penentuan ROI yang digunakan akan mempengaruhi hasil yang didapatkan dalam proses ekstraksi sinyal yang dilakukan. Semakin presisi ROI yang digunakan, maka semakin akurat hasil yang didapatkan.
2. Proses magnifikasi gerak (*Motion Amplification*) berhasil untuk menguatkan informasi pergerakan nadi pada daerah leher, sedangkan pada daerah pergelangan tangan hasil yang didapatkan belum bisa menunjukkan aktifitas nadi dengan baik.
3. Proses magnifikasi warna (*Color Amplification*) berhasil untuk menguatkan informasi warna, terutama pada daerah wajah.
4. Hasil ekstraksi sinyal HR dapat dilakukan dengan menggunakan nilai rata-rata piksel (*pixel-means*) pada setiap kanal warna RGB dari video hasil magnifikasi warna pada daerah wajah.
5. Penentuan nilai HR dari sinyal hasil ekstraksi dengan menggunakan deteksi puncak (*Peak Detector*) dengan nilai error rata-rata sebesar ± 2 bpm jika dibandingkan dengan pulse oximeter dan ± 2.9 bpm jika dibandingkan dengan Mi band berdasarkan hasil pengujian dari sampel sebanyak 10 orang. Hasil paling baik didapatkan dengan nilai error 0 bpm, sedangkan nilai error tertinggi mencapai 9 bpm.

5.2 PEKERJAAN SELANJUTNYA

Pekerjaan selanjutnya yang dilakukan untuk menyelesaikan proyek akhir ini adalah:

1. Ekstraksi Sinyal dengan menggunakan domain spatial menggunakan metode *Discrete Fourier Transform* (DFT).

2. Melakukan Pengujian dengan menggunakan kamera infrared.
3. Integrasi sistem secara keseluruhan.
4. Penyempurnaan desain GUI.
5. Integrasi sistem pada sistem benam (*Embedded System*).

DAFTAR PUSTAKA

- [1] _____, (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.
- [2] Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, Vol. 28, No. 3, halaman R1–R39.
- [3] Anderson, R. R. and Parrish, J. A. (1981). The optics of human skin. *Journal of Investigative Dermatology*, Vol. 77, No. 1, halaman 13 – 19.
- [4] Ash, C., Dubec, M., Donne, K., and Bashford, T. (2017). Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods. *Lasers in Medical Science*, Vol. 32, No. 8, halaman 1909–1918.
- [5] Burt, P. and Adelson, E. (1983). The laplacian pyramid as a compact image code. *IEEE Transactions on Communications*, Vol. 31, No. 4, halaman 532–540.
- [6] 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*, Vol. 37, No. 4, halaman 610–626.
- [7] 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*, Vol. 73, No. 1, halaman 62–72.
- [8] 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*, Vol. 6, halaman 2423–2424.
- [9] de Haan, G. and Jeanne, V. (2013). Robust pulse rate from chrominance-based rppg. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 10, halaman 2878–2886.

- [10] 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.
- [11] 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 *Proceedings. 2014 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, halaman 1462–1469.
- [12] 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*, Vol. 8, No. 7, halaman 354–360.
- [13] 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.
- [14] 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*, Vol. 365, Issue 9477, halaman 2091–2097.
- [15] Jonathan, E. and Leahy, M. J. (2011). Cellular phone-based photoplethysmographic imaging. *Journal of Biophotonics*, Vol. 4, No. 5, halaman 293–296.
- [16] Kamal, A., Harness, J., Irving, G., and Mearns, A. (1989). Skin photoplethysmography — a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 28, No. 4, halaman 257 – 269.
- [17] 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*, Vol. 21, No. 15, halaman 17464–17471.
- [18] 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*, Vol. 38, No. 2, halaman 98–103.
- [19] Lazaro, J., Nam, Y., Gil, E., Laguna, P., and Chon, K. H. (2014). Smartphone-camera-acquired pulse photoplethysmographic signal for

- deriving respiratory rate. In *Proceedings. Cardiovascular Oscillations (ESGCO), 2014 8th Conference of the European Study Group on*, halaman 121–122.
- [20] 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 *Proceedings. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, halaman 1724–1727.
 - [21] 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*, Vol. 95, No. 9, halaman 1124–1128.
 - [22] 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 *Proceedings. Computer Science and Information Systems (FedCSIS), 2011 Federated Conference on*, halaman 405–410.
 - [23] Maeda, Y., Sekine, M., and Tamura, T. (2011). The advantages of wearable green reflected photoplethysmography. *J. Med. Syst.*, Vol. 35, No. 5, halaman 829–834.
 - [24] Maeda, Y., Sekine, M., Tamura, T., Moriya, A., Suzuki, T., and Kameyama, K. (2008). Comparison of reflected green light and infrared photoplethysmography. In *Proceedings. 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, halaman 2270–2272.
 - [25] 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*, Vol. 9, No. 3, halaman 1–12.
 - [26] 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*, halaman 912–915.
 - [27] 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 *Proceedings. 2016 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, halaman 861–864.

- [28] 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*, Vol. 42, No. 4, halaman 885–898.
- [29] 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*, Vol. 16, No. 4, halaman 309–315.
- [30] Penelitian, B. (2013). Riset kesehatan dasar. *Jakarta: Kementerian Kesehatan RI*.
- [31] 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*, Vol. 18, No. 10, halaman 10762–10774.
- [32] 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*, Vol. 58, No. 1, halaman 7–11.
- [33] 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*, Vol. 3, halaman 3030–3033.
- [34] 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*, Vol. 48, No. 7, halaman 795–805.
- [35] Rubinstein, M. (2014). *Analysis and Visualization of Temporal Variations in Video*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- [36] 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*, Vol. 59, No. 2, halaman 303–306.

- [37] 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*, Vol. 58, No. 8, halaman 797–802.
- [38] 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*, Vol. 17, No. 3, halaman 037005.
- [39] Sun, Y. and Thakor, N. (2016). Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 63, No. 3, halaman 463–477.
- [40] Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., and Yoshida, M. (2014). Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, Vol. 3, No. 2, halaman 282–302.
- [41] 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*, Vol. 12, No. 1, halaman 24–38.
- [42] Tremper, K. K. (1989). Pulse oximetry. *Chest*, Vol. 95, No. 4, halaman 713–715.
- [43] 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*, Vol. 17, No. 8, halaman 571–578.
- [44] Verkruyse, W., Svaasand, L. O., and Nelson, J. S. (2008). Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Opt. Express*, Vol. 16, No. 26, halaman 21434–21445.
- [45] Wilkinson, Emma. (2014). Warning over plastics used in treating premature babies. <https://www.bbc.com/news/health-30034760>, diakses tanggal 6 Juni 2018.
- [46] 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)*, Vol. 31, No. 4, halaman 65:1–65:8.

- [47] 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)*, Vol. 1, halaman 387–392.
- [48] Zijlstra, W. G., Buursma, A., and Meeuwsen-van der Roest, W. P. (1991). Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin. *Clinical Chemistry*, Vol. 37, No. 9, halaman 1633–1638.