

Sistem Pengukuran Detak Jantung Berbasis Visual Menggunakan Plane Orthogonal to Skin dan Peak Detection

Fahmi Nasrudien¹, Dhany Eka Yulian¹, Ahmad Naufal Lubabsyah¹, Riza Agung Firmansyah^{1,*},
Wahyu Setyo Pambudi¹

Fakultas Teknik Elektro dan Teknologi Informasi, Jurusan Teknik Elektro, Institut Teknologi Adhi Tama, Surabaya, Indonesia
Email: ¹fnasrudien90@gmail.com, ¹dhanyeka01@gmail.com, ¹ahmadnaufal077@gmail.com, ¹rizaagungf@itats.ac.id,
¹wahyusp@itats.ac.id

Email Penulis Korespondensi: rizaagungf@itats.ac.id

Submitted: 25/11/2022; Accepted: 22/12/2022; Published: 30/12/2022

Abstrak—Pengukuran tanda-tanda vital merupakan prosedur yang biasa dilakukan saat petugas kesehatan melakukan skrining. Tanda-tanda vital yang dimaksud meliputi suhu tubuh, detak jantung, tekanan darah, saturasi oksigen dan lain-lain. Peralatan yang digunakan untuk mengukur tanda-tanda vital tersebut umumnya harus disentuh ke subjek (dengan kontak). Namun, adanya pandemi covid-19 menyebabkan pengukuran dengan kontak perlu dihindari. Sehingga perlu dibuat sebuah sistem pengukur tanda-tanda vital secara non kontak. Dalam penelitian ini akan difokuskan tanda-tanda vital yang diukur hanya detak jantung. dalam penelitian ini diusulkan untuk membuat pengukur detak jantung non kontak dengan plane orthogonal to skin (POS) yang menggunakan algoritma peak detection untuk penentuan nilai detak jantung. Pada umumnya metode POS menggunakan fast fourier transform (FFT) membutuhkan data yang lebih panjang yang membuat proses menjadi lebih lama Sehingga dalam penelitian ini akan dilakukan algoritma peak detection sebagai penghitung nilai detak jantung yang telah di ekstraksi menggunakan POS yang memiliki proses yang lebih cepat. Berdasarkan pengujian metode POS-FFT dan metode POS-peak detection didapatkan hasil bahwa POS-peak detection memberikan hasil stabil pada semua panjang data. Mean absolute error terkecil yang dihasilkan adalah dengan panjang data 128 yaitu 5,19 bpm.

Kata Kunci: Pembacaan Detak Jantung; Berbasis Visual; Citra Kamera ;Plane Orthogonal To Skin; Deteksi Puncak

Abstract—Measurement of vital signs is a procedure that is usually done when health workers carry out screening. The vital signs in question include body temperature, heart rate, blood pressure, oxygen saturation and others. The equipment used to measure these vital signs should generally be touched to the subject (by contact). However, due to the COVID-19 pandemic, contact measurements need to be avoided. So it is necessary to make a non-contact measuring system for vital signs. In this study, the only vital signs measured were heart rate. In this study it is proposed to make a non-contact heart rate meter with a plane orthogonal to skin (POS) that uses a peak detection algorithm to determine the heart rate value. In general, the POS method using the fast Fourier transform (FFT) requires longer data which makes the process take longer. So in this study, a peak detection algorithm will be used to calculate the heart rate value that has been extracted using POS which has a faster process. Based on the testing of the POS-FFT method and the POS-peak detection method, it was found that POS-peak detection gave stable results at all data lengths. The smallest mean absolute error generated is with a data length of 128 which is 5.19 bpm.

Keywords: Heart Rate Reading; Visual Based; Camera Image; Plane Orthogonal To Skin; Peak Detection

1. PENDAHULUAN

Tanda-tanda vital mengenai kesehatan manusia meliputi suhu tubuh, detak jantung, tekanan darah, saturasi oksigen dan lain-lain. Pengukuran tersebut umumnya dilakukan dalam proses skrining untuk mengetahui potensi penyakit yang diderita seorang pasien [1] [2]. Peralatan yang digunakan untuk mengukur tanda-tanda vital tersebut umumnya harus disentuh ke subjek (dengan kontak). Namun, adanya pandemi covid-19 menyebabkan pengukuran dengan kontak perlu dihindari. Sehingga perlu dibuat sebuah sistem pengukur tanda-tanda vital secara non kontak. Dalam penelitian ini akan difokuskan tanda-tanda vital yang diukur hanya detak jantung. Pendeteksian detak jantung manusia dapat dilakukan tanpa adanya kontak fisik dengan remote photoplethysmography (rPPG), Wang dkk telah melakukan penelitian tentang Pendeteksian detak jantung menggunakan kamera yang membaca wajah, pembacaan tersebut dari perbedaan warna yang dilihat oleh kamera [3] [4] [5]. Sinyal Rppg yang di dapat dari warna RGB yang didapat dari kamera. Kemudian sinyal rPPG diolah menggunakan metode matematis untuk mengkonversinya ke detak jantung. Untuk mendapatkan hasil yang optimal maka perlu penambahan metode, metode tersebut ialah plane ortogonal to skin (POS), dengan penambahan metode pos maka akan mendapatkan hasil yang mendekati benar.

Nekayama dkk. melakukan penelitian tentang pengukuran detak jantung non-kontak [6]. Penelitiannya digunakan untuk mendeteksi kesehatan di bandara. Kamera yang digunakan dalam penelitiannya adalah CMOS-IR. Kamera CMOS digunakan untuk membaca detak jantung sedangkan kamera inframerah digunakan untuk membaca pernapasan. Pada penelitian oleh Zhang et al., dimana detak jantung diukur dengan kamera near-IR, area yang terbaca oleh kamera adalah wajah menggunakan algoritma Kanade-Lucas-Tomasi [7]. Untuk mendapatkan hasil yang baik digunakan metode dekomposisi sinyal, filter bandpass dan transformasi Fourier cepat.

Metode G-channel merupakan metode aktif untuk memproses sinyal PPG yang masih mentah karena spektrum warna hijau. Spektrum hijau telah terbukti mudah diserap oleh hemo globin [8] dan menembus lebih dalam ke dalam kulit daripada spektrum biru [9]. Mirip dengan metode saluran hijau-merah, metode ini juga memproses sinyal PPG yang masih mentah tetapi menggunakan dua saluran spektral warna, hijau dan merah (G-R). Metode Independent Component Analysis (ICA) adalah metode berbasis statistik untuk memisahkan sumber sinyal asli dari informasi

campuran yang dibawa oleh sinyal itu sendiri [10]. Namun, metode ICA sering dianggap sebagai metode buta karena menggunakan informasi berdasarkan perkiraan dari sumber yang kondisinya tidak diketahui [11].

Metode PCA (Principal Component Analysis) adalah metode analisis sinyal yang mencari korelasi antar beberapa variabel agar dapat direpresentasikan dalam ukuran yang lebih kecil dengan menekan noise dalam jumlah besar agar informasi dari sinyal tidak hilang. Studi Ghosal menunjukkan bahwa PCA bekerja lebih baik daripada ICA dalam denoising [10]. Metode chrominance (CHROM) adalah metode yang diusulkan sebagai solusi untuk membaca sinyal rPPG terhadap masalah kesalahan tak terduga yang disebabkan oleh pantulan spekulatif pada permukaan kulit. Metode CHROM bekerja dengan cara memisahkan sinyal pembawa informasi dari pulsa detak jantung (chrominance signal) dan sinyal pembawa yang mengandung noise dan tidak ada informasi/pulsa (sinyal cahaya) [12].

Metode Pulse Blood Volume (PBV) adalah metode yang menggunakan perubahan volume darah untuk membedakan perubahan warna terkait denyut nadi dari gangguan pergerakan sampel pengukuran. Matriks kovarians dari matriks informasi warna dihitung menggunakan metode PBV. Matriks tersebut kemudian dibalik untuk perhitungan selanjutnya. Namun, kelemahan metode ini adalah algoritme tidak dapat menyelesaikan penghilangan sinyal jantung kecuali jika matriksnya dibalik. Metode PBV merupakan solusi dari kelemahan metode CHROM, dimana metode PBV lebih mampu menahan pergerakan objek sampel pada saat pengambilan sampel [13]. Metode Spatial Subspace Rotation (2SR) adalah algoritma yang terdiri dari dua langkah pemrosesan yang pertama adalah membuat subruang dari piksel kulit dan yang kedua menghitung sudut rotasi subruang antara frame pertama dan frame berikutnya. [12] Metode SSR memiliki keuntungan memperluas amplitudo pulsa dan mengurangi distorsi yang disebabkan oleh cahaya yang dipantulkan [14].

Metode Plane Orthogonal to Skin (POS) merupakan metode yang dikenalkan oleh Wang, dkk [15]. Metode POS menggunakan proyeksi orthogonal yang berbeda dengan warna kulit dibandingkan dengan CHROM. Metode POS dianggap lebih kuat dalam menghadapi situasi di saat iluminasi muncul dengan keadaan yang kompleks [15] [16]. Menurut Ze Yang, dkk POS memiliki hasil terbaik dalam kondisi pencahayaan yang berbeda dan metode POS memiliki tingkat kesalahan terendah di antara metode-metode konvensional yang lain [17].

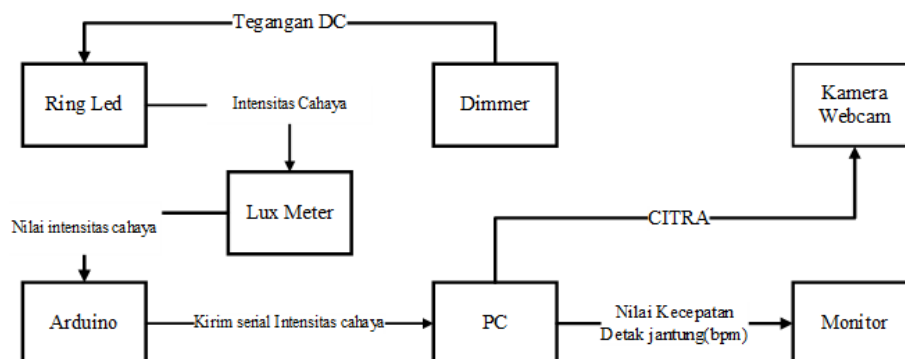
Sinyal rPPG hasil ekstraksi algoritma POS umumnya memerlukan sebuah langkah tambahan untuk menentukan nilainya. Algoritma paling umum adalah menggunakan Fast Fourier Transform (FFT) yang bekerja dengan cara mencari nilai spektrum frekuensi dominan. Namun FFT membutuhkan data yang cukup panjang dan memiliki komputasi yang cukup kompleks [18]. Hal tersebut menyebabkan waktu komputasi menjadi lebih lama. Algoritma peak detection dapat digunakan untuk mengetahui frekuensi sebuah sinyal dengan cepat. Algoritma peak detection juga digunakan untuk menghitung frekuensi sinyal detak jantung hasil ekstraksi citra panas [19].

Berdasarkan permasalahan yang telah dibahas sebelumnya, maka dalam penelitian ini diusulkan untuk membuat pengukur detak jantung non kontak dengan plane orthogonal to skin (POS) yang menggunakan algoritma peak detection untuk penentuan nilai detak jantung. Pada umumnya metode POS menggunakan fast fourier transform (FFT) membutuhkan data yang lebih panjang yang membuat proses menjadi lebih lama. Sehingga dalam penelitian ini akan dilakukan algoritma peak detection sebagai penghitung nilai detak jantung yang telah di ekstraksi menggunakan POS yang memiliki proses yang lebih cepat.

2. METODOLOGI PENELITIAN

2.1 Tahapan Penelitian

Penelitian ini diawali dengan pembuatan hardware atau perangkat keras untuk menunjang pengambilan data. Setelah hardware selesai dibuat maka dilanjutkan dengan pembuatan software yang terdiri dari algoritma plane orthogonal to skin untuk ekstraksi sinyal detak jantung atau rPPG. Selanjutnya dibuat software penentuan nilai detak jantung dengan algoritma peak detection. Setelah software selesai dibuat maka dilakukan pengambilan data uji terhadap 50 subjek. Selanjutnya dilakukan pengujian dan analisis data uji secara offline. Langkah ini bertujuan untuk mengetahui selisih yang terjadi antara referensi dari pulse oximeter dengan hasil algoritma yang diusulkan. Jika hasil belum sesuai maka dilakukan tuning variable peak detection. Jika sudah sesuai maka dilanjutkan pembuatan laporan dan luaran.



Gambar 1. Blok Diagram Perangkat keras

2.2. Perancangan Perangkat Keras

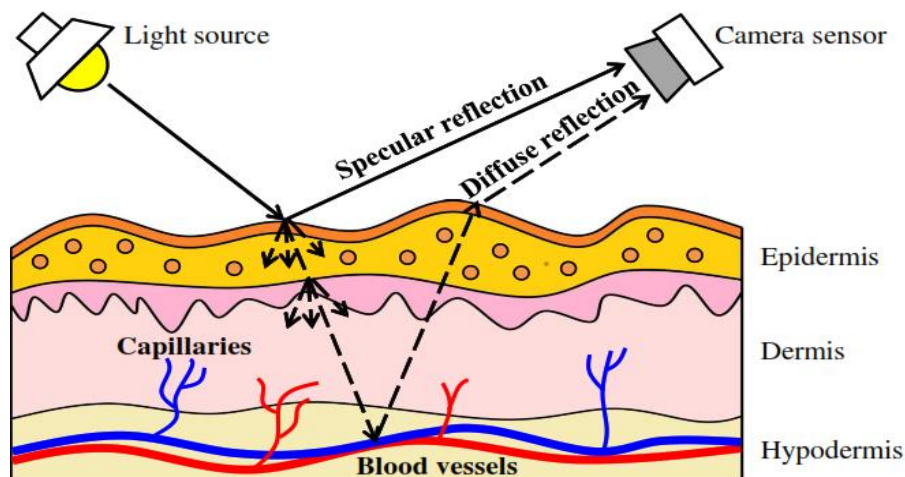
Pembuatan pada Sistem Pengukuran Detak Jantung Berbasis Visual Menggunakan Plane Orthogonal to Skin dan Peak Detection ini akan dilaksanakan perancangan guna memudahkan proses pembuatan alat. Guna memperlihatkan alur kerja dari suatu sistem, dibutuhkan suatu konsep perancangan yang dapat dilihat pada Gambar 1. Pada gambar 1 menjelaskan bahwa dimmer yang digunakan untuk mengatur intensitas cahaya pada Ring led lalu Lux meter digunakan untuk mengukur nilai intensitas cahaya setelah itu Arduino membaca data analog dari lux meter yang kemudian data diolah dan dikonversi ke nilai intensitas cahaya lalu kemudian mengirim data tersebut ke PC melalui koneksi USB serial dan Kamera webcams membaca perubahan warna RGB yang dihubungkan ke PC melalui usb port data dari sensor dan kamera webcam diolah dengan algoritma Rppg dan POS untuk merubah signal RGB ke detak jantung per menit (bpm) lalu ditampilkan pada monitor. Pada pembuatan software ini diperlukan untuk menjalankan keseluruhan sistem yang dibuat. Dalam penelitian menggunakan pemrograman python untuk untuk mengolah citra pada kamera webcam sementara untuk memprogram mikrokontroller menggunakan software Arduino IDE.

2.3. Face Detector menggunakan Haar Cascade Classifier

Pendeteksian wajah yang berasal dari citra digital dapat dilakukan dengan menggunakan haar cascade classifier. Fungsi matematika diterapkan pada algoritma ini dalam bentuk filter dengan bentuk kotak. Viola-Jones selanjutnya mengembangkan algoritma ini, agar dapat bekerja lebih baik. Setiap bagian filter kotak di proses dan akan menghasilkan nilai yang berupa daerah gelap dan terang. Nilai tersebut yang di jadikan dasar dalam pemrosesan citra sehingga dikenal dengan Haar-Like Feature.

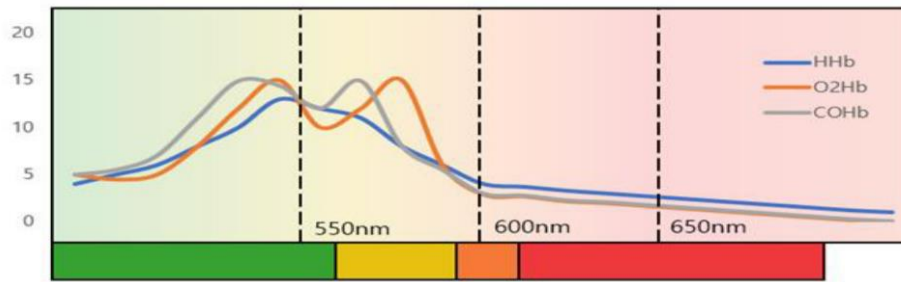
2.4. Remote Photoplethysmograph

Remote PPG merupakan sebuah metode pemantauan atau pengukuran aktivitas jantung melalui sinyal photoplethysmograph menggunakan citra wajah dengan mendeteksi variasi warna yang halus yang dibawa oleh sinyal pulsa yang dapat diukur dengan menggunakan kamera RGB [15] [14]. Proses tersebut ditunjukkan oleh Gambar 2. rPPG merupakan sebuah metode untuk mendapatkan bentuk gelombang dari perubahan pembuluh darah yang dilakukan secara dengan cara tidak melakukan tindakan yang tidak memasukkan alat kedalam tubuh atau merusak kulit atau rongga tubuh pada manusia (non-invasive) dengan menggunakan kamera sebagai pengganti elektroda untuk mendapatkan perubahan pergerakan pembuluh darah pada kulit dan digunakan untuk mengetahui keadaan detak jantung [14]. Untuk mendapatkan perubahan pergerakan pembuluh darah, hemoglobin merupakan bagian dari darah yang bergerak di dalam pembuluh darah. Seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 3, hemoglobin memiliki daya serap tertinggi pada panjang gelombang hijau 532 nm, karena penggunaan karakteristik jaringan biologis yang memantulkan dan mentransmisikan sebagian cahaya ketika sumber cahaya menyebar ke seluruh tubuh. Metode pengukuran rPPG menggunakan kamera RGB didasarkan pada kenyataan bahwa nilai Region Of Interest (ROI) yang diekstraksi dari setiap frame menyerupai bentuk gelombang PPG [20].



Gambar 2. Refleksi cahaya terhadap kulit yang terbaca oleh kamera [15]

Metode rPPG memiliki banyak metode untuk mendapatkan hasil dari ekstraksi sinyal pulsa seperti [15], Blind Source Separation (BSS) (salah satunya PCA dan ICA), metode tersebut menggunakan kriteria berbeda untuk memisahkan sinyal RGB yang berkorelasi dengan waktu menjadi sumber sinyal yang tidak berkorelasi atau independen untuk diambil pulsa nya; CHROM, merupakan metode yang secara linier menggabungkan sinyal-sinyal chrominance dengan mengasumsikan standar warna kulit menjadi white-balance dari kamera; (iii) Pulse Blood Volume (PBV), merupakan metode yang memanfaatkan perubahan volume darah untuk membedakan perubahan warna yang diinduksi denyut nadi dari gangguan pergerakan sampel pengukuran; dan (iv) Spatial Subspace Rotation (2SR).



Gambar 3. Serapan cahaya hemoglobin menurut panjang gelombang cahaya [14]

2.5 Plane Orthogonal to Skin (POS)

Untuk mengekstraksi sinyal detak jantung maka dalam penelitian ini akan dibuat algoritma plane orthogonal to skin (POS). Algoritma ini dilakukan dengan mengolah informasi tentang perubahan intensitas warna RGB pada area wajah. Pada langkah pertama diperoleh region of interest (ROI) wajah sebagai bahan pengukuran, dalam hal ini area pipi dan hidung. Dalam hal perhitungan yang dilakukan oleh komputer, hal ini dilakukan dalam bahasa pemrograman Python, dimana diperoleh ROI, diperlukan persamaan matematika dalam bentuk matriks. Pertama, warna RGB untuk setiap piksel pada area pengukuran harus dihitung menggunakan Persamaan (1).

$$skin\ pixel_{(n)} = [R_{(n)} \quad G_{(n)} \quad B_{(n)}] \tag{1}$$

Nilai R_n G_n B_n akan dikumpulkan menjadi satu menggunakan persamaan (2) sehingga matrix yang ada akan menjadi matrix yang besar.

$$Mean\ RGB = \begin{bmatrix} R_{(0)} & G_{(0)} & B_{(0)} \\ R_{(1)} & G_{(1)} & B_{(1)} \\ R_{(2)} & G_{(2)} & B_{(2)} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ R_{(n)} & G_{(n)} & B_{(n)} \end{bmatrix} \tag{2}$$

Setelah matrix keseluruhan digabung, selanjutnya matrix akan di transpose menggunakan persamaan (3),

$$Mean\ RGB^T = \begin{bmatrix} R_{(0)} & R_{(1)} & R_{(2)} & \cdot & \cdot & R_{(n)} \\ G_{(0)} & G_{(1)} & G_{(2)} & \cdot & \cdot & G_{(n)} \\ B_{(0)} & B_{(1)} & B_{(2)} & \cdot & \cdot & B_{(n)} \end{bmatrix} \tag{3}$$

Setelah di transpose maka akan di ambil rata-rata R, G, dan B menggunakan persamaan (4).

$$mean\ color = \begin{bmatrix} mean\ R \\ mean\ G \\ mean\ B \end{bmatrix} \tag{4}$$

Setelah didapatkan nilai rata-rata warna RGB selanjutnya matrix mean color akan disusun menjadi matrix diagonal menggunakan persamaan (5).

$$diagonal\ mean\ color = \begin{bmatrix} mean\ R & 0 & 0 \\ 0 & mean\ G & 0 \\ 0 & 0 & mean\ B \end{bmatrix} \tag{5}$$

Setelah di dapatkan matrix diagonal dari mean color, selanjutnya adalah matrix tersebut akan di inverse menggunakan persamaan (6).

$$diagonal\ mean\ color^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{1}{mean\ R} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{mean\ G} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{mean\ B} \end{bmatrix} \tag{6}$$

Selanjutnya adalah mencari nilai temporal normalization dengan cara melakukan perkalian matrix antara diagonal mean color-1 dengan mean RGBT seperti pada persamaan (7)

$$C_n = \begin{bmatrix} C_{R(0)} & C_{R(1)} & C_{R(2)} & \cdot & \cdot & C_{R(n)} \\ C_{G(0)} & C_{G(1)} & C_{G(2)} & \cdot & \cdot & C_{G(n)} \\ C_{B(0)} & C_{B(1)} & C_{B(2)} & \cdot & \cdot & C_{B(n)} \end{bmatrix} \tag{7}$$

Langkah selanjutnya adalah melakukan proyeksi matrix (S) dari matrix 3 dimensi menjadi matrix 2 dimensi menggunakan persamaan (8).

$$S = \begin{bmatrix} 0 & 1 & -1 \\ -2 & 1 & 1 \end{bmatrix} \cdot C_n \tag{8}$$

Hasil dari proyeksi matrix yang berupa matrix dua dimensi akan diproyeksikan lagi agar menjadi sinyal satu dimensi menggunakan persamaan (9). Sebelum mencari nilai Pn haru diketahui matrix dari nilai pembagian antara $\sigma(S_n^1)$ dan $\sigma(S_n^2)$.

$$P_n = S_n^1 + \frac{\sigma(S_n^1)}{\sigma(S_n^2)} \cdot S_n^2 \tag{9}$$

Langkah selanjutnya adalah melakukan overlap adding menggunakan persamaan (10). Dalam overlap adding diperlukan nilai standar deviasi dari P, untuk itu standar deviasi dari P perlu diketahui terlebih dahulu, dari data P maka standar deviasi dari P

$$H_n = H_n + (P_n - \mu(P)) \tag{10}$$

Overlap-adding berfungsi untuk menggabungkan sinyal dari beberapa frame yang telah didapatkan dari langkah-langkah sebelumnya. Dengan ini hasil dari ekstraksi ROI wajah dengan metode POS untuk mendapatkan nilai detak jantung berhasil didapatkan. Hasil dari POS ini akan difilter terlebih dahulu untuk mendapatkan range data dari 604/h Bpm hingga 120 Bpm. Filter yang digunakan adalah band pass filter.

2.6. Peak Detection

Peak detection merupakan salah satu algoritma yang dapat digunakan untuk mengetahui interval antara dua puncak sinyal periodik. Algoritma ini diawali dengan menghitung interval antara puncak pertama dan terakhir pada sinyal yang dianalisis. Proses ini dilakukan menggunakan library peak detection pada Bahasa pemrograman python. Proses perhitungan tersebut dilakukan dengan menggunakan persamaan (11) dan (12). dimana t_{int} adalah waktu interval, n_{peak} adalah jumlah puncak yang muncul, $t_{peak}(A)$ adalah waktu puncak pertama, dan $t_{peak}(B)$ adalah waktu puncak terakhir.

$$t_{int} = \frac{\sum_{p=1}^{n_{peak}} t_{peak}(A) - t_{peak}(B)}{n_{peak}} \tag{11}$$

Untuk menentukan nilai detak jantung maka digunakan persamaan (2). Dimana nilai detak jantung atau HR dalam satuan BPM didapatkan dengan membagi 60 dengan nilai t_{int} .

$$HR = \frac{60}{t_{int}} \tag{12}$$

2.7. Pengambilan data uji

Pengambilan data uji dilakukan dengan melakukan perekaman video secara real time terhadap subjek. Video yang diambil menampilkan citra wajah subjek dan tampilan pulse oximeter yang menunjukkan nilai detak jantung. Subjek yang diambil sampelnya sejumlah 50 orang dengan durasi 18 detik. Dengan asumsi frame rate 30 FPS maka akan didapatkan panjang data sejumlah 512 per subjek. Data yang diambil adalah perubahan intensitas warna kulit wajah subjek dalam format warna RGB (Red Green Blue). Data tersebut selanjutnya disimpan dalam bentuk file dengan ekstensi CSV untuk dilakukan pengujian dan analisis secara offline. Format data uji yang disimpan dapat dilihat pada Gambar 4.

Waktu	N frame	R	G	B
0	1	125	75	169
0.033	2	128	76	173
0.066	3	131	77	171

↓

18.000	512	129	72	172
--------	-----	-----	----	-----

Gambar 4. Contoh data uji yang diambil

Proses pengambilan data uji ini dilakukan dengan mengatur subjek untuk duduk dan memakai pulse oximeter. Subjek diatur duduk pada jarak antara 50 cm – 80 cm di depan kamera. Ring led digunakan untuk membantu pencahayaan agar memiliki nilai luminasi yang sesuai. Luminasi pada saat pengambilan data diatur pada nilai 100 lux hingga 300 lux. Jika cahaya teralu gelap atau terang maka cahaya ring led adak diatur menggunakan dimmer. Ilustrasi proses pengambilan data uji ditunjukkan oleh Gambar 5.



Gambar 5. Proses pengambilan data uji

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bagian ini berisi hasil dan pembahasan dari dari pengujian yang telah dilakukan. Pembahasan tentang komparasi algoritma fast fourirer transform dengan algoritma peak detection.

3.1 Pengujian Deteksi Wajah

Pengujian Face detector dilakukan untuk menguji sistem agar bisa mendapatkan citra bagian wajah objek pengukuran. Pada pengujian face detector menggunakan algoritma haar cascade frontalface. Algoritma haar cascade merupakan sebuah algoritma yang bersifat open source yang digunakan dalam sebuah program agar bisa mendapatkan citra bagian wajah manusia. Algoritma tersebut akan dimasukkan ke dalam program python agar sistem dapat mengolah hasil kamera untuk mendeteksi wajah. Tampilan running program python sebelum menggunakan algoritma haar cascade frontalface seperti pada Gambar 6.

Gambar 6(a) merupakan hasil dari sistem yang belum bisa mendeteksi wajah dimana tidak ada indikator yang terlihat disekitar wajah. Setelah program diberi algoritma haar cascade forntalface, maka sistem akan mengunci bagian wajah yang terdeteksi seperti Gambar 6(b). Gambar tersebut menunjukkan face detector sudah bisa mendeteksi wajah yang terdapat di dalam frame warna biru. Wajah yang terdeteksi ini yang akan diproses di dalam skin detector atau deteksi kulit.



(a)

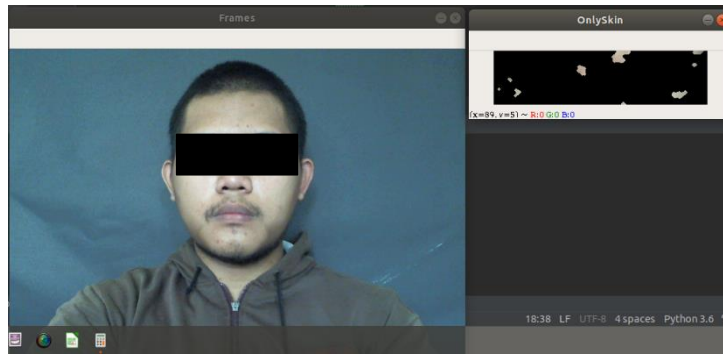


(b)

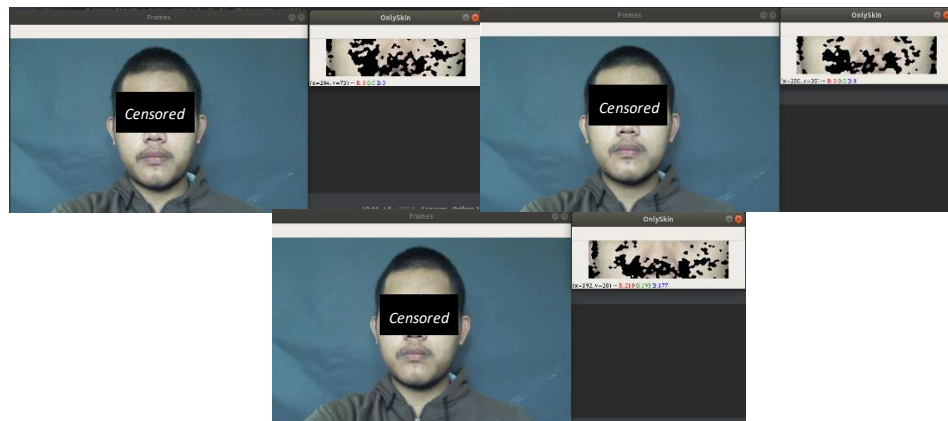
Gambar 6. Running kamera tanpa deteksi wajah

3.2 Pengujian Deteksi Kulit

Pengujian skin color detector digunakan untuk menguji program agar dapat membandingkan warna kulit manusia dan diambil perubahan warna yang terjadi pada area yang akan diteliti. Pengujian skin color detector memanfaatkan sebuah algoritma skin color detector yang juga bersifat open-source dan dapat diunduh secara gratis melalui platforms manapun. Algoritma skin color detector yang digunakan pada penelitian ini memerlukan beberapa kali penyetekan pada ambang batas dari pengaturan warna yang ada pada algoritma skin color detector hingga warna kulit wajah dapat terbaca sempurna tanpa ada gangguan dari pembacaan warna kulit yang berbeda. Terdapat 3 ruang warna yang diatur di dalam algoritma ini seperti ruang warna RGB.



Gambar 7. Skin color detector dengan setelan default

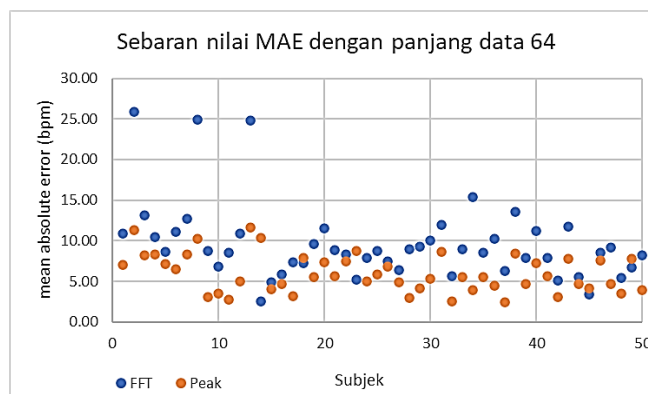


Gambar 8. Percobaan setelan ruang warna HSV

Gambar 7 menunjukkan tampilan wajah yang diproses dengan pengaturan skin color detector yang masuk default/bawaan. Untuk setelan bawaan dari ruang warna HSV default yaitu: ruang warna $H=0-120$; $S=50-150$; $V=0-255$, untuk setelan ruang warna RGB default yaitu: ruang warna $R=45-255$; $G=52-255$; $B=108-255$, untuk setelan ruang warna YCrCb default yaitu: ruang warna $Y=90-230$; $Cr=100-120$; $Cb=130-180$. Hasil kulit yang terdeteksi sangat lah sedikit untuk itu harus diatur terlebih dahulu agar kulit dapat terdeteksi dengan baik. Pertama-tama melakukan pengaturan pada ruang warna HSV. Setelah merubah threshold HSV, selanjutnya mengkonversi terlebih dahulu nilai ruang warna RGB menjadi HSV agar bisa merubah ruang warna HSV nya. Gambar 8 merupakan hasil gambar percobaan setelan ruang warna HSV dari beberapa percobaan pengaturan, kombinasi warna yang paling bagus adalah dengan kombinasi pengaturan dengan nilai $H=0-140$; $S=0-255$; dan $V=0-255$.

3.3 Hasil pengujian dengan panjang data 64

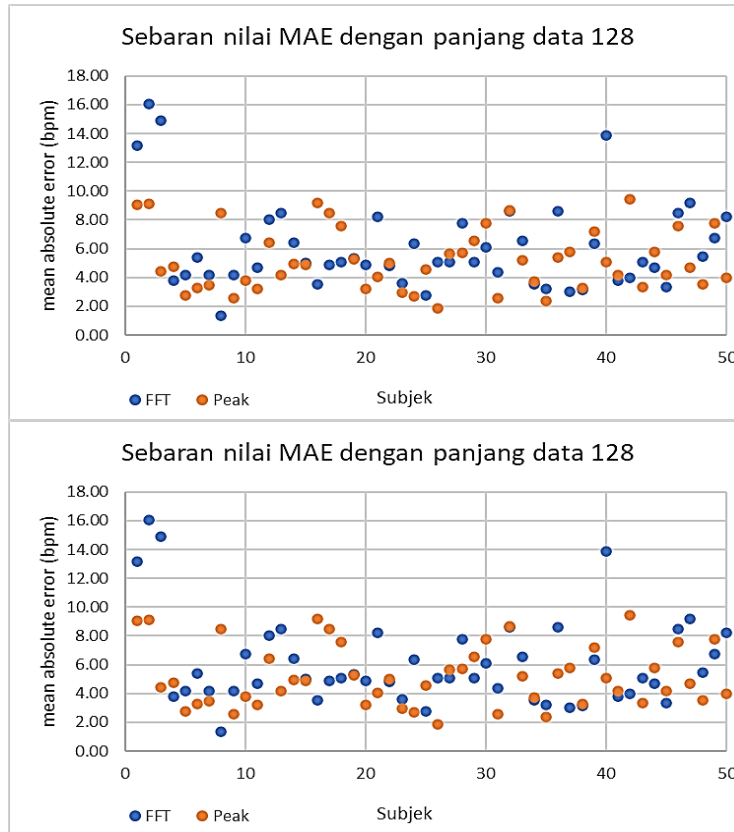
Dalam penelitian ini akan diujikan algoritma POS dengan FFT dan Peak detection yang hasilnya akan dibandingkan mengenai nilai MAE dan waktu eksekusinya. Parameter MAE atau mean absolute error digunakan untuk mengetahui akurasi estimasi detak jantung terhadap referensi. Variabel yang digunakan adalah panjang data (n frame) yang diproses dalam algoritma POS. Semakin panjang data maka dipastikan waktu eksekusi semakin lama, namun dalam penelitian ini akan dicari nilai yang paling optimal. Data yang diujikan pertama adalah dengan panjang data 64. Hasil sebaran nilai MAE pada tiap subjek ditunjukkan pada Gambar 9. Terlihat nilai MAE berkisar antara 3 hingga 15 bpm untuk seluruh subjek kecuali subjek 2, 8, dan 13.



Gambar 9. Sebaran nilai MAE tiap subjek dengan panjang data 64

3.4 Hasil pengujian dengan panjang data 128

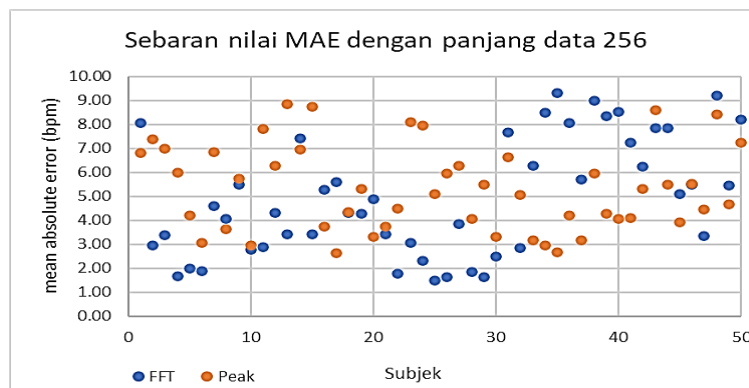
Panjang data 128 memberikan hasil yang lebih baik dibandingkan panjang data 64. Hal ini terlihat pada Gambar 10 yang menunjukkan sebaran nilai MAE mayoritas berkisar antara 1 hingga 10 bpm. Hanya ada 4 subjek dengan algoritma FFT saja yang memiliki nilai MAE lebih dari 10 yaitu subjek 1, 2, 3, dan 40. Hal tersebut umumnya disebabkan oleh perubahan intensitas yang mendadak saat dilakukan pengambilan data.



Gambar 10. Sebaran nilai MAE tiap subjek dengan panjang data 128

3.5 Hasil pengujian dengan panjang data 256

Hasil pengujian terhadap panjang data 256 menunjukkan bahwa semua algoritma baik FFT dan peak detection memberikan nilai MAE dibawah 10 untuk semua subjek. Sehingga berdasarkan data tersebut, panjang data 256 memberikan hasil MAE terbaik. Namun panjang data 256 ini memiliki waktu eksekusi paling lama yaitu 0,595 ms untuk FFT dan 0,257 untuk peak detection. Data sebaran nilai MAE tiap subjek dengan panjang data 256 ditunjukkan oleh Gambar 11.



Gambar 11. Sebaran nilai MAE tiap subjek dengan panjang data 256

Tabel 1. Hasil perbandingan algoritma POS dengan FFT dan Peak Detection

Panjang Data (N frame)	POS + FFT		POS + Peak	
	Mean Absolute error	waktu proses (ms)	Mean Absolute error	waktu proses (ms)
64	9.58	0.5660	5.99	0.2470

128	6.11	0.5800	5.19	0.2530
256	4.93	0.5950	5.31	0.2570

Berdasarkan pengujian yang ditunjukkan oleh Tabel 1, FFT memiliki waktu proses lebih lama disbanding peak detection. Selisih antara kedua algoritma tersebut di kisaran 0,33 ms pada tiap panjang data. Namun nilai MAE menunjukkan tren yang berbeda dimana FFT memiliki nilai MAE yang semakin baik seiring naiknya panjang data. Hal ini berbeda dengan peak detection yang memiliki nilai MAE yang cenderung stabil di seluruh panjang data. Berdasarkan data yang tersaji pada Tabel, maka disimpulkan nilai optimal algoritma peak detection adalah saat menggunakan panjang data 128. Nilai MAE yang didapatkan adalah 5,19 dengan waktu 0,253 ms.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil perbandingan metode POS algoritma FFT dan metode POS algoritma peak detection dengan panjang data 64 didapatkan rata rata absolut error 9,58 dengan waktu proses 0.5660 sedangkan untuk algoritma peak detection didapatkan 5.99 dengan waktu proses 0.2470 ms. Kemudian untuk panjang data 128 didapatkan rata rata error 6.11 dengan waktu proses 0.5800 sedangkan untuk peak detection didapatkan 5.19 dengan waktu proses 0.2530. Kemudian untuk panjang data 256 didapatkan rata rata error 4.93 dengan waktu proses 0.5950 sedangkan untuk peak detection didapatkan 5.31 dengan waktu proses 0.2570 dapat diambil kesimpulan bahwa algoritma FFT semakin panjang data maka prosesnya semakin lama sedangkan algoritma peak detection tidak terikat dengan waktu. Untuk algoritma peak detection dengan panjang data 128 yang optimal karena rata rata errornya paling kecil dan waktu proses paling cepat.

UCAPAN TERIMAKASIH

Artikel ilmiah ini merupakan luaran dari kegiatan PKM-RE tahun 2022. Sehingga penulis mengucapkan terima kasih terhadap Direktorat Pembelajaran dan Kemahasiswaan (Belmawa) Kementerian Pendidikan, Kebudayaan, Riset, dan Teknologi (Kemdikbud) yang telah memberikan pendanaan dalam kegiatan PKM-RE ini. Terima kasih juga penulis sampaikan kepada ITATS yang telah memberikan dukungan dalam pelaksanaan kegiatan ini.

REFERENCES

- [1] M. Melyana and A. Sarotama, "Implementasi Peringatan Abnormalitas Tanda-Tanda Vital pada Telemedicine Workstation," *Pros. Semnastek*, no. 0, Art. no. 0, Nov. 2019, Accessed: Sep. 08, 2022. [Online]. Available: <https://jurnal.umj.ac.id/index.php/semnastek/article/view/5236>
- [2] R. A. Firmansyah, Y. A. Prabowo, and T. Suheta, "Thermal Imaging-Based Body Temperature and Respiratory Frequency Measurement System for Security Robot," *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 2022, no. 06, p. 126.
- [3] W. Wang, A. C. den Brinker, S. Stuijk, and G. de Haan, "Algorithmic Principles of Remote PPG," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 7, pp. 1479–1491, Jul. 2017, doi: 10.1109/TBME.2016.2609282.
- [4] H. Lee, H. Ko, H. Chung, and J. Lee, "Robot Assisted Instantaneous Heart Rate Estimator using Camera based Remote Photoplethysmography via Plane-Orthogonal-to-Skin and Finite State Machine," in *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society (EMBC)*, Jul. 2020, pp. 4425–4428. doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9176648.
- [5] X. Liu, X. Yang, D. Wang, and A. Wong, "Detecting Pulse Rates From Facial Videos Recorded in Unstable Lighting Conditions: An Adaptive Spatiotemporal Homomorphic Filtering Algorithm," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 70, pp. 1–15, 2021, doi: 10.1109/TIM.2020.3021222.
- [6] Y. Nakayama, G. Sun, S. Abe, and T. Matsui, "Non-contact measurement of respiratory and heart rates using a CMOS camera-equipped infrared camera for prompt infection screening at airport quarantine stations," in *2015 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications (CIVEMSA)*, Jun. 2015, pp. 1–4. doi: 10.1109/CIVEMSA.2015.7158595.
- [7] Q. Zhang, Y. Zhou, S. Song, G. Liang, and H. Ni, "Heart Rate Extraction Based on Near-Infrared Camera: Towards Driver State Monitoring," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 33076–33087, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2845390.
- [8] O. Perepelkina, M. Artemyev, M. Churikova, and M. Grinenko, "HeartTrack: Convolutional neural network for remote video-based heart rate monitoring," in *2020 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, Jun. 2020, pp. 1163–1171. doi: 10.1109/CVPRW50498.2020.00152.
- [9] M. Kopeliovich, Y. Mironenko, and M. Petruschan, "Architectural Tricks for Deep Learning in Remote Photoplethysmography," *ArXiv191102202 Cs*, Nov. 2019, Accessed: Nov. 01, 2021. [Online]. Available: <http://arxiv.org/abs/1911.02202>
- [10] P. Ghosal, R. Gupta, and P. Kundu, "Finger photoplethysmogram signal enhancement: Comparing performance between PCA and ICA methods," *Proc. 2017 Int. Conf. Innov. Electron. Signal Process. Commun. IESC 2017*, pp. 203–208, Oct. 2017, doi: 10.1109/IESPC.2017.8071893.
- [11] R. Macwan, Y. Benezeth, A. Mansouri, K. Nakamura, and R. Gomez, "Remote Photoplethysmography measurement using constrained ICA," *2017 E-Health Bioeng. Conf. EHB 2017*, pp. 430–433, Jul. 2017, doi: 10.1109/EHB.2017.7995453.
- [12] G. Boccignone, D. Conte, V. Cuculo, A. D'Amelio, G. Grossi, and R. Lanzarotti, "An Open Framework for Remote-PPG Methods and Their Assessment," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 216083–216103, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3040936.
- [13] Y. Liu et al., "Motion-Robust Multimodal Heart Rate Estimation Using BCG Fused Remote-PPG with Deep Facial ROI Tracker and Pose Constrained Kalman Filter," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 70, 2021, doi: 10.1109/TIM.2021.3060572.
- [14] D.-Y. Kim, K. Lee, C.-B. Sohn, H.-J. Baek, and H. Yoon, "Assessment of ROI Selection for Facial Video-Based rPPG," *Sens. 2021 Vol 21 Page 7923*, vol. 21, no. 23, p. 7923, Nov. 2021, doi: 10.3390/S21237923.



- [15] W. Wang, A. C. Den Brinker, S. Stuijk, and G. De Haan, "Algorithmic Principles of Remote PPG," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 7, pp. 1479–1491, 2017, doi: 10.1109/TBME.2016.2609282.
- [16] R. Song, S. Zhang, J. Cheng, C. Li, and X. Chen, "New insights on super-high resolution for video-based heart rate estimation with a semi-blind source separation method," *Comput. Biol. Med.*, vol. 116, p. 103535, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.combiomed.2019.103535.
- [17] Z. Yang, H. Wang, and F. Lu, "Assessment of Deep Learning-based Heart Rate Estimation using Remote Photoplethysmography under Different Illuminations," Jul. 2021.
- [18] H. Sujadi, I. Sopiandi², and A. Mutaqin, "SISTEM PENGOLAHAN SUARA MENGGUNAKAN ALGORITMA FFT (FAST FOURIER TRANSFORM)," *SINTAK*, vol. 1, Nov. 2017, Accessed: Sep. 08, 2022. [Online]. Available: <https://www.unisbank.ac.id/ojs/index.php/sintak/article/view/5508>
- [19] R. A. Firmansyah, Y. A. Prabowo, and T. Suheta, "Rancang Bangun Pengukur Detak Jantung Non Kontak Menggunakan Pencitraan Termal untuk Robot Security," *J. MEDIA Inform. BUDIDARMA*, vol. 6, no. 1, Art. no. 1, Jan. 2022, doi: 10.30865/mib.v6i1.3416.
- [20] N. Taparia, K. C. Platten, K. B. Anderson, and N. J. Sniadecki, "A microfluidic approach for hemoglobin detection in whole blood," *AIP Adv.*, vol. 7, no. 10, p. 105102, Oct. 2017, doi: 10.1063/1.4997185.