

Integrasi Sistem Pengukuran Tanda-Tanda Vital Non Kontak Pada *Security Robot*

Integration of Non-Contact Vital Signs Measurement System on *Security Robot*

Riza Agung Firmansyah^{1*}, Yuliyanto Agung Prabowo¹, Titiek Suheta¹

¹Jurusan Teknik Elektro, Institut Teknologi Adhi Tama Surabaya

Jln. Arief Rachman Hakim No.100 Surabaya, (031) 5997244

rizaagungf@itats.ac.id^{1*}, agungp@itats.ac.id², hita@itats.ac.id³

Abstrak – Robot sering kali digunakan untuk menggantikan tugas manusia saat membutuhkan ketelitian, kecepatan, jam kerja yang tinggi, dan kondisi yang berbahaya. Dalam pandemi COVID-19 peran robot dapat semakin penting. Salah satunya adalah robot security yang berfungsi melakukan pengamanan lingkungan. Robot security dapat difungsikan sebagai skrining awal kondisi kesehatan pengunjung suatu fasilitas umum dengan cara dilengkapi alat ukur tanda-tanda vital. Namun tanda-tanda vital tersebut harus dapat diukur secara non kontak. Sehingga dalam penelitian ini dibuat sebuah alat ukur tanda-tanda vital non kontak yang diletakkan pada sebuah robot security. Tanda-tanda vital yang diukur meliputi suhu tubuh, detak jantung, dan frekuensi pernafasan. Dengan kata lain, penelitian ini melakukan integrasi pengukuran ketiga jenis tanda-tanda vital tersebut. Pengukuran suhu tubuh non kontak telah dibuat dengan cara menganalisis intensitas citra termal subjek di bagian wajah. Citra termal ini juga diproses untuk mendapatkan frekuensi pernafasan. Perubahan suhu di area lubang hidung merepresentasikan proses subjek saat menghirup dan menghembuskan udara pernafasan. Pengukuran detak jantung non kontak dilakukan dengan menggunakan teknik remote photoplethysmograph. Algoritma yang digunakan adalah Plane Orthogonal to Skin (POS). POS bekerja dengan cara mendeteksi perubahan warna kulit wajah yang diakibatkan oleh aliran darah di bawah kulit wajah pada saat pemompaan darah oleh jantung. Berdasarkan hasil pengujian suhu tubuh, didapatkan tingkat error sebesar 0,4%. Tingkat error pengukuran frekuensi pernafasan adalah sebesar 4.72 %, sedangkan untuk detak jantung memiliki error sebesar 4,93%.

Kata Kunci: Security Robot, Pengukuran tanda-tanda vital, Pengukuran non kontak, visi komputer

Abstract – Robots are often used to replace humans in certain tasks. In general, when precision, speed, high working hours, and hazardous condition. Under conditions of the COVID-19, the role of robots can be even more important. One of them is a security robot that has functions to protect the environment. Security robot can be used as an initial screening for the health condition of visitors to a public facility by being equipped with vital sign measuring devices. However, these vital signs must be measured in a non-contact manner. In this study, non-contact vital signs measurement tool was created and placed on a security robot. Vital signs measured include body temperature, heart rate, and respiratory rate. In other words, this study integrates the measurements of the three types of vital signs. Non-contact body temperature measurements have been made by analyzing the thermal image of the subject. The subject's body temperature was measured based on the intensity thermal image on the face. This thermal image is also processed to obtain the respiratory frequency. Temperature changing in nostril area represent the subject's respiration process. Non-contact heart rate measurements were performed using remote photoplethysmograph. The algorithm used is Plane Orthogonal to Skin (POS). POS works by detecting changes of facial skin color that caused by blood flow under the skin when is pumped by heart. Based on body temperature testing, an error rate of 0.4% was obtained. The error rate for measuring the respiratory rate is 4.72%, while the heart rate has an error of 4.93%.

Keywords: Security Robot, Vital sign measurement, non-contact measurement, computer vision

1. Pendahuluan

Dalam melakukan pekerjaan dengan potensi bahaya yang tinggi, untuk menghindari resiko maka tugas tersebut dapat digantikan oleh robot. Salah satu robot yang dapat menggantikan atau membantu pekerjaan manusia adalah *robot security*. *Robot security* secara umum memiliki fungsi untuk melakukan patroli pengamanan suatu gedung atau fasilitas umum. Namun dalam pandemi COVID-19 ini dapat pula difungsikan untuk melakukan skrining awal kondisi kesehatan seseorang. Hal ini seperti fenomena yang ada pada saat ini yaitu saat seorang petugas *security* melakukan pengukuran suhu tubuh. Agar dapat melaksanakan tugas tersebut maka robot *security* harus dilengkapi dengan alat ukur tanda-tanda vital [1] [2]. Alat ukur tersebut dapat efektif jika menerapkan algoritma pengolahan citra digital. Robot dengan teknik pengolahan citra digital juga telah dikembangkan beberapa peneliti [3] [4].

Pengukuran suhu tubuh secara non kontak dapat dilakukan dengan menggunakan sensor inframerah, *thermogun*, maupun menggunakan kamera termal. Penggunaan sensor inframerah memiliki keuntungan harga yang relatif murah namun memiliki kelemahan akurasi yang kurang baik. *Thermogun* yang ada di pasaran memiliki akurasi yang cukup bagus namun jarak pengukuran harus cukup dekat yaitu di kisaran 5 cm. Kamera termal memiliki akurasi yang cukup bagus dan mampu digunakan pada jarak lebih dari 1 meter.

Selain akurasi dan jarak pengukuran, kamera termal juga memiliki keunggulan mampu membaca titik pengukuran yang lebih kompleks. Berdasarkan keunggulan ini maka beberapa peneliti memanfaatkan untuk mengetahui frekuensi pernafasan. Teknik pengukuran dapat dilakukan dengan menganalisis perubahan suhu lubang hidung [5] [6], maupun gerakan relatif antara kepala dan dada [7]. Kedua teknik tersebut dapat dilakukan dengan menggunakan citra termal. Selain menggunakan citra termal, pengukuran frekuensi pernafasan non kontak juga dapat dilakukan berdasarkan citra warna RGB. Bahkan beberapa penelitian menggunakan gabungan citra warna RGB dan termal [8] [9] [10], dimana penggabungan tersebut dapat memperbaiki kualitas pembacaan.

Pengukuran detak jantung non kontak dapat dilakukan dengan teknik *remote photoplethysmograph (rPPG)*. Secara umum teknik *rPPG* menggunakan teknik pantulan cahaya dari permukaan kulit wajah [11] [12]. Citra yang digunakan adalah citra RGB dengan teknik CHROM [11], maupun POS [12]. Penggunaan digital filter [13], *Spatiotemporal Homomorphic Filter* [14], *Ensemble Empirical Mode Decomposition* [15], *Adaptive Noise Cancellation* [16] dinilai mampu meningkatkan kualitas pengukuran. Teknik lain yang menggunakan kecerdasan buatan seperti *Compensated Network* [17], *Convolutional Neural Network (CNN)* [18] [19], CNN 1 Dimensi [20]. Teknik berbasis kecerdasan buatan secara umum memberikan hasil yang lebih baik jika dibandingkan teknik dasar *rPPG* berbasis citra digital dan digital filter. Untuk menghilangkan ketergantungan iluminasi cahaya, maka dapat digunakan sumber citra lain selain RGB. Citra yang digunakan antara lain adalah citra *Near Infra-Red (NIR)* [21], dan *Thermal Imaging* [22] [23]. Namun kamera jenis NIR dan *Thermal* memiliki harga yang relatif mahal dibandingkan RGB.

Paper ini memiliki kontribusi dalam membuat suatu alat yang dapat menggabungkan pengukuran tanda-tanda vital non kontak. Tanda-tanda vital tersebut antara lain suhu tubuh, frekuensi pernafasan dan detak jantung. Selain itu, alat ukur tanda-tanda vital non kontak diletakkan pada sebuah robot sehingga proses skrining dapat dilakukan tanpa melibatkan manusia. Hal ini dapat mengurangi potensi penyebaran atau penularan covid-19.

2. Metode Penelitian

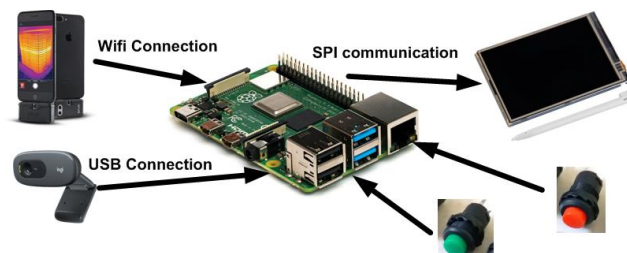
Untuk mencapai tujuan yang diinginkan, maka sistem yang dibuat dibagi menjadi beberapa sub sistem. Integrasi alat ukur tanda-tanda vital yang dimaksudkan adalah menggabungkan sistem pengukuran suhu, detak jantung, dan frekuensi pernafasan. Penjelasan lebih detail dapat dilihat pada sub bab selanjutnya.

2.1. Security Robot yang Digunakan

Pada penelitian ini dimensi dari robot *security* adalah panjang 500 mm, lebar 400 mm dan tinggi 1600 mm. Robot dibuat dengan mekanisme *Differential Drive Mobile Robot* (DDRM). Roda yang digunakan berdiameter 100 mm dan jarak antar roda 340 mm. Setiap roda digerakkan oleh motor DC bergigi *planetary*. Sebuah roda castor dipasang di bagian depan robot pada jarak 324 mm dari sumbu roda penggerak. Frame menggunakan bahan stud dengan diameter 8 mm, dan chassis menggunakan bahan *acrylic* dengan ketebalan 10 mm. Bentuk fisik dari robot *security* dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1 Robot *security* yang digunakan



Gambar 2 Diagram blok *hardware* alat ukur tanda-tanda vital non kontak

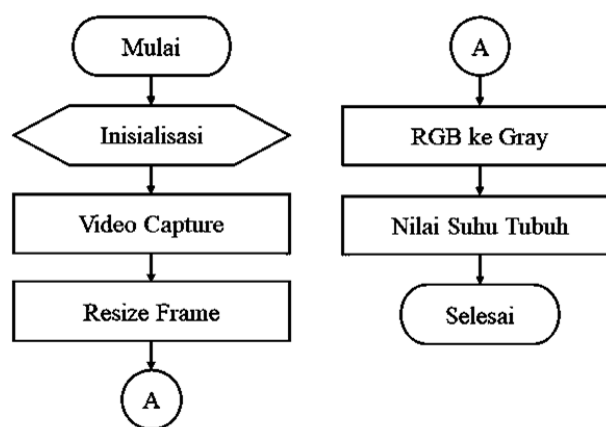
2.2. Perancangan Alat Ukur Tanda-Tanda Vital

Alat ukur tanda-tanda vital secara non kontak memiliki dua buah kamera sebagai sensornya. Kamera pertama adalah kamera termal yang digunakan untuk pengukuran suhu dan frekuensi pernafasan. Sedangkan kamera kedua adalah kamera warna RGB yang digunakan sebagai sensor pengukuran detak jantung. Kedua kamera ini akan menghasilkan citra yang diolah dalam sebuah mini-PC Raspberry PI menggunakan teknik visi komputer. Untuk menampilkan hasil pengukuran, terdapat LCD 3,5 inchi di bagian belakang alat. Untuk melakukan reset dan mengubah mode pengukuran (mode pengukur suhu, frekuensi pernafasan, dan detak jantung) digunakan *push button* yang langsung dihubungkan dengan mini-PC. Koneksi antar komponen disajikan dalam Gambar 2.

Realisasi alat ukur tanda-tanda vital non kontak dapat dilihat pada Gambar 3. Casing dibuat dari bahan *acrylic* dengan ketebalan 3mm. Pada bagian depan terdapat kamera termal dan RGB yang berada dalam posisi sejajar. Di bagian samping kanan terdapat tiga tombol, tombol pertama (hitam) adalah tombol power supply, tombol kedua (merah) adalah tombol reset, dan tombol terakhir (hijau) adalah tombol pengubah mode pengukuran. Di bagian belakang terdapat LCD layar sentuh berukuran 3,5 inch.



Gambar 3 Realisasi alat ukur tanda-tanda vital non kontak (a) tampak depan; (b) tampak samping; (c) tampak belakang.



Gambar 4 Diagram alir sistem pengukuran suhu

2.3. Perancangan Sistem Pengukur Suhu Tubuh Non Kontak

Flowchart perancangan *software* pengukuran suhu menunjukkan proses dimulai dari memulai, menginisialisasi, pengambilan video ponsel, perubahan ukuran frame untuk menyesuaikan ukuran pada ponsel, mengubah video dari format RGB ke format *Grayscale* dan proses terakhir menampilkan nilai suhu tubuh pada terminal. *Flowchart* perancangan *software* dapat dilihat pada Gambar 4 sebagai berikut:

Pengambilan *capture* wajah dilakukan dengan cara menempatkan wajah pengguna berada tepat sejajar didepan kamera termal. Pada pengukuran suhu tubuh, diperlukan dua aplikasi untuk mempersiapkan proses pengambilan video. Kedua aplikasi tersebut dapat diinstall di android melalui play storeTM, yaitu ScreenstreamTM dan Flir One ProTM. Setelah menginstall aplikasi, cara untuk mendapatkan URL untuk pengambilan video adalah dengan cara menyalakan wifi yang terhubung pada ponsel dan laptop. Kemudian membuka aplikasi ScreenStreamTM dan menyalin URL yang sudah tersedia ke program yang sudah dibuat.

Apabila proses membuka URL berhasil, proses selanjutnya adalah mengubah ukuran pada frame yang akan ditampilkan pada monitor. Jika proses mengubah ukuran berhasil, proses selanjutnya adalah mengubah format RGB menjadi *grayscale*. Setelah mengubah format RGB menjadi *grayscale*, proses selanjutnya adalah menampilkan nilai suhu tubuh pada terminal. Variabel *Maxp* adalah nilai gray maksimal, variabel *minp* adalah nilai gray minimal, variabel *medp* adalah median atau nilai tengah *gray*, variabel *threshold* adalah nilai yang didapat kurang dari median akan di 0 kan, variabel *number of pixels* adalah jumlah pixel yang berada diatas nilai median dan variabel *np.sum* adalah penjumlahan pixel yang memiliki nilai diatas median. Proses tersebut dilakukan dalam citra ROI dimana dalam citra tersebut dicari nilai intensitas rata-rata yang mewaliki posisi kepala subjek. Citra ROI ditunjukkan oleh Gambar 5 dengan proses konversi

yang ditunjukkan oleh persamaan (1) hingga (3). Sementara perhitungan untuk menampilkan nilai suhu tubuh dapat dilihat pada Persamaan (4) dan (5).

$$medp = minp + \left(\frac{maxp-minp}{2}\right) \quad (1)$$

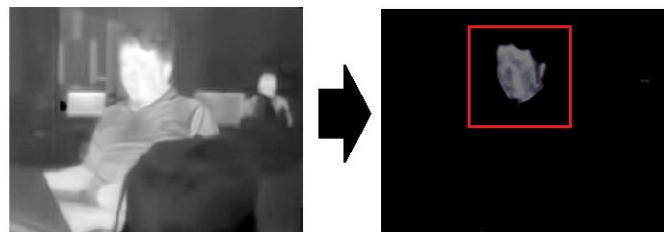
$$I_{ROI}(x,y) = \begin{cases} I_{gray}(x,y) & \text{if } (I_{gray}(x,y) > medp) \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

$$AvG = \frac{\sum_{x=0,y=0}^{x=ROI\ width,y=ROI\ height} I_{gray}(x,y)}{I_{ROI\ width} * I_{ROI\ height}} \quad (3)$$

$$\Delta Temp = maxt - mint \quad (4)$$

$$suhu = 25 + \left(\frac{AvG * \Delta Temp}{255}\right) * emissivity \quad (5)$$

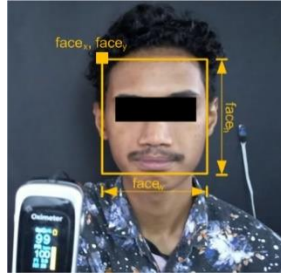
Dimana $medp$ adalah median intensitas *grayscale* rata-rata, $minp$ adalah intensitas *grayscale* terkecil, $maxp$ adalah intensitas *grayscale* terbesar. I_{ROI} adalah citra wajah yang dianalisis, I_{gray} adalah citra *grayscale*, x adalah posisi piksel pada sumbu horizaontal, y adalah posisi piksel pada sumbu vertikal. AvG adalah nilai rata-rata intensitas citra *grayscale*. Di dalam persamaan (5) terdapat perhitungan suhu dimana nilai 25 didapatkan dari nilai terendah pengaturan suhu pada kamera termal. Nilai 255 berasal dari warna gray paling terang, yaitu warna putih. Angka $\Delta Temp$ didapatkan dari selisih antara suhu tertinggi ($maxt$) dan suhu terendah ($mint$) yang nilainya dapat dilihat pada Gambar 6. $Emissivity$ adalah koefisien kalibrasi dimana angka ini adalah angka yang dapat diubah berdasarkan hasil dari pengukuran suhu dan angka ini dapat dikurangi atau ditambah berdasarkan benda apa yang ukur. Hal ini disebabkan karena $emissivity$ pada benda *glossy* atau mengkilat dan benda *matte* atau *doff* memiliki $emissivity$ yang berbeda. Nilai AvG merupakan intensitas rata-rata pada citra ROI.



Gambar 5 Citra ROI hasil thresholding yang mewakili posisi kepala subjek



Gambar 6 Citra termal yang dianalisis



Gambar 7 Parameter citra wajah

2.4. Perancangan Sistem Pengukur Detak Jantung Non Kontak

Penukuran detak jantung non kontak dilakukan dengan menggunakan Remote Photoplethysmograph (*rPPG*). Metode yang diusulkan dimulai dari proses deteksi wajah untuk mendapatkan citra wajah dalam warna RGB. Langkah tersebut dilakukan dengan menggunakan haarcascade. Setelah wajah terdeteksi maka dilakukan deteksi kulit untuk memisahkan area wajah yang dianggap kulit dan non-kulit. Langkah ini sekaligus menghilangkan kemungkinan terdeteksinya citra lain selain wajah. Proses estimasi nilai detak jantung dilakukan dengan menggunakan algoritma *plane orthogonal to skin* (POS).

Algoritma *plane orthogonal to skin* (POS) membutuhkan citra wajah untuk mengukur detak jantung subjek. Dalam paper ini deteksi wajah dilakukan dengan menggunakan haar cascade classifier. *Haar cascade classifier* ini memiliki kecepatan deteksi yang cukup cepat dibandingkan dengan beberapa metode yang lain. Sebab kecepatan eksekusi mempengaruhi pengaruh yang besar terhadap hasil pengukuran secara keseluruhan. Deteksi wajah tersebut menghasilkan sebuah landmark information yang mewakili posisi wajah dalam sebuah citra.

Landmark information yang didapatkan adalah lokasi *anchor* dari landmark, lebar wajah dan tinggi wajah. Lokasi anchor wajah dalam citra direpresentasikan dalam notasi $face_x$ dan $face_y$ dimana x dan y masing-masing merupakan lokasi *anchor* wajah dalam sumbu x dan y pada citra. Lebar wajah dinotasikan menggunakan $face_w$, dan tinggi wajah menggunakan $face_h$ yang masing-masing disajikan dalam satuan pixel. Dalam melakukan pengukuran, *rPPG* yang dilakukan dalam paper ini tidak menggunakan seluruh area wajah. Area yang diukur difokuskan pada area dibawah mata dan diatas mulut. Sehingga dari citra wajah yang didapatkan memerlukan proses ROI selection. ROI yang diinginkan diperoleh menggunakan persamaan (6) hingga (9).

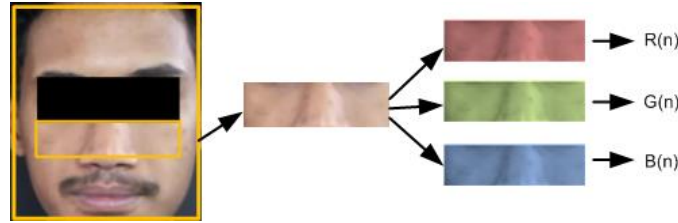
$$ROI_x = face_x + (0.2face_w) \quad (6)$$

$$ROI_y = face_y + (0.5 face_h) \quad (7)$$

$$ROI_w = roi_x + (0.6 face_w) \quad (8)$$

$$ROI_h = roi_y + (0.25 face_h) \quad (9)$$

Dimana ROI_x dan ROI_y adalah anchor ROI, ROI_w adalah lebar ROI dan ROI_h adalah tinggi ROI. Dari ROI yang sudah ditentukan, selanjutnya dilakukan proses ekstraksi citra ROI tersebut berdasarkan tiga channel warna R, G, dan B. Dimana nilai $R(n)$, $G(n)$, dan $B(n)$ merupakan nilai rata-rata intensitas masing-masing channel RGB pada frame ke n . $face_w$ adalah lebar wajah, $face_h$ adalah tinggi wajah. *Plane Orthogonal to Skin* (POS) adalah metode mengekstraksi sinyal *rPPG* dari perubahan warna kulit dari waktu ke waktu. Perubahan warna kulit disebabkan oleh perubahan volume darah yang terjadi pada jaringan kulit wajah. POS dilakukan dalam beberapa tahap, termasuk rata-rata spasial, normalisasi temporal, proyeksi, pencocokan, dan penambahan tumpang tindih atau *overlap-adding*.



Gambar 8 RGB extraction from ROI image

Spatial averaging adalah proses mencari nilai piksel rata-rata untuk setiap kanal warna merah, hijau, dan biru untuk setiap n frame. Nilai intensitas warna tiap channel pada persamaan (10) dilambangkan dengan $C(n)$. Kamera yang digunakan mampu mengambil gambar dengan frame rate 30 FPS. Karena jumlah frame yang dibutuhkan dalam penelitian ini adalah 256 frame, maka dibutuhkan waktu akuisisi citra selama 8 detik.

$$C(n) = [R(n), G(n), B(n)]^T \quad (10)$$

$$C_n = \frac{C(n)}{u(C(n))} \quad (11)$$

$$S_p(n) = \begin{bmatrix} 0 & 1 & -1 \\ -2 & 1 & 1 \end{bmatrix} C_p(n) \quad (12)$$

Dimana $C(n)$ adalah hasil ekstraksi RGB sejumlah n . C_n adalah hasil temporal normalization. *Temporal normalization* ditunjukkan oleh persamaan (11). Ini dilakukan dengan membagi nilai $C(n)$ dengan nilai rata-rata $C(n)$. Setelah normalisasi temporal, langkah selanjutnya adalah proyeksi. Proses ini bertujuan untuk mengalikan sinyal C_n dengan matriks proyeksi POS (12) untuk mendapatkan sinyal proyeksi $S_p(n)$. Dua sinyal proyeksi diperoleh: sinyal S_1 , yang memproyeksikan kombinasi nilai positif hijau dan negatif biru, dan sinyal S_2 , yang memproyeksikan kombinasi nilai ganda negatif merah, positif hijau dan biru.

$$h(n) = S_1(n) + \alpha \cdot S_2(n) \text{ with } \alpha = \frac{\sigma(S_1)}{\sigma(S_2)} \quad (13)$$

$$H_{n=0 \rightarrow l} = H_{n=0 \rightarrow l} + (h(n) - \mu(h_{n=0 \rightarrow l})) \quad (14)$$

Dimana σ adalah *standard deviation*, $h(n)$ adalah hasil tuning sebanyak n data, n adalah jumlah data sliding window yang diatur menjadi 1,6 kali frame rate kamera. Setelah nilai h_n diperoleh, proses *overlap-adding* dilanjutkan. Proses ini bertujuan untuk mendapatkan running sum dari h_n pada frame sebelumnya di sepanjang sliding window yang digunakan. Proses *tuning* dapat dilakukan dengan menggunakan (13) dan persamaan *overlap-adding* ditunjukkan oleh (14).

Kualitas gambar sangat mempengaruhi kualitas hasil pembacaan sinyal *rPPG*. Noise yang dihasilkan dapat menurunkan kualitas sinyal *rPPG*. Oleh karena itu, sinyal H yang dihasilkan harus disaring dengan bandpass filter. Frekuensi *cutoff* yang digunakan disesuaikan dengan detak jantung normal manusia. Detak jantung normal manusia setara dengan 45 hingga 120 BPM, atau 0,75 Hz hingga 2 Hz.

2.5. Perancangan sistem pengukur frekuensi pernafasan non kontak

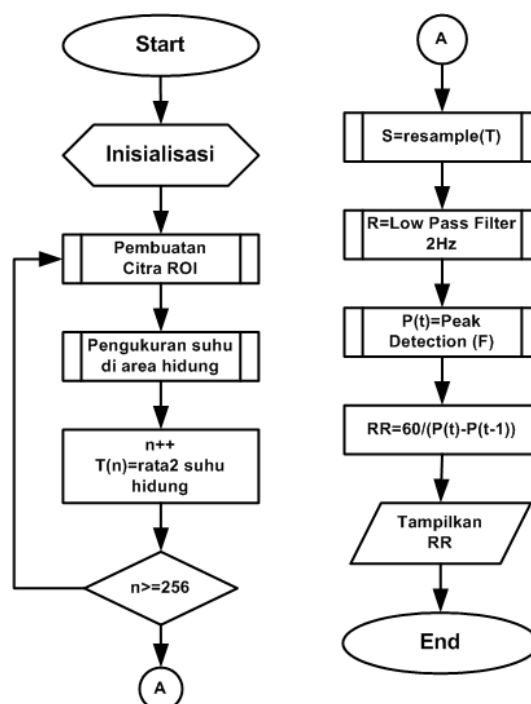
Tingkat pernafasan diukur dengan mengevaluasi sinyal perubahan suhu (U) di daerah hidung. Oleh karena itu, mengukur laju pernafasan dimulai dengan cara yang sama seperti mengukur suhu tubuh. Namun, ROI yang digunakan adalah daerah hidung. Sinyal perubahan temperatur yang dianalisa membutuhkan panjang data sebanyak 256 sampel. Kamera infra merah yang digunakan memiliki frame rate 10 fps, sehingga pemindaian memakan waktu hingga 25,6 detik. Sinyal variasi suhu disampel ulang empat kali untuk mempercepat analisis sinyal. Metode ini mengurangi waktu analisis dengan faktor 4 karena panjang data yang dikumpulkan lebih besar

dari 64 data. Dalam penelitian ini, data yang dikumpulkan adalah 70. Gambar 9 menunjukkan proses pengukuran laju pernapasan.

Sinyal resample (S) kemudian difilter menggunakan filter *lowpass Butterworth*. Frekuensi *cutoff* yang digunakan adalah 1 Hz. Ini dimaksudkan untuk menyaring frekuensi tinggi karena laju pernapasan manusia biasanya sekitar 0,5 Hz. Sinyal yang difilter (F) diproses untuk menentukan laju respirasi menggunakan pendekatan interval waktu puncak-ke-puncak. Sinyal dari puncak pertama dan kedua menunjukkan siklus pernapasan. Periode antara puncak pertama dan kedua disebut selang waktu (*shading*). Kemudian dengan mensubstitusi nilai interval waktu ke dalam persamaan (15), dapat diperoleh laju respirasi.

$$RR = \frac{60}{t_{peak}(n) - t_{peak}(n-1)} \quad (15)$$

Dimana RR adalah jumlah pernafasan per menit, t_{peak} adalah waktu puncak sinyal, dan n adalah nilai urutan waktu puncak sinyal.

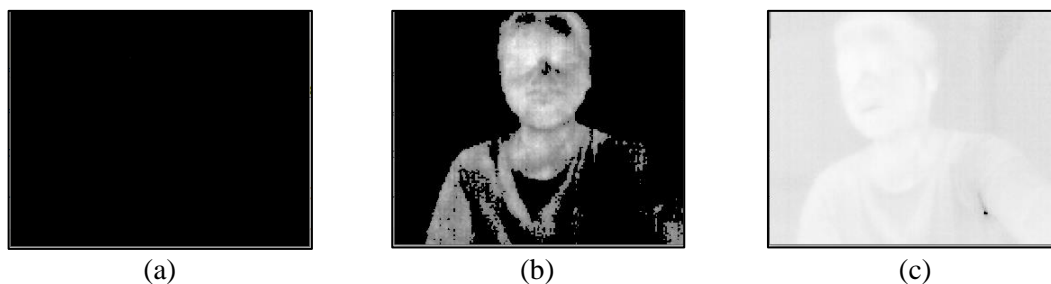


Gambar 9 Algoritma pengukuran frekuensi pernafasan

3. Hasil

3.1. Pengukuran Suhu

Sistem pengukur suhu tubuh non kontak diuji dengan mengambil citra termal dari subjek dengan jarak 50cm. Citra yang diperoleh selanjutnya diproses menggunakan persamaan (1) hingga (5) untuk mendapatkan nilai suhu tubuh. Data tersebut dibandingkan dengan sebuah *medical thermogun* yang dijadikan referensi. Selisih pembacaan suhu sistem yang dibuat dengan suhu *thermogun* merupakan nilai error. Nilai *emissivity* pada persamaan (5) diubah untuk mendapatkan nilai error yang kecil. Nilai *emissivity* yang digunakan adalah 0, 0,5, dan 1.



Gambar 10 Tampilan pengukuran suhu dengan emissivity berbeda

(a) emissivity 0 (b) emissivity 0,5 (c) emissivity 1

Tabel 1 Hasil pengukuran suhu dengan variasi nilai *emissivity*

| No | Referensi (°C) | Emissivity 0 | | | Emissivity 0,5 | | | Emissivity 1 | | |
|-----------|-------------------|---------------|-----------------|--------------|----------------|-----------------|--------------|---------------|-----------------|--------------|
| | | Hasil (°C) | Selisih (°C) | Error (%) | Hasil (°C) | Selisih (°C) | Error (%) | Hasil (°C) | Selisih (°C) | Error (%) |
| 1 | 36,6 | 41,4 | 4,8 | 13 | 36,4 | 0,2 | 0,5 | 25,6 | 11 | 30 |
| 2 | 36,6 | 41,4 | 4,8 | 13 | 36,4 | 0,2 | 0,5 | 25,6 | 11 | 30 |
| 3 | 36,6 | 41,4 | 4,8 | 13 | 36,5 | 0,1 | 0,3 | 25,6 | 11 | 30 |
| 4 | 36,6 | 41,4 | 4,8 | 13 | 36,6 | 0 | 0,0 | 25,6 | 11 | 30 |
| 5 | 36,6 | 41,4 | 4,8 | 13 | 36,6 | 0 | 0,0 | 25,6 | 11 | 30 |
| 6 | 36,6 | 41,4 | 4,8 | 13 | 36,4 | 0,2 | 0,5 | 25,7 | 10,9 | 30 |
| 7 | 36,6 | 41,4 | 4,8 | 13 | 36,5 | 0,1 | 0,3 | 25,7 | 10,9 | 30 |
| 8 | 36,6 | 41,3 | 4,7 | 12 | 36,4 | 0,2 | 0,5 | 25,6 | 11 | 30 |
| 9 | 36,6 | 41,3 | 4,7 | 12 | 36,4 | 0,2 | 0,5 | 25,6 | 11 | 30 |
| 10 | 36,6 | 41,3 | 4,7 | 12 | 36,4 | 0,2 | 0,5 | 25,6 | 11 | 30 |
| Rata-rata | | 41,37 | 4,77 | 13 | 36,4 | 0,14 | 0,4 | 25,62 | 10,98 | 30 |

Dari hasil Tabel 1 pengukuran yang dilakukan sebanyak 10 kali dengan suhu referensi $36,6^{\circ}\text{C}$ didapatkan nilai suhu tubuh dengan rata-rata $41,37^{\circ}\text{C}$, rata-rata selisih $4,77^{\circ}\text{C}$ dan persentase error sebesar 13% saat menggunakan *emissivity* 0. Suhu tubuh yang terukur masih terlalu tinggi sehingga akan dilakukan pengujian kedua yaitu dengan nilai $\gamma = 0,5$. Pada pengujian kedua menggunakan *emissivity* 0,5 didapatkan nilai suhu tubuh dengan rata-rata $36,46^{\circ}\text{C}$, rata-rata selisih $0,14^{\circ}\text{C}$ dan persentase error sebesar 0,4%. Suhu tubuh yang terukur mendekati nilai suhu tubuh yang dihasilkan *thermogun* sehingga *emissivity* yang digunakan untuk pengukuran suhu tubuh dengan kamera termal Flir adalah $\gamma = 0,5$. Untuk pengujian dengan menggunakan *emissivity* 1 didapatkan error yang semakin besar yaitu mencapai 30%.

3.2. Pengukuran Detak Jantung

Pengujian POS secara *offline* dilakukan untuk membuktikan bahwa program pengolahan POS dapat menampilkan nilai detak jantung sesuai dengan proses algoritma POS. Dalam data yang dikumpulkan seperti pada Gambar 11 nantinya akan didapatkan nilai kecepatan detak jantung yang menggunakan proses POS dan akan ditampilkan pada akhir proses jalannya program. Gambar 11 menunjukkan proses pengambilan video saat pengukuran jika dilihat dari laptop. Pengukuran yang dilakukan dengan menggunakan metode POS selanjutnya dilakukan pemrosesan dengan menggunakan *band pass filter* untuk memilah data sinyal yang memiliki range 60 hingga 120 BPM, dalam proses ini dilakukan dengan menggunakan *library band pass filter*. Setelah difilter selanjutnya dilakukan proses FFT untuk merubah hasil perhitungan POS yang berdomain waktu menjadi data sinyal yang berdomain frekuensi. Dari Tabel 2 menunjukkan nilai rata-rata BPM pada setiap subjek pengukuran. Subjek pengukuran diambil secara random dan hanya 20 subjek saja. Persentase kesalahan yang didapatkan dari metode POS secara *offline* sebesar 4,93 % dengan standar deviasi 3,35%.

Tabel 2 Hasil pengukuran detak jantung dengan algoritma POS

| No. | Referensi (BPM) | POS (BPM) | Persentase Error (%) |
|-----------------|-----------------|-----------|----------------------|
| 1 | 97 | 90 | 7,2 |
| 2 | 110 | 106 | 3,6 |
| 3 | 109 | 108 | 0,9 |
| 4 | 114 | 107 | 6,1 |
| 5 | 108 | 101 | 6,5 |
| 6 | 102 | 89 | 12,7 |
| 7 | 98 | 92 | 6,1 |
| 8 | 105 | 97 | 7,6 |
| 9 | 97 | 94 | 3,1 |
| 10 | 85 | 80 | 5,9 |
| 11 | 83 | 79 | 4,8 |
| 12 | 85 | 80 | 5,9 |
| 13 | 82 | 81 | 1,2 |
| 14 | 110 | 110 | 0 |
| 15 | 75 | 70 | 6,7 |
| 16 | 78 | 71 | 9 |
| 17 | 73 | 72 | 1,4 |
| 18 | 76 | 76 | 0 |
| 19 | 101 | 93 | 7,9 |
| 20 | 99 | 101 | 2 |
| Rata-rata | | | 4,93 |
| Standar deviasi | | | 3,35 |



Gambar 11 Tampilan mode pengukuran detak jantung

3.3. Pengukuran Frekuensi pernafasan

Untuk pengujian pengukuran frekuensi pernafasan dilakukan dengan membandingkan hasil pengukuran, dengan pengamatan pernafasan subjek dan mengkonversinya ke dalam satuan pernafasan per menit. Sistem pengukuran tersebut menggunakan *peak to peak interval* dalam mengestimasi nilai frekuensi pernafasan per menit. Data hasil pengujian frekuensi pernafasan dapat dilihat pada Tabel 3. Berdasarkan hasil percobaan diperoleh nilai error sebesar 4,72% dan standar deviasi 4,22%.

Tabel 3 Hasil pengukuran frekuensi pernafasan

| No | Frekuensi pernafasan (Siklus per menit) | | Prosentase Error (%) |
|----|---|------------|----------------------|
| | Referensi | Pengukuran | |
| 1 | 23 | 23 | 0 |
| 2 | 32 | 34 | 6,3 |
| 3 | 21 | 23 | 9,5 |
| 4 | 25 | 24 | 4 |

| No | Frekuensi pernafasan (Siklus per menit) | | Prosentase Error (%) |
|-----------------|--|------------|----------------------------|
| | Referensi | Pengukuran | |
| 5 | 21 | 22 | 4,8 |
| 6 | 14 | 14 | 0 |
| 7 | 21 | 20 | 4,8 |
| 8 | 15 | 14 | 6,7 |
| 9 | 13 | 11 | 15,4 |
| 10 | 21 | 20 | 4,8 |
| 11 | 32 | 32 | 0 |
| 12 | 23 | 23 | 0 |
| 13 | 23 | 23 | 0 |
| 14 | 22 | 20 | 9,1 |
| 15 | 18 | 16 | 11,1 |
| 16 | 19 | 20 | 5,3 |
| 17 | 22 | 21 | 4,5 |
| 18 | 23 | 23 | 0 |
| 19 | 24 | 25 | 4,2 |
| 20 | 25 | 26 | 4 |
| Rata-rata | | | 4,72 |
| Standar Deviasi | | | 4,22 |

Alat ukur tanda-tanda vital yang sudah diintegrasikan lalu dipasang pada robot *security*. Tampilan monitor saat alat ukur tanda-tanda vital diubah ke tampilan monitor utama robot. Gambar 12 menunjukkan proses robot saat mengambil citra subjek.



Gambar 12 Robot *security* saat mengambil citra subjek

4. Kesimpulan

Dari pengujian yang telah dilakukan, alat ukur tanda-tanda vital non-kontak telah berhasil dipasang pada robot. Sistem pengukuran terhadap tiga tanda-tanda vital seperti suhu tubuh, detak jantung, dan frekuensi pernafasan telah berhasil di integrasi. Sistem pengukuran suhu berhasil membaca suhu tubuh subjek dengan nilai error sebesar 0,4%. Untuk sistem pengukuran detak jantung didapatkan nilai error sebesar 4,93% dengan standar deviasi sebesar 3,72%. Sedangkan sistem pengukuran frekuensi pernafasan didapatkan nilai error sebesar 4,72% dengan standar deviasi sebesar 4,22%. Untuk menerapkan robot ini di kondisi sesungguhnya, maka diperlukan pengembangan sistem pengukuran dengan menambahkan kecerdasan buatan agar error seluruh pengukuran yang dihasilkan dibawah 3%.

Ucapan Terima Kasih

Penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada Direktorat Riset Teknologi dan Pengabdian Masyarakat (DRTPM) Kementerian Pendidikan dan Kebudayaan

Republik Indonesia atas skema hibah Penelitian Terapan Unggulan Perguruan Tinggi (PTUPT) tahun 2022 dengan nomor kontrak Induk 073/E5/P6.02.00PT/2022 tanggal 16 Maret 2022, kontrak turunan 028/SP2H/PT-L/LL7/2022 tanggal 16 Maret 2022 dan 05/KP/LPPM/ITATS/2022 tanggal 17 Maret 2022.

Referensi

- [1] 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.
- [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] S. Muharom, S. Asnawi, and A. Bachri, "Robot Pengikut Target Berdasarkan Bentuk dan Warna Menggunakan Metode HSV Untuk Aplikasi Assistant Robot," *J. JE-UNISLA Electron. Control Telecommunication Comput. Inf. Power Syst.*, vol. 6, no. 1, Art. no. 1, Mar. 2021, doi: 10.30736/je.v6i1.571.
- [4] M. R. V. Aditya, N. L. Husni, D. A. Pratama, and A. S. Handayani, "Penerapan Sistem Pengolahan Citra Digital Pendeteksi Warna pada Starbot," *TEKNIKA*, vol. 14, no. 2, Art. no. 2, Dec. 2020.
- [5] A. Ishida and K. Murakami, "Extraction of nostril regions using periodical thermal change for breath monitoring," in *2018 International Workshop on Advanced Image Technology (IWAIT)*, Jan. 2018, pp. 1–5. doi: 10.1109/IWAIT.2018.8369727.
- [6] X. Li, Z. Zhang, and J. Wu, "Measurement of Respiration Rate Using Thermal Imaging," in *2021 IEEE 5th Advanced Information Technology, Electronic and Automation Control Conference (IAEAC)*, Mar. 2021, pp. 2444–2449. doi: 10.1109/IAEAC50856.2021.9390916.
- [7] P. Jakkaew and T. Onoye, "Non-Contact Respiration Monitoring and Body Movements Detection for Sleep Using Thermal Imaging," *Sensors*, vol. 20, no. 21, p. 6307, Nov. 2020, doi: 10.3390/s20216307.
- [8] L. Maurya, P. Mahapatra, and D. Chawla, "Simultaneous Breathing Monitoring of Multiple Persons Using Thermal and Visible Imaging," *IEEE Sens. J.*, vol. 21, no. 24, pp. 28057–28065, Dec. 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3124615.
- [9] L. Chen, N. Liu, M. Hu, and G. Zhai, "RGB-thermal Imaging System Collaborated with Marker Tracking for Remote Breathing Rate Measurement," in *2019 IEEE Visual Communications and Image Processing (VCIP)*, Dec. 2019, pp. 1–4. doi: 10.1109/VCIP47243.2019.8965987.
- [10] T. Negishi, G. Sun, H. Liu, S. Sato, T. Matsui, and T. Kirimoto, "Stable Contactless Sensing of Vital Signs Using RGB-Thermal Image Fusion System with Facial Tracking for Infection Screening," in *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jul. 2018, pp. 4371–4374. doi: 10.1109/EMBC.2018.8513300.
- [11] G. de Haan and V. Jeanne, "Robust Pulse Rate From Chrominance-Based rPPG," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 10, pp. 2878–2886, Oct. 2013, doi: 10.1109/TBME.2013.2266196.
- [12] 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.
- [13] Q.-V. Tran, S.-F. Su, W. Sun, and M.-Q. Tran, "Adaptive Pulsatile Plane for Robust Noncontact Heart Rate Monitoring," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Syst.*, vol. 51, no. 9, pp. 5587–5599, Sep. 2021, doi: 10.1109/TSMC.2019.2957159.
- [14] 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.
- [15] R. Song, J. Li, M. Wang, J. Cheng, C. Li, and X. Chen, "Remote Photoplethysmography With an EEMD-MCCA Method Robust Against Spatially Uneven Illuminations," *IEEE Sens. J.*, vol. 21, no. 12, pp. 13484–13494, Jun. 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3067770.
- [16] D. Cho, J. Kim, K. J. Lee, and S. Kim, "Reduction of Motion Artifacts From Remote Photoplethysmography Using Adaptive Noise Cancellation and Modified HSI Model," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 122655–122667, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3106046.
- [17] B.-F. Wu, Y.-C. Wu, and Y.-W. Chou, "A Compensation Network With Error Mapping for Robust Remote Photoplethysmography in Noise-Heavy Conditions," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 71, pp. 1–11, 2022, doi: 10.1109/TIM.2022.3141149.

- [18] R. Song, S. Zhang, C. Li, Y. Zhang, J. Cheng, and X. Chen, "Heart Rate Estimation From Facial Videos Using a Spatiotemporal Representation With Convolutional Neural Networks," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 69, no. 10, pp. 7411–7421, Oct. 2020, doi: 10.1109/TIM.2020.2984168.
- [19] B.-F. Wu, P.-W. Huang, D.-H. He, C.-H. Lin, and K.-H. Chen, "Remote Photoplethysmography Enhancement with Machine Learning Methods," in *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*, Oct. 2019, pp. 2466–2471. doi: 10.1109/SMC.2019.8914554.
- [20] H.-S. Hwang and E.-C. Lee, "Non-Contact Respiration Measurement Method Based on RGB Camera Using 1D Convolutional Neural Networks," *Sensors*, vol. 21, no. 10, Art. no. 10, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21103456.
- [21] P. Huang, C. Lin, M. Chung, T. Lin, and B. Wu, "Image based contactless blood pressure assessment using Pulse Transit Time," in *2017 International Automatic Control Conference (CACCS)*, Nov. 2017, pp. 1–6. doi: 10.1109/CACCS.2017.8284275.
- [22] C. Barbosa Pereira, M. Czaplik, V. Blazek, S. Leonhardt, and D. Teichmann, "Monitoring of Cardiorespiratory Signals Using Thermal Imaging: A Pilot Study on Healthy Human Subjects," *Sensors*, vol. 18, no. 5, May 2018, doi: 10.3390/s18051541.
- [23] T. Negishi *et al.*, "Contactless Vital Signs Measurement System Using RGB-Thermal Image Sensors and Its Clinical Screening Test on Patients with Seasonal Influenza," *Sensors*, vol. 20, no. 8, Art. no. 8, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20082171.