

## Analisis Photoplethysmography Jarak Jauh dalam berbagai Kondisi Pencahayaan

Atar Fuady Babgei\*<sup>1</sup>, Muhammad Wikan Sasongko<sup>2</sup>, Tri Arief Sardjono<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Computer Engineering, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Indonesia

<sup>2,3</sup>Department of Biomedical Engineering, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Indonesia

e-mail: \*<sup>1</sup>[atarbabgei@its.ac.id](mailto:atarbabgei@its.ac.id), <sup>2</sup>[wikan.sasongko15@mhs.bme.its.ac.id](mailto:wikan.sasongko15@mhs.bme.its.ac.id),

<sup>3</sup>[sardjono@bme.its.ac.id](mailto:sardjono@bme.its.ac.id)

### Abstrak

*Photoplethysmography (PPG) konvensional untuk mengukur kecepatan jantung memiliki keterbatasan tersendiri, salah satunya yaitu diperlukannya kontak langsung dengan bagian tubuh pasien. rPPG (remote-Photoplethysmography) dapat digunakan untuk melakukan pemantauan jantung dari seorang pasien berbasis citra. Sama halnya dengan sistem lain yang berbasis kamera, algoritma rPPG sangat bergantung pada kondisi pencahayaan. Oleh karena itu diperlukan suatu studi analisis yang mengindahkan aspek tentang pengaruh kondisi dan arah cahaya terhadap subjek yang diamati terhadap hasil estimasi laju denyut jantung dengan algoritma rPPG. Pada penelitian ini diimplementasikan algoritma rPPG dengan Short-Time Fourier Transform (STFT) untuk memperkirakan laju detak jantung dalam berbagai kondisi cahaya. Hasil yang diperoleh merupakan analisa spektral dari perubahan frame video pada area dahi terhadap perubahan waktu dari model input warna Green-Channel dan HSV (Hue, Saturation, Value). Perbandingan dengan pengukuran ground truth pada pencahayaan 260 lux, 19 lux, dan 11 lux, estimasi laju detak jantung yang didapatkan dari input Green Channel menghasilkan persentase error rata-rata 0,038, 0,118, dan 0,229, dimana hasil persentase rata-rata error ini lebih rendah dari masukan HSV, yaitu 0,095, 0,212, dan 0,24.*

**Kata kunci**— Remote Photoplethysmography, Estimasi Denyut Jantung, Analisa Spektral.

### Abstract

*One of the disadvantages of conventional photoplethysmography (PPG) for measuring heart rate is the need for direct contact with the patient's body. rPPG (remote-Photoplethysmography) can be used to measure a patient's heart rate using an image-based method. As with other camera-based systems, the rPPG algorithm is extremely lighting-dependent. Determining the heart rate of an observed subject using the rPPG algorithm necessitates an analysis that considers the influence of lighting conditions and direction on the observed subject. In this study, the rPPG algorithm with Short-Time Fourier Transform (STFT) is used to measure the heart rate under different lighting circumstances. Green-Channel and HSV (Hue, Saturation, and Value) color input models were used to conduct a spectral analysis of changes in video frames in the forehead region as a function of time. Compared to ground truth measurements at 260 lux, 19 lux, and 11 lux lighting, the estimated heart rate obtained from the Green Channel input results in a lower average error percentage of 0.038, 0.118, and 0.229, compared to HSV inputs with average error percentage of 0.095, 0.212, and 0.24 respectively.*

**Keywords**— Remote Photoplethysmography, Heart Rate Estimation, Spectral Analysis.

## 1. PENDAHULUAN

Photoplethysmography (PPG) adalah teknik pengukuran non-invasif untuk mendeteksi perubahan volume darah di sirkulasi perifer pada permukaan kulit. Dalam beberapa tahun terakhir, banyak upaya telah dilakukan untuk mengembangkan PPG jarak jauh berbasis pengolahan citra (*image processing*) untuk pengukuran denyut jantung (*heart rate*) [1]–[7].

Penelitian oleh Verkruysse dkk [8] mendemonstrasikan salah satu konsep terawal dari pengukuran sinyal PPG jarak jauh menggunakan video, atau dapat disebut sebagai *remote-Photoplethysmography* (rPPG), menggunakan suatu kamera digital yang menangkap gambar wajah pada pencahayaan normal didalam ruangan. Secara umum algoritma rPPG bekerja dengan cara menangkap perubahan periodik volume darah di daerah wajah disebabkan oleh kontraksi dan relaksasi jantung [5].

Input rPPG adalah suatu rentetan gambar atau video yang dapat diambil dari berbagai macam jenis sensor kamera. Sebagai contoh, Procházka dkk [7] menggunakan Microsoft Kinect sebagai input dari algoritma rPPG untuk mendapatkan hasil estimasi laju detak jantung dengan memanfaatkan bingkai video yang direkam dan analisis waktu pada ROI (*Region of Interest*) di area mulut.

Salah satu tantangan pada algoritma rPPG adalah risiko adanya *noise* akibat banyaknya gerakan dari subyek ukur, yang kemudian mengakibatkan terjadinya error pada pengukuran laju jetak jantung (*heart rate*) [7]. Untuk mengatasi hal ini, penelitian oleh Wu dkk [4] menghilangkan artefak sinyal gerak dari pengukuran rPPG dengan terus menerus melacak puncak spectral pada sinyal gerakan. Penelitian lain oleh Hassan dkk [9] mengoptimisasi algoritma pelacakan ROI dan ruang warna (*color space*) untuk mengekstrak sinyal photoplethysmography dari video wajah.

Penelitian penelitian sebelumnya mengalami beberapa kendala dalam meningkatkan akurasi pengukuran *heart-rate* dari image PPG. Sebagai contoh, pada ruang warna (*color space*) RGB untuk photoplethysmography jarak jauh diketahui memiliki keberhasilan yang rendah pada kondisi pencahayaan yang terbatas [10]. Hal ini juga terlihat pada beberapa penelitian terdahulu seperti pada [11], [12] yang juga mengalami kendala dalam implementasi algoritma estimasi laju denyut jantung pada kondisi pencahayaan yang minimum.

Penelitian ini secara spesifik berkontribusi pada dua hal. Yang pertama mendapatkan hasil analisis dari pengaruh pencahayaan dan model warna, *Green-Channel* dan HSV (*Hue, Saturation, Value*), terhadap estimasi laju denyut jantung berbasis rPPG dengan menggunakan *Short-Time Fourier Transform* (STFT) pada ROI dahi. Yang kedua, mendapatkan hasil dan analisis dari pengujian pada beberapa lebar *window* penyaringan (*filter*) pada output sinyal STFT terhadap hasil estimasi laju denyut jantung.

## 2. METODE PENELITIAN

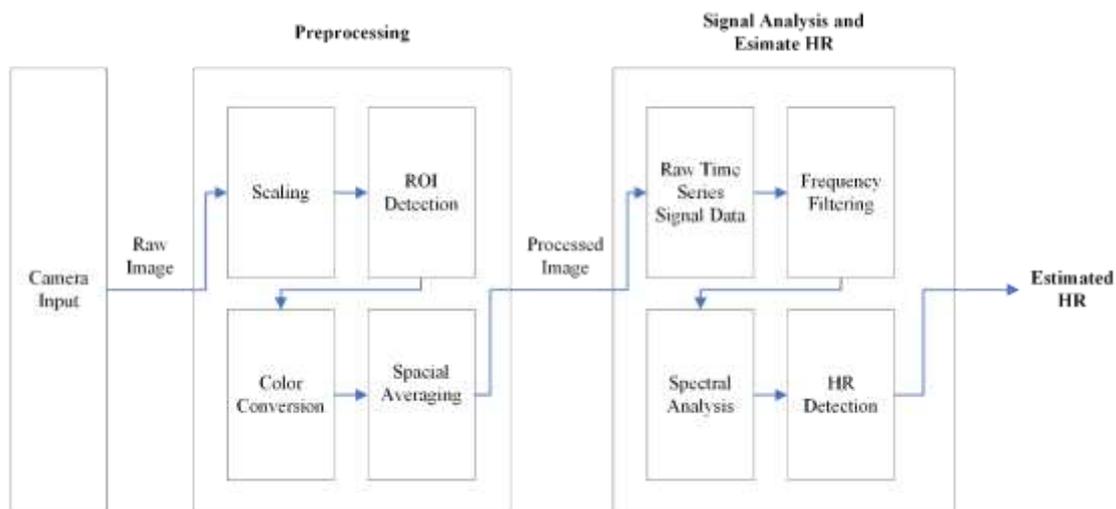
### 2.1. Tahap Perancangan Sistem

Pada penelitian ini diusulkan sistem berbasis kamera RGB untuk mengukur detak jantung seperti digambarkan pada Gambar 1. Sistem ini terdiri dari dua komponen blok sistem utama: bagian pra pemrosesan (*pre processing*) dan bagian estimasi laju jantung dengan analisis sinyal.

Sesuai dengan alur diagram blok pada Gambar 1, data gambar dari RGB semula diambil/diakuisisi melalui kamera. Data yang masuk ini akan menjalani preprocessing untuk dapat menghasilkan data ROI (Region of Interest). Semula, gambar yang didapatkan diturunkan terlebih dahulu resolusinya dengan *carascaling* untuk mengurangi memori yang dibutuhkan. Data yang diperoleh kemudian diproses untuk mendapatkan Region of Interest (ROI) wajah menggunakan metode Viola-Jones [13]. Dari ROI wajah, diturunkan ROI area dahi, agar algoritma dapat berfokus pada perubahan gambar pada area dahi tersebut. ROI area dahi yang semula berupa array 2 dimensi kemudian dikonversi menjadi array 1 dimensi untuk kemudian diolah pada tahap analisis sinyal. Selanjutnya sinyal hasil preprocessing di saring (*filter*) dan dinormalisasi untuk

menghilangkan noise berupa data piksel yang tidak diperlukan. Rangkaian gambar yang telah dikondisikan sebelumnya akan menjalani proses rata-rata spasial (*spatial averaging*) pada dua jenis pemetaan warna, yaitu *Green Channel* dan HSV, yang telah diproses untuk menghasilkan sinyal deret waktu, diikuti dengan penyaringan yang dirancang untuk melewatkan frekuensi sinyal PPG yang berisi informasi detak jantung.

Dari data yang diperoleh dalam domain waktu ini, dilakukan analisis spektral dengan mengubah sinyal dari bentuk domain waktu menjadi bentuk domain frekuensi menggunakan STFT untuk menganalisis sinyal PPG yang telah diperoleh. Langkah terakhir adalah mencari nilai frekuensi puncak yang paling substansial dari setiap segmen FFT untuk mendapatkan nilai puncak sebagai frekuensi interval pulsatil dari denyut jantung, yang selanjutnya diperkirakan sebagai denyut jantung.



Gambar 1 Diagram Blok Fungsional Sistem

## 2.2. Preprocessing and ROI Detection

### 2.2.1. Scaling

Proses yang pertama kali dilakukan pada data setelah masuk sebagai *input* pada program adalah *downscaling*. Dari sekuen citra semula yang beresolusi 1920x1080 pixel dilakukan *downscaling* dengan mempertahankan *aspect ratio* dengan tiga kali pengecilan menjadi 640x360 pixel menggunakan metode interpolasi untuk menghasilkan *frame rate* yang konsisten. Setelah dilakukan kombinasi *downscaling* dan kalibrasi *timing* akuisisi data setiap 0.0115 ms pada proses pengambilan *frame* dari kamera, didapatkan *frame per second (fps)* secara konsisten sebesar 35 *fps*.

### 2.2.2. Deteksi ROI

Sebelum dilakukan deteksi wajah, citra diubah dari warna menjadi skala abu-abu (*grayscale*). Kemudian prosedur kontras otomatis dengan normalisasi histogram digunakan untuk meningkatkan perbedaan antara nilai gelap dan terang untuk membantu pengklasifikasi kaskade haar (*haar-cascade*) dalam memindai fitur kontur wajah. Penelitian ini menggunakan algoritma Viola-Jones [11] untuk pendeteksian wajah.

### 2.2.3. Konversi Warna

Pada tahap ini konversi warna dilakukan dengan dua cara, yakni konversi ke saluran hijau (*green-channel*) dan konversi ke HSV (*hue, saturation, value*) untuk mengecualikan frekuensi dari spektrum warna yang tidak mengandung parameter denyut jantung untuk diolah menjadi sinyal PPG. Kemudian pada penelitian ini akan dievaluasi akurasi pendeteksian denyut jantung

antara sinyal yang didapatkan dari konversi *green-channel* dan konversi HSV. Diketahui pada penelitian sebelumnya [9], suatu sinyal *PPG* memiliki komponen cahaya yang terserap dan dipantulkan sehingga hanya akan digunakan nilai *value* sebagai sumber warna untuk menghasilkan sinyal yang dipisahkan antara sifat kromatik dan akromatik dari warna cahaya pada area *ROI* yang dianalisis untuk mendapatkan sinyal *rPPG* dalam kondisi warna pencahayaan yang berbeda-beda.

#### 2.2.4. Spatial Averaging

Sekuen frame video yang diperoleh dari sensor kamera dianalisa pada area bujur sangkar yang dipilih dengan batas *row R* dan *column S* yang menutupi area mulut atau dada. Untuk setiap matriks  $D_n(i, j)$  termasuk nilai-nilai di dalam *region of interest* pada waktu diskrit  $n$ , nilai rata-rata dievaluasi dengan Persamaan 1 berikut.

$$d(n) = \frac{1}{R S} \sum_i \sum_j D_n(i, j) \quad (1)$$

Dengan cara ini, nilai rata-rata *Pixel* di area yang telah ditentukan untuk setiap *frame* video membentuk *time series*  $\{d(n)\}_{n=0}^{N-1}$  dengan panjang  $N$ . Untuk mengoptimalkan algoritma akhir, *resampling* yang disebutkan di atas hanya diterapkan pada sekuen ini dan tidak pada *frame* gambar secara utuh.

Nilai tiap piksel (*pixel*) didapatkan dari *ROI* pada tiap *frame*. Pada model warna *Green Channel*, nilai kanal warna merah dan biru ditiadakan sehingga hanya tersisa nilai dari kanal hijau. Sedangkan pada model HSV, nilai Value diambil sebagai nilai dari piksel input.

Setelah itu dilakukan proses *spatial averaging* dengan cara menjumlahkan semua nilai *pixel* dalam area panjang kali lebar *ROI* kemudian dibagi dengan area *ROI* tersebut, yang berkorespondensi dengan interval waktu terbacanya *frame* untuk mendapatkan nilai *time-series signal*.

### 2.3. Pemrosesan Signal

#### 2.3.1. Konversi ke sinyal time-series

Setelah sinyal mentah (*Raw*) telah didapatkan, selanjutnya dilakukan proses normalisasi pada sinyal dilakukan dengan cara mencari rata-rata amplitudo tiap sinyal dari rentang waktu pengambilan keseluruhan sinyal yang kemudian digunakan untuk mengurangi *baseline* dari sinyal tersebut. Pada tahap ini komponen *DC* berupa *baseline* dari sinyal akan dihilangkan sebelum nantinya diproses lebih lanjut untuk mendapatkan sinyal *PPG* yang mengandung interval dari laju denyut jantung.

#### 2.3.2. FIR Filter

Tahap ini bertujuan untuk memisahkan frekuensi-frekuensi artifak contohnya gerakan dari subjek atau refleksi cahaya pada area *ROI* yang tidak mengandung unsur *BPM*. Pada proses ini digunakan *FIR bandpass filter* dengan *low frequency cut-off* 0.3 Hz dan *high frequency cut-off* 2 Hz pada sinyal yang sudah didapatkan untuk memisahkan sinyal *heart-rate* dengan sinyal artifak yang didapatkan dari pengaruh pencahayaan ruangan dan gerakan-gerakan dari wajah. Sinyal yang didapatkan merupakan sinyal *pulsatile* yang memuat informasi denyut jantung.

Filter *butterworth* tipe *Finite Impulse Response (FIR)* dengan orde 4 diaplikasikan terhadap setiap sinyal dengan frekuensi *cut-off* 30-200 *BPM*. Frekuensi *cut-off*  $f_{c-low} = 0,3$  Hz dan  $f_{c-high} = 2$  Hz digunakan untuk mengestimasi frekuensi sinyal *AC* yang dari sinyal *PPG* yang membawa

informasi *pulsatile* dari laju detak jantung. Selain itu, filter yang sama digunakan untuk menghilangkan semua komponen frekuensi lainnya termasuk nilai *DC* dari sinyal serta *noise* yang didapatkan.

### 2.3.3. Short-Time Fourier Transform

Komponen *spectral* yang terekam di dalam tiap *video* dievaluasi menggunakan *Fast-Fourier transform (FFT)* yang menghasilkan sekuensi sinyal dalam domain frekuensi.

$$Y(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp\left(-j k n \frac{2\pi}{N}\right) \quad (2)$$

$$\sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp\left(-j k n \frac{2\pi}{N}\right) = \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x(2n) \exp\left(-j k (2n) \frac{2\pi}{N}\right) + \quad (3)$$

$$\sum_{n=0}^{N/2-1} x(2n+1) \exp\left(-j k (2n+1) \frac{2\pi}{N}\right)$$

Untuk  $k = 0, 1, \dots, N-1$  seperti pada Persamaan 2 yang juga terhubung dengan frekuensi  $f_k = \frac{k}{N} f_s$ . Algoritma *FFT* jauh lebih cepat daripada *DFT* karena membagi jumlah data menjadi panjang data ganjil dan genap sesuai yang ditunjukkan pada Persamaan 3.

Mengikuti teknik dari penelitian Chen dkk [2], *Short-Time Fourier Transform (STFT)* pada penelitian dipergunakan untuk menganalisis frekuensi-frekuensi yang ada pada domain waktu dari sinyal *PPG* dengan memanfaatkan fungsi dari *STFT* untuk membagi sinyal input kedalam *N*-segmen sesuai dengan pergeseran *window*. Kemudian *FFT* dilakukan pada setiap segmen yang dilalui oleh input sinyal. *STFT* dapat dipergunakan untuk melihat kualitas dari sinyal *PPG*. Dengan pendekatan secara matematis, *STFT* dapat didefinisikan sesuai dengan Persamaan 4.

$$STFT\{x[n]\} \equiv X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] \omega[n] \exp(-j \omega n) \quad (4)$$

Dimana  $\omega(n)$  merepresentasikan pergeseran *window* yang menunjukkan frekuensi komponen lokal yang terjadi pada *window* tersebut.

### 2.3.4. Estimasi Heart Rate (HR)

Algoritma yang digunakan mengacu pada penelitian Spicher, dkk [14] yang menggunakan kamera pada mesin *MRI* sebagai detektor *PPG* yang bertujuan untuk membuat *vital sign monitoring* yang tidak terpengaruh oleh gelombang elektromagnetik, mereka memanfaatkan komputasi dari algoritma *STFT* untuk mengestimasi detak jantung antara 30 dan 200 denyut per menit (*BPM*). Dijelaskan pada penelitian tersebut bahwa *ROI* yang mencakup sebagian besar dahi subjek ditentukan secara manual sebelum algoritma dijalankan. Algoritma yang digunakan, secara terus-menerus memperkirakan *HR* pada waktu sekarang yang didapatkan dari sinyal  $f(n)$  yang mewakili intensitas *Pixel* rata-rata di dalam *ROI* selama lima detik terakhir ( $N = 125$  bingkai) dengan rincian algoritma 1.

---

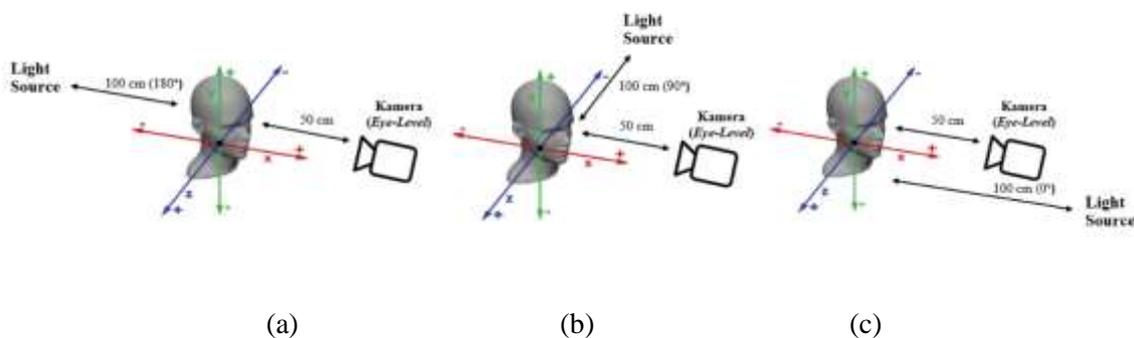
**Algoritma 1** Estimasi *Heart-Rate* menggunakan informasi frekuensi.
 

---

- 1: Definisi dan *update*  $f(n)$
  - 2: Normalisasi  $f(n)$  dengan rentang  $[0,1]$
  - 3: Menambahkan *Zero padding* untuk  $f(n)$  pada lebar jendela secara rata di bagian sebelum dan sesudah nilai asli  $f(n)$ .
  - 4: Menerapkan jendela Hamming  $h(n) = \alpha - \beta \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right)$  dengan  $\alpha = 0,54$  dan  $\beta = 1 - \alpha$  pada  $f(n)$  dengan *element-wise multiplication* untuk meminimalkan efek kebocoran spektral pada langkah selanjutnya
  - 5: Perhitungan Fast Fourier Transform (FFT) dari  $f(n)$ .
  - 6: Estimasi *HR* dari spektrum *Fourier* dari  $f(n)$  dengan memilih *bin* dengan magnitudo paling besar dalam interval frekuensi  $0.3-2$  Hz, yang sesuai dengan pertimbangan rentang detak jantung pada nilai  $30-200$  bpm
  - 7: Menyimpan nilai akhir dan catatan waktu (*timestamp*), kemudian kembali ke langkah 1
- 

#### 2.4. Desain Eksperimen

Pada penelitian ini dilakukan eksperimen pada berbagai kondisi pencahayaan untuk mengevaluasi algoritma yang telah dikembangkan. Data didapatkan dengan pencahayaan konsisten pada ruangan dengan jarak pengambilan  $50\text{cm}$  dari depan sumber kamera yang sejajar dengan posisi mata subjek dengan kondisi didalam ruangan dengan pencahayaan dari sinar matahari yang berasal dari jendela berukuran panjang  $50\text{cm}$  dan lebar  $100\text{cm}$  dengan jarak  $\pm 100\text{cm}$  dari kepala subjek sesuai dengan Gambar 2.



Gambar 2 Skenario Pengujian Sumber Pencahayaan (a)  $0^\circ$ , (b)  $90^\circ$ , dan (c)  $180^\circ$ .

Sensor PPG kontak tipe SONOSAT-F04T digunakan sebagai penghasil data *ground-truth*. Sedangkan untuk nilai kuantitatif sumber pencahayaan digunakan Lux Meter digital tipe Smart Sensor AS803. Proses tahap pengujian ini, berbagai kondisi pencahayaan dilakukan dengan sumber pencahayaan natural berasal dari jendela (yang bersumber dari sinar matahari) untuk mensimulasikan fenomena umum / natural yang terjadi. Pengukuran dengan Lux meter pada tiga kondisi sudut asal ( $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$ ). Tabel 1 memperlihatkan validasi data yang didapatkan dari subjek normal dengan masing-masing pengujian kondisi pencahayaan dengan menggunakan *Lux Meter* yang diposisikan di sebelah wajah dan diukur langsung menghadap ke arah jendela (sumber sinar matahari) untuk mendapatkan nilai kuantitatif dari sumber pencahayaan pada area wajah.

Perangkat lunak berjalan pada komputer dengan spesifikasi CPU Intel Core i5 2,4 GHz, unit pemrosesan grafis terintegrasi (GPU), dan RAM 16 GB. Kamera Kinect V2 digunakan sebagai sumber input yang memiliki resolusi  $1920 \times 1080$  piksel, FoV  $84,1^\circ \times 53,8^\circ$ , dan menghasilkan rata-rata  $22 \times 20$  warna pixel per derajatnya. Sensor ini yang nantinya digunakan

untuk mengambil nilai-nilai warna pixel pada area akan diamati untuk kalkulasi nilai detak jantung per menitnya.

Tabel 1 Pengukuran Intensitas cahaya dengan berbagai arah cahaya

Sudut asal pencahayaan	Pengukuran Tingkat Sumber Pencahayaan	Pengukuran Tingkat Pencahayaan pada Wajah
0°	260 Lux	260 Lux
90°	33 Lux	19 Lux
180°	33 Lux	11 Lux

Untuk mendapatkan hasil evaluasi dari berbagai eksperimen yang dilakukan sesuai dengan penelitian ini, maka digunakan persamaan statistik untuk membandingkan hasil yang didapatkan, yaitu *MPE*, *RMSE*, dan standar deviasi. Dimana rata-rata presentase *error* didapatkan sesuai dengan dengan Persamaan 5:

$$MPE = \frac{100\%}{n} \sum_{t=1}^n \frac{a_t - f_t}{a_t} \quad (5)$$

Dimana  $a_t$  merupakan nilai prediksi yang didapatkan dari hasil *ground-truth* yang didapatkan sedangkan nilai  $f_t$  merupakan nilai yang didapatkan dari data *rPPG*, kemudian  $n$  merupakan panjang data. Persentase *error* akan menunjukkan nilai persentase *error* yang dihasilkan oleh sistem yang diuji terhadap nilai acuan atau *ground-truth* yang akan digunakan.

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 3.1. Hasil dan Pembahasan pada Tahap Preprocessing dan Deteksi ROI

Pada tahap awal, gambar yang ditangkap oleh Sensor Kamera RGB diperkecil (*down resize*). Prosedur downscaling dilakukan untuk meningkatkan performansi sistem sehingga dapat memberikan hasil yang *real-time*. Hal ini tentunya akan juga berimbas pada penurunan resolusi, namun dirasa cukup untuk tahap analisis berikutnya.

Selain itu, pada penelitian ini menemui fenomena *jittering*, yakni gangguan fluktuatif yang muncul dari proses penangkapan gambar dari sensor, sehingga berpotensi menyebabkan banyak artefak pada sinyal yang diamani. Fenomena ini menghasilkan gangguan yang nyata pada nilai dasar sinyal yang diturunkan. Oleh karena itu, dalam percobaan ini, sangat penting untuk menjamin bahwa pasien tidak terlalu banyak bergerak agar tidak mempengaruhi proses perhitungan detak jantung, terutama selama proses perata-rata spasial (*spatial averaging*).

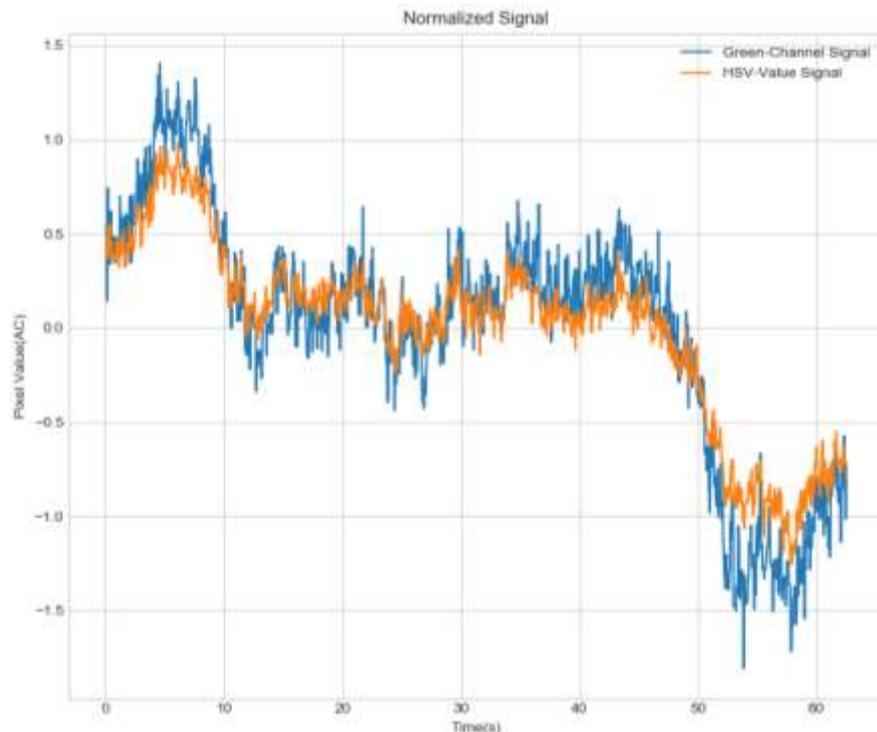
Algoritma dengan Viola-Jones [11] akan mendapatkan ROI yang ditandai menggunakan kotak persegi pada bagian wajah. Kemudian dilakukan area dahi ditandai secara manual dengan cara menggambar suatu persegi. Nilai lebar dan panjang piksel dari area dahi tersebut kemudian dipotong se wilayah yang diinginkan. Proses pendeteksian wajah dapat dilakukan dengan sukses jika kondisi pencahayaan memadai dan kamera menangkap semua karakteristik wajah. Kemudian area dahi ditandai secara manual, dan persegi lain digambar untuk menunjukkan area tersebut. Nilai lebar dan panjang piksel yang digunakan untuk membuat persegi kemudian digunakan untuk menetapkan area potong untuk wilayah yang diinginkan. Proses pendeteksian wajah dapat dilakukan dengan sukses jika kondisi pencahayaan memadai dan kamera menangkap semua karakteristik wajah. Gambar 3 memperlihatkan hasil deteksi ROI pada wajah dan area dahi dengan menggunakan pemrosesan gambar dan algoritma Viola-Jones.



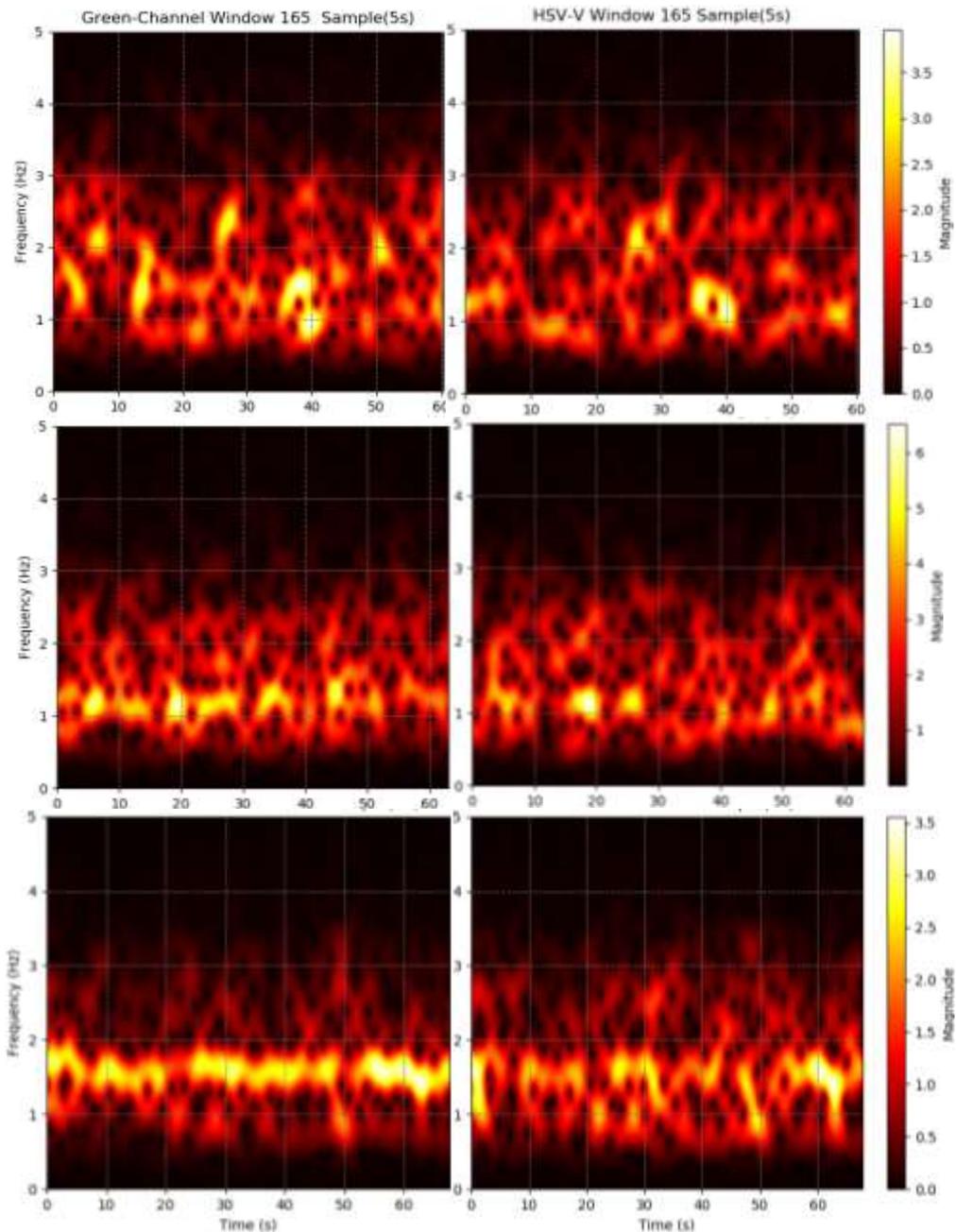
Gambar 3 Deteksi Region of Interest pada Wajah dan Area Dahi

### 3.2. Hasil dan Pembahasan pada Pemrosesan Signal dan Estimasi Heart-Rate

Setelah menerima sinyal mentah, filter bandpass dengan frekuensi cut-off antara 0,3 Hz dan 2 Hz diterapkan diikuti dengan analisis spektral berbasis FFT (STFT). Beberapa indikator menunjukkan bahwa sinyal yang diterima dari area dahi terdiri dari informasi sinyal biologis dan tidak terpengaruh oleh area piksel yang digunakan dalam metode rata-rata spasial. Pendekatan HSV-V menghasilkan baseline komponen DC yang lebih baik daripada metode GC, yang akan mempengaruhi puncak sinyal yang dinormalisasi (Gambar 4), dimana nilai amplitudo HR metode GC lebih besar daripada pendekatan HSV-V. Hal ini menunjukkan bahwa sinyal DC tidak akan mempengaruhi temuan sinyal yang membawa komponen AC yang menyimpan informasi HR, dan semakin signifikan perbedaan amplitudo pada komponen sinyal AC, semakin baik informasi HR yang dapat diekstraksi dari sinyal rPPG dengan penyaringan sinyal. prosedur. Pada Gambar 4, hasil bandpass filter menunjukkan bahwa nilai amplitudo nilai lain pada sinyal rPPG metode GC lebih signifikan daripada metode HSV-V, yang akan menghasilkan estimasi HR yang lebih akurat karena STFT selanjutnya dapat memisahkan *noise*.

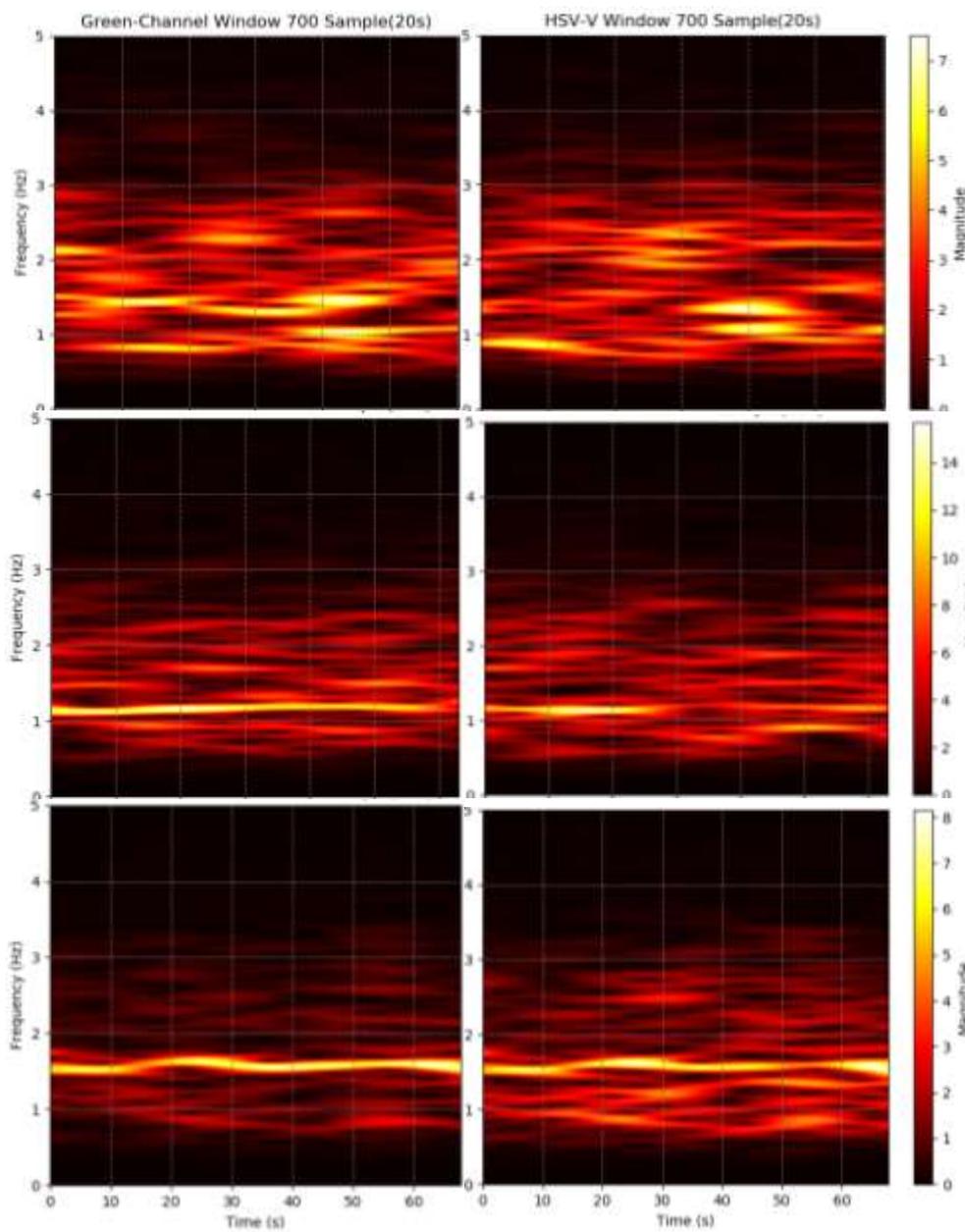


Gambar 4 Hasil Normalisasi Sinyal GC dan HSV-V.



Gambar 5 (Dari baris atas ke bawah) Perbandingan STFT rPPG 5s Window pada Kondisi Pencahayaan 11, 19, 260 lux

Gambar 5 dan Gambar 6 memperlihatkan hasil pengujian masing-masing lebar jendela STFT 5s dan 20s. Dari kedua gambar tersebut dapat diambil kesimpulan bahwa bahwa semakin besar nilai lebar jendela maka semakin berkurangnya fluktuasi nilai frekuensi yang diperoleh. Akan tetapi, hal ini akan berdampak pada berkurangnya tingkat sensitivitas pengukuran sehingga menyebabkan menurunnya akurasi hasil estimasi *heart rate* rPPG dibandingkan dengan hasil estimasi *heart rate* dari *ground truth* (sensor PPG berbasis kontak). Hal ini sesuai dengan perhitungan analitis STFT pada Persamaan 4, dimana akurasi perubahan waktu dan akurasi perubahan frekuensi berbanding terbalik dengan lebar jendela.



Gambar 6 (Dari baris atas ke bawah) Perbandingan STFT rPPG 5s Window pada Kondisi Pencahayaan 11, 19, 260 lux

Dari hasil pengujian yang dilakukan pada berbagai kondisi pencahayaan dengan intensitas cahaya terukur 11, 19, dan 260 Lux, menunjukkan bahwa intensitas cahaya dapat memengaruhi tingkat keberhasilan dan akurasi estimasi laju denyut jantung menggunakan rPPG. Hal ini ditunjukkan dengan data beberapa hasil pengujian sesuai Tabel 2, yang menunjukkan bahwa nilai rata-rata *error* pada lebar jendela 20s memiliki kesalahan yang lebih tinggi daripada nilai rata-rata *error* pada lebar jendela 10s dan 5s. Selain itu, data yang diperoleh juga menunjukkan bahwa tingkat keberhasilan estimasi berbanding lurus dengan intensitas cahaya yang digunakan. Nilai kesalahan (*error*) pada kondisi pencahayaan 260 Lux secara konsisten jauh lebih kecil daripada pada kondisi pencahayaan 19 lux dan 11 lux.

Tabel 2 Hasil Evaluasi Estimasi Laju Denyut Jantung terhadap *Ground Truth*

Parameter		Sumber Pencahayaan (Lux)					
		260	19	11	260	19	11
<i>Evaluasi</i>	<i>Lebar Window</i>	<i>Green Channel</i>			<i>HSV Value</i>		
<i>Persentase Rata-rata Error Absolut (%)</i>	5s	0,038	0,118	0,229	0,095	0,212	0,247
	10s	0,018	0,085	0,183	0,073	0,143	0,255
	20s	0,025	0,020	0,188	0,024	0,118	0,297
<i>Standar Deviasi (Beats Per Minutes / BPM)</i>	5s	7,164	14,012	22,756	13,005	19,573	21,359
	10s	1,690	1,666	19,546	13,182	13,866	20,315
	20s	2,426	2,177	18,494	2,318	9,313	24,283
<i>RMSE</i>	5s	7,179	14,505	22,812	13,697	19,583	23,084
	10s	2,176	1,667	19,661	13,579	14,978	24,020
	20s	2,571	2,428	20,142	2,475	12,301	26,504

#### 4. KESIMPULAN

Pada penelitian ini telah didemonstrasikan penerapan algoritma estimasi denyut jantung menggunakan *remote Photoplethysmography* (rPPG) berbasis STFT (*Short-Time Fourier Transform*). Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa hasil estimasi detak jantung berhasil didapatkan dari nilai piksel rata-rata ROI (*Region of Interest*) area dahi dari kedua input rata-rata spasial *Green-Channel* dan *HSV*. Dari pengujian yang dilakukan pada sumber pencahayaan pada sudut  $0^\circ$  (260 lux),  $90^\circ$  (19 lux), dan  $180^\circ$  (11 lux), data yang didapat dari *Green Channel* mempunyai persentase error rata-rata yakni 0.038, 0.118, dan 0.229, yang mana ini lebih rendah persentase error rata-rata yang didapatkan dari input HSV, yaitu 0.095, 0.212, dan 0.247. Hal ini menunjukkan bahwa pada berbagai kondisi pencahayaan (260 lux, 19 lux, dan 11 lux) penggunaan model warna *Green Channel* lebih handal (*robust*) sebagai input dari algoritma rPPG berbasis STFT daripada menggunakan input dari model warna HSV.

Kedepannya, skenario pengujian tambahan perlu dilakukan di penelitian mendatang untuk mempelajari lebih lanjut tentang bagaimana efek sifat kromatik dan akromatik warna perncahayaannya, seperti penggunaan warna pencahayaan yang berbeda, pada algoritma estimasi sinyal dengan rPPG. Selain itu, perlu dilakukan studi dan pengembangan lebih lanjut untuk membangun suatu sistem perangkat keras yang dapat mendukung pengaplikasian rPPG untuk estimasi denyut jantung secara *real time*.

#### UCAPAN TERIMAKASIH

Penulis 1 dan 2 membuat kontribusi yang sama untuk penelitian ini. Para penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya atas dukungan dari Departemen Teknik Biomedik dan Departemen Teknik Komputer, Institut Teknologi Sepuluh Nopember untuk penelitian ini.

#### REFERENSI

- [1] L. Xi, X. Wu, W. Chen, J. Wang, and C. Zhao, "Weighted combination and singular spectrum analysis based remote photoplethysmography pulse extraction in low-light environments," *Med. Eng. Phys.*, vol. 105, p. 103822, Jul. 2022, doi: 10.1016/j.medengphy.2022.103822.

- [2] J. Chen, K. Sun, Y. Sun, and X. Li, "Signal Quality Assessment of PPG Signals using STFT Time-Frequency Spectra and Deep Learning Approaches," in *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, Nov. 2021, pp. 1153–1156. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9630758.
- [3] L. Xi, W. Chen, C. Zhao, X. Wu, and J. Wang, "Image Enhancement for Remote Photoplethysmography in a Low-Light Environment," in *2020 15th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition (FG 2020)*, Nov. 2020, pp. 1–7. doi: 10.1109/FG47880.2020.00076.
- [4] B.-F. Wu, P.-W. Huang, C.-H. Lin, M.-L. Chung, T.-Y. Tsou, and Y.-L. Wu, "Motion Resistant Image-Photoplethysmography Based on Spectral Peak Tracking Algorithm," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 21621–21634, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2828133.
- [5] 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.
- [6] S. Tulyakov, X. Alameda-Pineda, E. Ricci, L. Yin, J. F. Cohn, and N. Sebe, "Self-Adaptive Matrix Completion for Heart Rate Estimation from Face Videos under Realistic Conditions," in *2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, Jun. 2016, pp. 2396–2404. doi: 10.1109/CVPR.2016.263.
- [7] A. Procházka, M. Schätz, O. Vyšata, and M. Vališ, "Microsoft Kinect Visual and Depth Sensors for Breathing and Heart Rate Analysis," *Sensors*, vol. 16, no. 7, Art. no. 7, Jul. 2016, doi: 10.3390/s16070996.
- [8] W. Verkrusse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light," *Opt. Express*, vol. 16, no. 26, pp. 21434–21445, Dec. 2008.
- [9] M. A. Hassan, G. S. Malik, N. Saad, B. Karasfi, Y. S. Ali, and D. Fofi, "Optimal source selection for image photoplethysmography," in *2016 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings*, May 2016, pp. 1–5. doi: 10.1109/I2MTC.2016.7520406.
- [10] 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.
- [11] L. Xi, W. Chen, C. Zhao, X. Wu, and J. Wang, "Image Enhancement for Remote Photoplethysmography in a Low-Light Environment," in *2020 15th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition (FG 2020)*, Nov. 2020, pp. 1–7. doi: 10.1109/FG47880.2020.00076.
- [12] H. Liu, Y. Wang, and L. Wang, "The Effect of Light Conditions on Photoplethysmographic Image Acquisition Using a Commercial Camera," *IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, vol. 2, pp. 1–11, 2014, doi: 10.1109/JTEHM.2014.2360200.
- [13] P. Viola and M. Jones, "Robust real-time face detection," in *Proceedings Eighth IEEE International Conference on Computer Vision. ICCV 2001*, Jul. 2001, vol. 2, pp. 747–747. doi: 10.1109/ICCV.2001.937709.
- [14] N. Spicher, S. Maderwald, M. E. Ladd, and M. Kukuk, "Heart rate monitoring in ultra-high-field MRI using frequency information obtained from video signals of the human skin compared to electrocardiography and pulse oximetry," *Curr. Dir. Biomed. Eng.*, vol. 1, no. 1, pp. 69–72, Sep. 2015, doi: 10.1515/cdbme-2015-0018.