

Study: Pengukuran Saturasi Oksigen dengan Konsumer *Grade* RGB Kamera

Aminuddin Rizal

Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

Email: Aminuddin.rizal@umn.ac.id

Diterima 18 Februari 2019

Disetujui 14 Juni 2019

Abstract—Advancement on camera technology, image processing, and signal processing algorithm is widening the usage of camera into biomedical measurement. Mostly are used for pulse rate (PR) measurement to monitor human's heart condition. In this paper, we studied the prospect of a consumer grade RGB camera as replacement for contact-based pulse oximeter (measure pulse rate and blood saturation oxygen). However, in this study we more focus on blood saturation oxygen measurement which needs more complex principle and calculation compared to PR measurement. We use both time and frequency domain calculation to know whether one or both of them have better achievement. The results reveal the summary performance from the usage of a consumer-grade RGB camera in saturation oxygen measurement.

Index Terms—blood saturation oxygen, pulse rate, remote photoplethysmography, RGB camera

I. PENDAHULUAN

Menjaga kesehatan tubuh merupakan hal yang penting bagi setiap individu. Tetapi dengan padatnya jadwal terkadang membuat orang jarang untuk pergi ke dokter atau tenaga medis untuk memeriksa kondisi kesehatannya. Dengan demikian alat kesehatan personal semakin dikembangkan. Salah satu tren saat ini, dengan mengembangkan teknologi kamera sebagai sensornya. Hal tersebut didasari oleh manfaat seperti fleksibilitas yang tinggi dan nyaman digunakan untuk pengukuran dengan waktu yang lama [1].

Pengukuran tanda vital (*vital sign*) pada manusia dengan kamera disebut dengan *remote imaging photoplethysmography* (rPPG atau rPPG). Prinsip kerja rPPG sama dengan *photoplethysmography* (cPPG) konvensional, yaitu secara optikal mendeteksi perubahan volume darah di pembuluh darah [2]. Tidak hanya digunakan untuk mendeteksi detak jantung (*pulse rate*, *PR*) tetapi penggunaan rPPG juga dapat dimanfaatkan untuk pengukuran pernapasan [3], tekanan darah [4], variabilitas detak jantung [5], dan saturasi oksigen dalam darah [6]. Di antara parameter yang disebutkan, pengukuran saturasi oksigen yang masih memiliki tingkat akurasi yang minim.

Tidak hanya tingkat akurasi yang masih minim, tetapi juga dikarenakan riset yang terbilang sedikit dan tidak terarah (setiap penelitian memiliki konsep

tersendiri). Dimulai pada tahun 2005, penelitian pengukuran saturasi oksigen dimulai oleh Wieringa [7] dengan menggunakan monokrom kamera untuk mengetahui potensi penggunaan kamera tersebut. Di tahun 2014 Tarassenko [8] mengajukan algoritma dan sistem pengukuran saturasi oksigen dengan menggunakan kamera. Dan beberapa peneliti seperti Guazzi [9], dan Addison [10] juga memanfaatkan RGB kamera sebagai sensornya. Akan tetapi setiap studi tersebut memiliki perbedaan dalam algoritma dan penggunaan parameter (seperti *spectrum* gelombang yang digunakan). Padahal konsep dasar pengukuran saturasi oksigen dengan RGB kamera seharusnya sama dan membentuk opini bahwa eksperimen sebelumnya tidak repetitif (dapat diulang kembali).

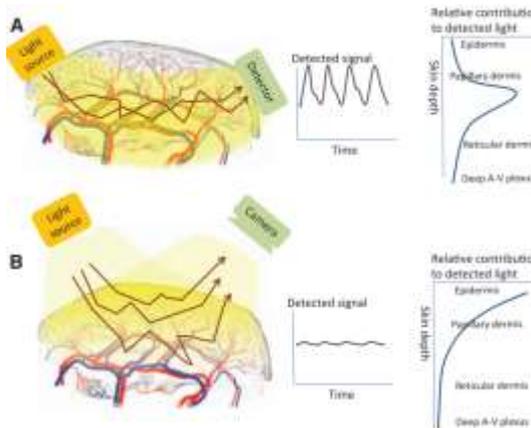
Pada tulisan ilmiah kali ini, kami melakukan studi dan eksperimen mengenai penggunaan RGB kamera untuk pengukuran saturasi oksigen. Pengolahan data dilakukan dalam domain waktu dan frekuensi untuk melihat performa kedua domain tersebut. Hasil yang diberikan pada penelitian ini diharapkan membantu memberi pertimbangan secara konsep dan eksperimen untuk penelitian selanjutnya.

II. PRINSIP PENGUKURAN SATURASI OKSIGEN DENGAN KAMERA

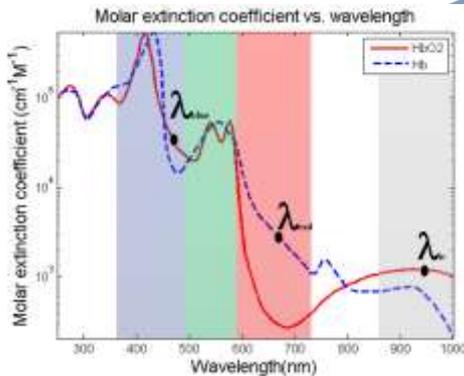
A. Remote Photoplethysmography (rPPG)

rPPG terbagi menjadi dua major proses untuk akhirnya dapat mengukur parameter tanda vital tubuh. Kedua proses tersebut adalah proses secara spasial (*image processing*) dan proses secara temporal (*signal processing*). Proses spasial digunakan untuk mendapatkan lokasi pengukuran atau *region-of-interest* (ROI) dalam satu *frame* gambar dan juga digunakan untuk mengubah dua dimensi (2D) piksel data menjadi satu dimensi (1D) sinyal. Sinyal yang didapat berdasarkan perubahan kecil (*subtle change*) pada warna kulit dikarenakan perubahan volume dalam darah. Biasanya sinyal yang didapat dalam proses temporal memiliki kualitas yang buruk dan mengandung banyak derau (*noise*). Dengan demikian sinyal diproses dengan menggunakan metode-metode temporal proses agar mendapatkan kualitas sinyal yang baik. Dengan memiliki rasio sinyal dan derau

(*signal-to-noise*, SNR) yang tinggi dapat meningkatkan tingkat akurasi dalam pengukuran.



Gambar 1. Pengukuran SpO₂ konvensional (A) dengan kamera (B) [11]



Gambar 2. Karakteristik optikal Hb dan HbO₂

B. Pengukuran Saturasi Oksigen (*SpO₂*)

Perbandingan pengukuran secara fisik antara teknik konvensional dan menggunakan kamera diperlihatkan di Gambar 1. Dapat dilihat dari gambar, cara konvensional dilakukan dengan cara menempelkan sumber cahaya dan sensor nya terhadap subjek yang diukur (kulit), di lain pihak pengukuran dengan kamera dilakukan tanpa menempelkan sumber cahaya maupun sensor ke subjek yang diukur. Akan tetapi dengan adanya jarak antara objek pengukuran dan sensor dari sistem akan terjadi distribusi sinyal refleksi (cahaya pantul) yang dihasilkan akan terdispersi.

Pengukuran saturasi oksigen dengan kamera memiliki prinsip dan konsep dasar yang sama dengan menggunakan *pulse oximetry* konvensional. Dimana konsepnya adalah mengukur perbandingan perbedaan karakteristik dari dua gelombang terhadap penyerapan hemoglobin (Hb) dan oksihemoglobin (HbO₂). Prinsip ini dikenal dengan sebutan *beer-lambert law's* [11]. Karakteristik penyerapan dapat dilihat pada Gambar 2, terlihat pada gambar distribusi penyerapan Hb dan HbO₂ tidak konstan dan tidak linear. Terlebih

koefisien penyerapan juga tidak sama, sehingga biasanya dalam aplikasi pengukuran saturasi oksigen (dengan menggunakan kamera ataupun konvensional) menggunakan persamaan dengan regresi linear didalamnya. Persamaan tersebut biasanya di rumuskan seperti pada Persamaan (1).

$$SpO_2 = A - B \times RR \quad (1)$$

$$RR = \frac{AC_{\lambda_1}}{DC_{\lambda_1}} \quad (2)$$

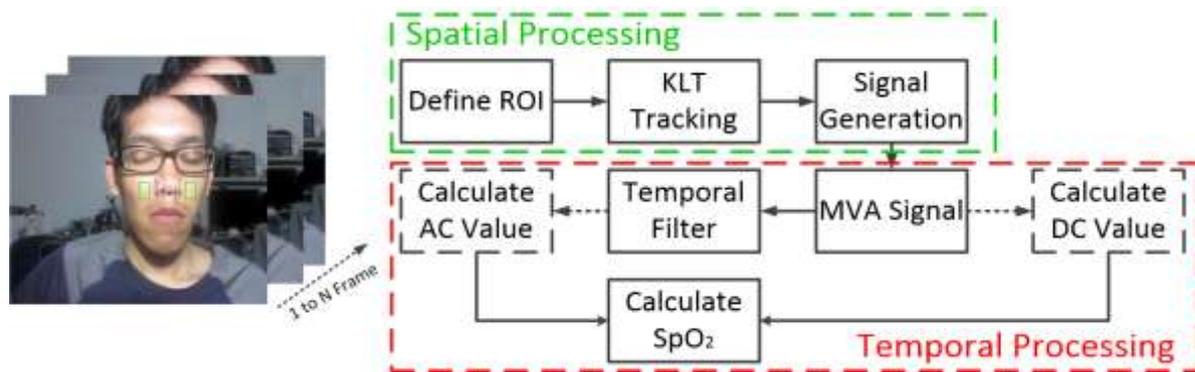
$$= \frac{AC_{\lambda_2}}{DC_{\lambda_2}}$$

Dimana pada Persamaan (1), A dan B adalah konstanta setelah melakukan regresi linear terhadap sistem serta RR (*Ratio-of-ratios*) dari persamaan (2) adalah perbandingan karakteristik dari penyerapan Hb dan HbO₂ oleh kombinasi spektrum gelombang yang dipakai (λ_1 dan λ_2). Untuk penggunaan kombinasi gelombang, konvensional *pulse oximetry* menggunakan cahaya merah dan cahaya infrared (IR). Terlihat dari Gambar 2 bahwa cahaya merah lebih menyerap Hb daripada penyerapan HbO₂ (semakin besar perbedaan karakteristik penyerapan semakin baik untuk digunakan). Di sisi lain, cahaya IR menyerap HbO₂ lebih banyak daripada penyerapan Hb. Ketika nilai saturasi oksigen tinggi, amplitudo sinyal dari cahaya merah lebih kecil dan nilai *baseline* nya akan lebih tinggi. Kontrasnya nilai amplitudo sinyal dari cahaya IR lebih besar dan nilai *baseline* nya akan lebih kecil. Hal yang sebaliknya akan terjadi apabila nilai saturasi oksigen mengecil.

Dalam kasus penggunaan RGB kamera sebagai sensor, kita tidak menggunakan cahaya pada spektrum *Infrared*. Sehingga digunakan pemilihan kombinasi penggunaan cahaya di spektrum yang dimiliki RGB kamera. Kombinasi yang digunakan biasanya antara cahaya biru dan cahaya merah. Alasannya karena dalam area yang sangat sempit spektrum biru memiliki karakteristik yang sama dengan spektrum *infrared*. Hal ini dapat dilihat pada Gambar 2. Tetapi pada realitanya kita tidak bisa memilih bagian kecil dari spektrum biru ini. Alasannya karena setiap kamera memiliki karakteristik spektrum RGB yang berbeda dengan resolusi perubahan warna yang berbeda.

Berikut merupakan pertimbangan – pertimbangan dari penggunaan RGB kamera dalam pengukuran saturasi oksigen:

- 1) *Region-of-Interest (ROI)*: pemilihan lokasi pengukuran mempengaruhi kualitas sinyal
- 2) *Camera Properties*: mengetahui karakteristik kamera menaikkan keakuratan pengukuran.
- 3) *Wavelength Combination*: pemilihan ialah inti dari pengukuran saturasi oksigen
- 4) *Environment*: berpengaruh pada kualitas sinyal yang diukur
- 5) *Measurement Distance*: berpengaruh pada kualitas sinyal yang diukur



Gambar 3 rPPG untuk pengukuran saturasi oksigen

III. METODE

Dalam penelitian kali ini kami menggunakan skema dan sistem rPPG seperti pada Gambar 3. Setiap frame memiliki dimensi 640 x 480 piksel pada masing masing RGB channel. Untuk mengukur nilai saturasi oksigen nantinya kita akan menggunakan kombinasi kanal merah dan biru. Sistem ini terbagi menjadi dua bagian besar proses yakni spasial proses dan temporal proses, berikut rincian dari masing masing proses:

A. Region-of-Interest (ROI)

Kami memutuskan untuk memilih pipi sebagai lokasi pengukuran. Karena menurut penelitian [1], pipi memiliki SNR yang tinggi dibanding dengan lokasi lain. Kami menggunakan bagian pipi kanan dan bagian pipi kiri sebagai kombinasi. Cara menemukan ROI dengan cara mengaplikasikan Persamaan (3)–(7).

$$C = Nose_{center} \quad (3)$$

$$HPipi_{kanan} = [-25 + C, 0.3 \times C] \quad (4)$$

$$WPipi_{kanan} = [5 + C, 0.7 \times C] \quad (5)$$

$$HPipi_{kiri} = [85 + C, 0.3 \times C] \quad (6)$$

$$WPipi_{kkiri} = [5 + C, 0.7 \times C] \quad (7)$$

Dimana H adalah *height* atau tinggi ROI dalam lokasi $[x, y]$ serta W adalah *width* atau lebar dari ROI dalam lokasi $[x, y]$.

B. KLT Tracking

Untuk mendapatkan sinyal yang stabil ketika subjek melakukan gerakan, algoritma *tracking* diperlukan. Dalam studi ini kami memakai metode dari Kande-Lucas-Tomasi (KLT) *tracking* [12].

C. Signal Generation

Setelah lokasi yang tepat didapatkan sinyal piksel dapat diubah menjadi sinyal analog dengan konversi menggunakan Persamaan (8) dan (9).

$$Signal_{R,L}[n] = \frac{1}{ROI_{area}} \sum_{i=1}^H \sum_{j=1}^W Intensity_n(x_i, y_j) \quad (8)$$

$$Signal_{raw}[n] = \frac{Signal_R[n] + Signal_L[n]}{2} \quad (9)$$

Dimana n adalah nomor frame yang diproses, ROI_{area} merupakan luas dari ROI, H adalah tinggi ROI, W adalah lebar ROI, *Intensity* adalah nilai internstias pada lokasi x dan y. Masing – masing kanal RGB memiliki *raw* sinyal sendiri (terbentuk 3 sinyal dari proses ekstrasi sinyal ini).

D. Moving Average (MVA)

Karena sinyal yang dihasilkan masih dalam *raw* dan biasanya terdapat *spike*, untuk menghindari amplitudo dari sinyal yang tidak dibutuhkan. Secara sederhana kami mengaplikasikan operasi *moving average* (MVA). Hal ini dapat dilakukan dengan menggunakan Persamaan (10)

$$SMA = \frac{y_1 + y_2 + \dots + y_n}{n} \quad (10)$$

Dimana SMA adalah sinyal keluaran dari operasi MVA, y adalah input sinyal dari n-poin operasi (yang kami set 10 pada penelitian ini). Setiap kanal warna juga melewati operasi ini, sehingga tiga sinyal dihasilkan.

E. Temporal Filter

Lalu untuk menghilangkan derau yang terdapat pada sinyal biasanya dalam bentuk *motion artifact noise* atau *ambient light noise* diperlukan filter temporal. Kami membentuk IIR butterworth filter dengan 4 orde untuk menyeleksi sinyal diantara frekuensi detak jantung $[0.8 \ 3.4]$ Hz atau $[48 \ 204]$ *beat per minute* (BPM).

F. AC and DC Component Definition

Komponen AC dan DC diperlukan untuk mengukur nilai saturasi oksigen. Dengan AC adalah nilai amplitudo sinyal dan DC adalah nilai *baseline* sinyal

G. Calculate SpO₂

Pada akhirnya kita dapat menghitung nilai saturasi oksigen dalam domain waktu maupu dalam domain frekuensi. Dengan domain waktu kita dapat menggunakan Persamaan (10) dan (11)

$$RR = \frac{\frac{AC\ Red}{DC\ Red}}{\frac{AC\ Blue}{DC\ Blue}} \quad (10)$$

$$SpO2 = C1 - C2 * RR \quad (11)$$

Dimana C1 dan C2 merupakan hasil regresi dari pengukuran. Dan untuk frekuensi domain kami menggunakan Persamaan (12) untuk mendapatkan nilai RR dan menggunakan Persamaan (11) untuk klasifikasi akhirnya.

$$RR = \log(F_{red}) / \log(F_{blue}) \quad (12)$$

Dengan F adalah frekuensi dengan *power* yang maksimum (biasanya menunjukan detak jantung) yang diperoleh dengan menggunakan 64 point. *fast fourier transform* (FFT)

IV. EKSPERIMEN DAN HASIL

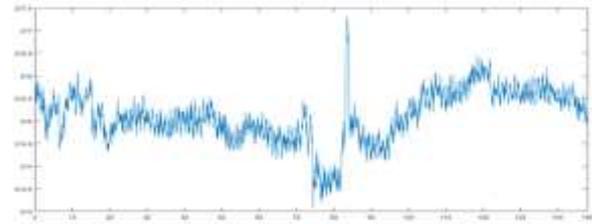
Bentuk sinyal yang dihasilkan oleh teknik rPPG yang diusulkan oleh kami seperti Gambar 4. (a) dan (b) merupakan bentuk sinyal yang digenerasi dari nilai piksel untuk kanal merah dan biru secara berturut. (c) dan (d) merupakan sinyal merah dan biru setelah dilakukan operasi MVA. Sinyal (e) ialah sinyal setelah temporal processing dan juga merupakan komponen AC (pada gambar: sinyal oranye adalah sinyal dari kanal biru dan sinyal biru adalah sinyal dari kanal merah). Dan gambar (f) merupakan perbandingan komponen DC dari sinyal kanal biru dan merah (pada gambar: sinyal oranye adalah sinyal dari kanal biru dan sinyal biru adalah sinyal dari kanal merah). Kualitas sinyal dapat dihitung dengan SNR pada Persamaan (13) yaitu perbandingan *spectrum power* dimana spektrum frekuensi detak jantung berada dengan *spectrum power* sisanya. SNR pada *raw* sinyal biasanya -5dB, lalu setelah operasi MVA akan naik menjadi -2dB, dan pada sinyal akhirnya nanti akan bernilai hingga 9 dB.

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{\sum_{f_{min}=0.8}^{f_{max}=3.4} (U(f)S(f))^2}{\sum_{f_{min}=0.8}^{f_{max}=3.4} (1 - U(f)S(f))^2} \quad (13)$$

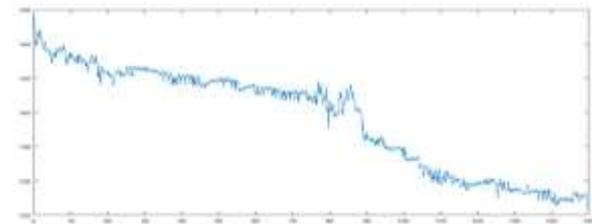
Di dalam penelitian ini kami melakukan eksperimen dengan menggunakan RGB kamera C920 dari Logitech yang dioptimasi dengan kecepatan 30 *frames per second* (fps). Eksperimen dilakukan dengan menggunakan dua subjek dengan warna kulit tipe II dan III dengan jarak pengukuran 30 cm dari kamera. Setiap subjek akan diukur sebanyak lima kali pengukuran, dengan panjang setiap pengukuran selama 150 detik.

Prosedur pengukuran yakni dengan melakukan aktivitas pernapasan normal dan tahan nafas. 10 detik pertama dalam pengukuran subjek diminta untuk bernapas normal, selanjutnya subjek diminta untuk tahan nafas selama 45 – 60 detik hal ini cukup untuk mendapat penurunan nilai saturasi oksigen hingga 9%,

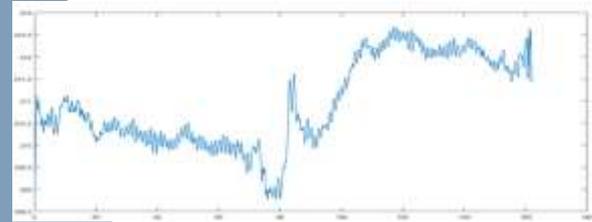
sisanya waktu dapat digunakan subjek untuk bernapas normal kembali.



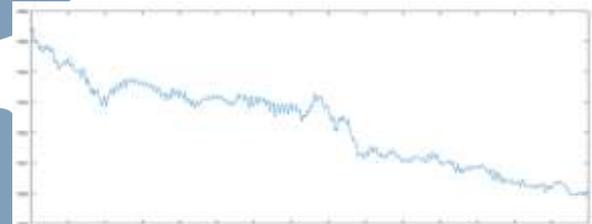
(a)



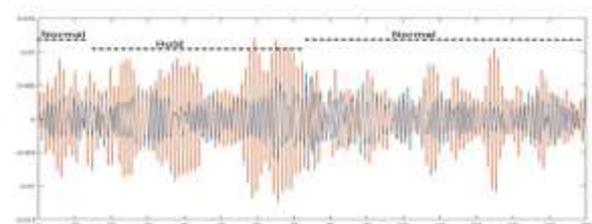
(b)



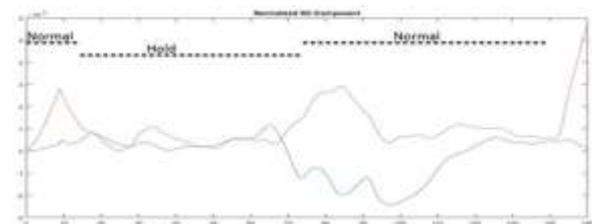
(c)



(d)

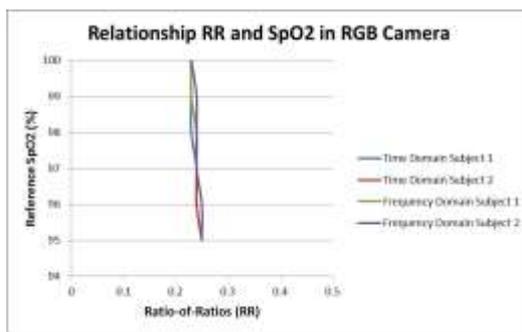


(e)

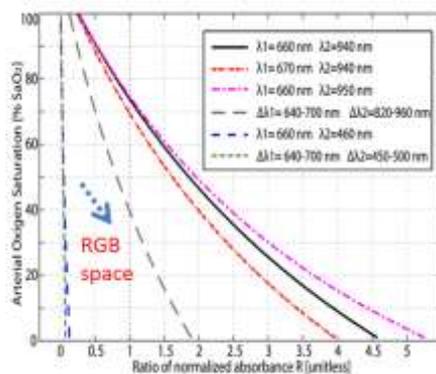


(f)

Gambar 4 Bentuk keluaran sinyal



Gambar 5 Hasil pengukuran: relasi RR pada RGB kamera dengan SpO_2



Gambar 6 Teoretis hubungan saturasi oksigen dengan RR pada RGB kamera [13]

Hasil pengukuran kami terlihat pada Gambar 5, dimana gambar ini menjelaskan relasi hubungan antara nilai RR atau perbandingan dua buah kanal yakni biru dan merah dengan nilai saturasi oksigen. Hasilnya yakni tidak signifikannya perubahan RR terhadap perubahan SpO_2 artinya resolusi yang diberikan kombinasi dua buah kanal ini tidak begitu baik. Karena untuk mengubah 1% nilai dalam SpO_2 perubahan RR hanya 0.1-0.2.

V. DISKUSI

Hasil eksperimen yang diberikan pada eksperimen ini sesuai dengan teori. Gambar 6 merupakan perhitungan dari simulasi yang dilakukan oleh penelitian [13]. Dapat dilihat dari gambar bahwa pada RGB *space* perubahan RR memiliki resolusi yang sangat kecil kurang dari 0.5 untuk setiap perubahan terhadap perubahan saturasi oksigen. Dibandingkan dengan kombinasi spektrum yang laincontohnya cahaya merah dan cahaya *infrared* (pada gambar direpresentasikan warna hitam solid) yang memiliki perubahan RR yang sangat mencolok terhadap perubahan nilai SpO_2 . Sehingga perubahan SpO_2 akan dapat dilihat dengan mudah.

KESIMPULAN

Penelitian ini dilakukan secara eksperimen untuk mengetahui potensi penggunaan RGB kamera untuk pengukuran saturasi oksigen. Hasilnya yakni kombinasi kanal biru dan merah pada RGB kamera tidak mampu menangkap perubahan nilai SpO_2 . Hal ini sesuai dengan teori mengenai kombinasi kedua kanal ini. Sebagai penelitian selanjutnya perlu diinvestigasi adanya teknik lain selain menggunakan prinsip *beer-lambert law* dalam pengukuran saturasi oksigen dalam darah menggunakan RGB kamera.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terimakasih kepada BEST-Lab sebagai tempat dilakukan penelitian dan Mr. Chen-Yueh yang berkenan menjadi subjek.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Y. C. Lin, G. Y. Lin and Y. H. Lin, "Development of a FPGA-based contactless pulse rate detection system," 2016 2nd International Conference on Intelligent Green Building and Smart Grid (IGBSG), Prague, 2016, pp. 1-5..
- [2] A. B. Hertzman and C. R. Spealman, "Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically," *Amer. J. Physiol. Meas.*, vol. 119, pp. 334-335, 1937.
- [3] F. Benetazzo, A. Freddi, A. Monteriù and S. Longhi, "Respiratory rate detection algorithm based on RGB-D camera: theoretical background and experimental results," in *Healthcare Technology Letters*, vol. 1, no. 3, pp. 81-86, 2014.
- [4] A. Secerbegovic, J. Bergsland, P. S. Halvorsen, N. Suljanovic, A. Mujcic and I. Balasingham, "Blood pressure estimation using video plethysmography," 2016 IEEE 13th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), Prague, 2016, pp. 461-464.
- [5] K. Alghoul, S. Alharthi, H. Al Osman and A. El Saddik, "Heart Rate Variability Extraction From Videos Signals: ICA vs. EVM Comparison," in *IEEE Access*, vol. 5,
- [6] D. Shao *et al.*, "Noncontact Monitoring of Blood Oxygen Saturation Using Camera and Dual-Wavelength Imaging System," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 6, June 2016.
- [7] Wieringa, F. P., Mastik, F., &Steen, A. F. W. van der. (2005). Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging: A First Step Toward "SpO2 Camera" Technology. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(8), pp. 1034-1041.
- [8] Tarassenko, L., Villarroel, M., Guazzi, A., Jorge, J., Clifton, D. A., &Pugh, C. (2014). Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models. *Physiological Measurement*, 35(5), 807.
- [9] Guazzi, A. R., Villarroel, M., Jorge, J., Daly, J., Frise, M. C., Robbins, P. A., &Tarassenko, L. (2015). Non-contact measurement of oxygen saturation with an RGB camera. *Biomedical Optics Express*, 6(9), 3320..
- [10] Addison P. S. (2016). Modular continuous wavelet processing of biosignals: extracting heart rate and oxygen saturation from a video signal. *Healthcare technology letters*, 3(2), 111-5.
- [11] Verkruysse, W., Bartula, M., Bresch, E., Rocque, M., Meftah, M., & Kirenko, I. (2017). Calibration of Contactless Pulse Oximetry. *Anesthesia and Analgesia*, 124(1), 136-145.
- [12] Carlo Tomasi and Takeo Kanade. Detection and Tracking of Point Features. Carnegie Mellon University Technical Report CMU-CS-91-132, April 1991.
- [13] Liu, He & Ivanov, Kamen & Wang, Yadong & Wang, Lei. (2015). A novel method based on two cameras for accurate estimation of arterial oxygen saturation. *BioMedical Engineering OnLine*. 14.