

TINGKATKAN KAMERA SMARTPHONE TIPE ENTRY LEVEL DAN MID RANGE UNTUK MENGHITUNG DENYUT JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN BERBASIS *PHOTOPLETHYSMOGRAM* KONTAK

Aji Sapta Pramulen¹, Dinda Cyberputri², Jauari Akhmad Nur Hasim¹, Ibrohim Yofid Fananda¹, Irma Wulandari¹ dan Fardani Annisa Damastuti¹

¹ Departemen Teknologi Multimedia Kreatif, Politeknik Elektronika Negeri Surabaya, Surabaya, Indonesia

² PT. Integrasi Bisnis Eksekutif, Surabaya, Indonesia

Email: aji@pens.ac.id; jauari@pens.ac.id, ibrohim@pens.ac.id, irma@pens.ac.id, fardani@pens.ac.id, dinda@ibereality.com

Abstrak

Pemanfaatan smartphone kelas konsumen sebagai perangkat sensor medis mempunyai potensi yang sangat besar, terutama bila dilengkapi dengan sensor yang mampu melacak berbagai biosinyal, termasuk suara dan denyut nadi. Namun, karena beberapa kendala teknis yang terkait dengan kamera ponsel pintar, memastikan kepatuhan terhadap standar perangkat medis untuk pengukuran oksimetri nadi yang akurat menjadi sebuah tantangan. Makalah ini memperkenalkan aplikasi ponsel pintar baru yang dirancang untuk memperkirakan tanda-tanda vital seperti detak jantung dan tingkat SpO₂. Aplikasi ini menggabungkan metode untuk meningkatkan laju pengambilan sampel kamera, sehingga meningkatkan akurasi pengukuran. Penelitian ini melibatkan pemrosesan video dari 30 subjek ujung jari lalu mengekstrak dua jenis sinyal PPG dan membandingkannya berdasarkan morfologi yang berpusat pada rata-rata ansambel dan penilaian morfologi ketukan per ketukan. Hasilnya menunjukkan bahwa waktu paparan yang singkat menghasilkan sinyal CPPG (photoplethysmogram kontak) SNR tinggi hingga 20 dB bila dibandingkan dengan sinyal referensi PPG (photoplethysmogram). Hasil aplikasi ini memiliki kesalahan rata-rata sebesar 1,97 saat mengukur detak jantung dan 0,87 saat mengukur saturasi oksigen. Rata-rata error menggunakan smartphone OPPO A83 adalah 2,18 per detak jantung dan 0,84 per saturasi oksigen. Smartphone Samsung A12 memiliki rata-rata skor error 1,12 untuk detak jantung dan 0,41 untuk saturasi oksigen. Temuan ini memberikan dukungan terhadap kemandirian aplikasi ponsel cerdas yang diusulkan dalam estimasi tanda vital.

Kata Kunci: Photoplethysmogram; Kamera ponsel pintar kelas konsumen; Analisis morfologi

Abstract

The utilization of consumer-grade smartphones as medical sensor devices holds immense potential, especially when equipped with sensors capable of tracking a wide range of bio-signals, including sound and pulse. However, due to several technical constraints associated with smartphone cameras, ensuring compliance with medical device standards for accurate pulse oximetry measurements becomes challenging. This paper introduces a novel smartphone application designed to estimate vital signs such as heartbeat pulse rate and SpO₂ levels. The application incorporates a method to enhance the camera sampling rate, thereby improving the accuracy of measurements. This study involves video processing of 30 fingertip subjects followed by extracting two types of PPG signals and comparing them based on morphology centered on ensemble averages and beat-to-beat morphological assessment. The study involved processing videos of 30 fingertip subjects using various techniques. The results demonstrate that a short exposure time yields a high-SNR CPPG (contact photoplethysmogram) signal of up to 20 dB when compared to the reference PPG (photoplethysmogram) signal. The results of this application have an average error of 1.97 when measuring heart rate and 0.87 when measuring oxygen saturation. The average error using the OPPO A83 smartphone is 2.18 per heartbeat and 0.84 per oxygen saturation. The Samsung A12 smartphone has an average error score of 1.12 for heart rate and 0.41 for oxygen saturation. These findings provide support for the efficacy of the proposed smartphone application in vital sign estimation.

Keywords: Photoplethysmogram; Consumer-grade smartphone camera; Morphology analysis

1. Pendahuluan

Penyakit kardiovaskular tetap menjadi ancaman global serius dan merupakan penyebab utama kematian di seluruh

dunia. Menurut data dari Organisasi Kesehatan Dunia (WHO), lebih dari 17 juta orang meninggal setiap tahun akibat penyakit jantung dan pembuluh darah. Riset Kesehatan Dasar tahun 2018 menunjukkan peningkatan

kasus penyakit jantung dan pembuluh darah dari tahun ke tahun di Indonesia, dengan sekitar 15 dari 1000 orang atau sekitar 2.784.064 individu yang menderita penyakit jantung [1]. Jenis penyakit kardiovaskular melibatkan jantung koroner, gangguan irama jantung, kardiomiopati, penyakit katup jantung, infeksi jantung, dan penyakit jantung bawaan. Aritmia, sebagai gangguan irama jantung, adalah kondisi di mana sistem listrik jantung mengalami gangguan, menyebabkan ketidaknormalan pada irama jantung [2].

Dampak dari aritmia termasuk berdebar, pusing, pingsan, stroke, hingga kematian mendadak. Pemahaman yang kurang di masyarakat tentang aritmia, tidak sepopuler penyakit jantung lainnya, dan keterbatasan fasilitas kesehatan khusus aritmia serta jumlah dokter yang ahli dalam bidang ini masih terbatas [3]. Pemantauan detak jantung pada penderita aritmia sangat penting untuk mengetahui irama jantung seseorang dalam beberapa menit. Jenis aritmia mencakup irama jantung terlalu lambat (bradikardia dengan detak jantung kurang dari 60 BPM) dan irama terlalu cepat (takikardia dengan detak jantung lebih dari 100 BPM) [4]. Selain penyakit kardiovaskular, ada juga "silent killer" yang dikenal sebagai happy hipoksia. Hipoksia adalah kondisi di mana saturasi oksigen dalam darah sangat rendah, ditandai dengan gejala sesak nafas dan detak jantung yang cepat (takikardia) [5].

Pada tanggal 4 Agustus 2023, Indonesia mengumumkan Keputusan Presiden No. 48/2023 tentang penghentian sementara penanganan pandemi COVID-19. Total kasus COVID-19 di Indonesia per 20 Januari 2024 sebanyak 6.826.664 kasus terkonfirmasi di 514 kabupaten/kota di 34 provinsi. Lima provinsi yang melaporkan jumlah kasus terkonfirmasi harian tertinggi pada minggu ketiga tahun 2024 adalah DKI Jakarta, Jawa Barat, Jawa Timur, Banten, dan Jawa Tengah [6]. Terutama pada kondisi COVID-19 yang sudah berubah status menjadi endemi saat ini diperlukan tetap ada kewaspadaan ada fenomena "silent hypoxia" atau "happy hypoxia," di mana pasien mengalami hipoksia arterial berat tanpa menunjukkan gejala atau tanda gangguan pada sistem pernapasan [7]. Oleh karena itu, perlu dikembangkan teknologi medis yang dapat membantu dokter, tenaga medis, dan pasien dalam mengatasi kondisi-kondisi ini menggunakan smartphone. Namun, perangkat smartphone entry-level dan mid-range, yang banyak digunakan oleh masyarakat umum [8], menghadapi sejumlah kendala dalam mendukung teknologi yang dapat dipergunakan untuk mengetahui detak jantung dan saturasi oksigen.

Salah satu tantangan utama adalah keterbatasan kamera pada perangkat tersebut. Meskipun kamera pada smartphone modern memiliki kemampuan merekam video definisi tinggi, kualitasnya mungkin masih belum memadai untuk pengukuran detak jantung (HR) dan saturasi oksigen darah (SpO₂) secara akurat. Penelitian telah menunjukkan bahwa kamera smartphone dapat dimanfaatkan untuk

merekam video denyut aliran darah dan mengukur HR dan SpO₂ melalui pemrosesan sinyal digital (DSP) [9 - 14]. Namun, pengukuran yang akurat memerlukan laju pengambilan sampel yang tinggi, dan karakteristik kamera, seperti tingkat kecerahan senter dan sensitivitas kamera, dapat mempengaruhi keakuratan pengukuran [15 - 18].

Pada penelitian yang dilakukan oleh Karlen et al. (2012) [15], mereka berhasil menggunakan kamera ponsel pintar untuk merekam video denyut aliran darah dan melakukan pengukuran HR dan SpO₂ dengan metode berbasis pemrosesan sinyal. Namun, kendala integrasi dengan standar ISO perangkat medis dan variasi karakteristik kamera menjadi tantangan yang perlu diatasi. Hasil penelitian lain oleh Tyapochkin et al. (2018) [18] dan Rachim et al. (2019) [17] menyoroti bahwa karakteristik perangkat dan kondisi eksternal, seperti shunt optik dan pencahayaan lingkungan, dapat mempengaruhi pengukuran yang akurat.

Meskipun mencapai hasil pemrosesan dan prediksi sinyal yang terbaik, integrasi kamera ponsel cerdas dengan ketentuan standar ISO perangkat medis terbukti memberikan kesulitan [15]. Kesulitan ini terutama berasal dari hak prerogatif yang diberikan kepada produsen ponsel cerdas, yang memberikan wewenang kepada mereka untuk mengatur desain dan pemilihan kamera untuk perangkat masing-masing. Selain itu, penyelidikan terbaru [15 - 18] telah mengungkapkan bahwa beragam karakteristik perangkat dan berbagai kondisi eksternal, seperti kemungkinan shunt optik dan pencahayaan lingkungan, dapat menimbulkan hambatan potensial dalam pengukuran yang akurat. Khususnya, variasi karakteristik kamera, termasuk laju pengambilan sampel kamera, tingkat kecerahan senter, dan sensitivitas kamera, dapat berdampak signifikan terhadap keakuratan pengukuran. Misalnya, pada perangkat konvensional, tingkat konversi efektif analog ke digital (A/D) harus setidaknya tiga kali lebih tinggi dari frekuensi penerangan LED, yang biasanya melebihi 450 Hz [15].

Sayangnya, banyak kamera smartphone kelas konsumen yang dibatasi pada sampling rate hanya 25-30 frame per detik (fps). Kesenjangan ini telah dikuatkan oleh beberapa penelitian [17], [18] yang mencapai hasil dengan akurasi tinggi menggunakan kamera dengan tingkat pengambilan sampel yang lebih tinggi. Oleh karena itu, penerapan metode ini pada kamera dengan laju pengambilan sampel yang lebih rendah pasti akan menghasilkan hasil yang bervariasi. Varians ini dapat menimbulkan tantangan ketika menyelidiki variabilitas denyut nadi (PRV) dan perambatan gelombang nadi ke seluruh tubuh [19].

Penelitian ini berupaya untuk menciptakan sistem penginderaan fisiologis ponsel pintar inovatif yang dapat memperkirakan secara akurat detak jantung (HR) dan tingkat oksigenasi darah (SPO₂) dari pengukuran contact photoplethysmography (cPPG) menggunakan kamera

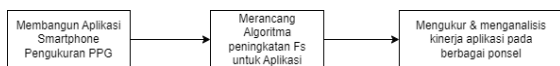
smartphone. Algoritma baru telah dirancang dan diintegrasikan ke dalam sistem untuk meningkatkan kualitas rekaman video ujung jari, sehingga meningkatkan keandalan dan ketepatan pengukuran. Berikut ini ringkasan temuan utama penelitian ini:

- Mengusulkan dan membangun aplikasi ponsel cerdas yang memanfaatkan metodologi berbasis pemrosesan sinyal untuk memperkirakan detak jantung dan tingkat SpO₂. aplikasi smartphone untuk memperkirakan detak jantung dan spo₂ menggunakan metode berbasis pemrosesan sinyal.
- Merancang algoritma untuk meningkatkan laju pengambilan sampel sinyal cPPG yang diperoleh.
- Menilai kinerja aplikasi yang kami usulkan pada berbagai ponsel pintar tingkat pelangan.

Konten dari jurnal ilmiah ini terdiri dari empat bagian. Pada bab 2 membahas metode penelitian secara teknis mulai dari perancangan aplikasi, eksperimen, dan pengambilan data. Kemudian dilanjut menampilkan hasil dan menganalisis hasil perancangan dan eksperimen pada bab 3 sedangkan bab 4 menyimpulkan jurnal berdasarkan temuan utama.

2. Metode

2.1. Tahapan Penelitian.



Gambar 1. Diagram Tahap Penelitian

Eksperimen kinerja aplikasi seluler dilakukan di laboratorium dalam ruangan yang diterangi dengan cahaya sekitar LED. 30 subjek sehat (berbagai usia, warna kulit jari, volume kulit, lemak, tulang, dll.) berusia antara 20 dan 30 tahun, berpartisipasi dalam percobaan. Data dikumpulkan untuk 24 subjek menggunakan Oppo A83 (kamera tunggal) dan 6 subjek menggunakan Samsung A12 (kamera quad). Kedua smartphone yang telah ditentukan keduanya memiliki fitur kamera yang berbeda, termasuk desain, resolusi kamera, dan aperture tetapi keduanya memiliki sampling rate dan resolusi video berurutan yang serupa 30 fps dan 1080p. Kami menggunakan model ponsel cerdas tersebut untuk menguji dampak berbagai konfigurasi kamera.

Setiap peserta dipersilakan masuk ke ruang eksperimen dan diberikan informasi tentang tujuan dan metodologi penelitian. Ujung jari mereka ditempatkan pada lensa kamera dan disinari dengan senter. Ujung jari direkam selama 30 detik dengan senter menyala. Selama perekaman, peserta diminta untuk tetap diam dan dengan nyaman meletakkan jari telunjuknya pada kamera ponsel pintar. Peserta memasukkan jari telunjuk kirinya ke dalam oksimeter yang dijadikan patokan, dan jari telunjuk kanan langsung dikaitkan ke kamera belakang smartphone yang dilengkapi lampu senter selama pengukuran dilakukan.

Diperlukan waktu kurang lebih 20 menit untuk menyelesaikan rekaman masing-masing peserta.

Akurasi dan pengulangan pengukuran dipengaruhi oleh banyak faktor, antara lain ukuran jari dan posisinya di atas kamera, stabilitas jari selama proses perekaman video, dan tingkat pencahayaan [20]. Yang terakhir ini bergantung pada cahaya sekitar serta status baterai, yang mungkin memengaruhi intensitas cahaya yang dipancarkan dari LED selama perekaman. Jika tingkat tekanan jari pada kamera tinggi, aliran darah melalui arteri jari menjadi terbatas, sehingga terjadi kesalahan penghitungan denyut nadi

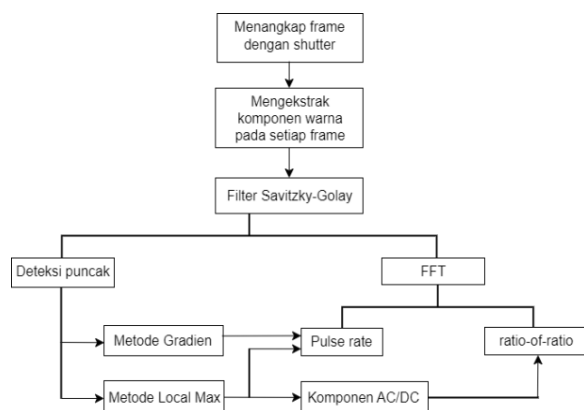
Untuk menilai kemanjuran aplikasi kami, kami mengekstrak dua jenis sinyal PPG dan membandingkannya, bernama sinyal rata-rata bingkai dan sinyal RSM. Metode frame averaging adalah metode paling umum untuk mengekstraksi sinyal PPG dari sensor CIS. Metode ini bekerja dengan merata-ratakan tingkat intensitas A secara spasial pada piksel seluruh bingkai atau wilayah minat yang dipilih sebelumnya dalam bingkai gambar yang direkam. Selain itu, kami meneliti atribut morfologis dari sinyal yang diperoleh relatif terhadap patokan PPG. Dalam kerangka kerja ini, kami menggunakan dua metodologi analisis yang berbeda: penilaian morfologi yang berpusat pada rata-rata ansambel dan penilaian morfologi ketukan per ketukan. Analisis yang digunakan adalah dengan mengetahui Rasio Sinyal terhadap Kebisingan (SNR).

2.2. Arsitektur Aplikasi

Seperti disebutkan pada Gambar 1, tahap pertama adalah membangun aplikasi pengukuran sinyal. Banyak algoritma telah dieksplorasi untuk memperkirakan detak jantung (HR) dan oksigenasi darah (SpO₂) [11]. memberikan penjelasan komprehensif tentang algoritma spesifik yang mereka gunakan, yang melibatkan pendeteksian puncak lokal dari sinyal yang berdenyut dan memanfaatkan filter rata-rata bergerak sederhana dengan tujuh koefisien untuk menghilangkan kebisingan. Temuan mereka menunjukkan bahwa 87,5% kasus menghasilkan kesalahan relatif kurang dari 5%, sedangkan 12,5% kasus lainnya menunjukkan kesalahan relatif melebihi 5%. Demikian pula, [12] melakukan penelitian serupa dan menggunakan teknik rata-rata geser dan Fast Fourier Transform (FFT) untuk mengekstraksi denyut nadi jantung. Pendekatan yang mereka usulkan mencapai akurasi luar biasa sebesar 98% dengan margin kesalahan $\pm 2\%$. Berbeda dengan pendekatan Ding et al. [5], yang melibatkan penggunaan filter Butterworth dan Savitzky-Golay untuk menguraikan setiap saluran warna dan penerapan jaringan saraf konvolusional (CNN) selanjutnya untuk meningkatkan algoritma prediksi SpO₂, kami memilih metodologi berbasis pemrosesan sinyal untuk memperkirakan detak jantung (HR) dan oksigenasi darah (SPO₂). Keputusan ini terutama didorong oleh fakta bahwa penerapan algoritme

CNN memerlukan waktu pelatihan yang sangat lama, sehingga membuatnya tidak praktis, terutama untuk ponsel cerdas yang dilengkapi dengan prosesor berperforma lebih rendah. Oleh karena itu, kami fokus pada teknik berbasis pemrosesan sinyal, yang menawarkan pendekatan yang lebih layak dan efisien untuk mencapai tujuan.

Sejumlah penelitian telah mengeksplorasi peran penting nilai laju pengambilan sampel dalam memengaruhi hasil estimasi. Mereka telah menyoroti bahwa penggunaan sampling rate (F_s) yang rendah untuk Photoplethysmogram (PPG) dapat menghasilkan penghitungan yang kurang optimal. Misalnya, [15] melakukan penelitian menggunakan PPG nonkontak yang direkam pada 200 frame per detik (fps) dan menggarisbawahi potensi pengaruh PPG F_s rendah pada analisis Variabilitas Denyut Nadi (PRV). Mereka berpendapat bahwa penerapan pendekatan interpolasi diperlukan untuk meningkatkan ketepatan estimasi waktu interval pulsa-ke-pulsa. Selain itu, investigasi terbaru oleh [21] mengungkap perbedaan besar dalam metrik analisis PRV domain waktu dan domain frekuensi dalam kondisi F_s PPG rendah. Selain itu, dalam karya [22], ditunjukkan hanya fitur yang diekstraksi dari pengukuran gelombang pulsa dengan PPG F_s melebihi 30 Hz yang memiliki relevansi substantif untuk pemantauan fisiologis. Mayoritas data Continuous Photoplethysmogram (CPPG) diperoleh pada F_s rendah, sehingga menyebabkan keterbatasan dalam ekstraksi fitur karena morfologi sinyal CPPG yang terganggu. Oleh karena itu, cakupan analisis cPPG masih terbatas pada analisis Denyut Jantung (HR) dasar, Interval Interval (IBI) (variabilitas Denyut Jantung domain waktu dan domain frekuensi), dan penilaian saturasi oksigen darah (SpO_2).



Gambar 1. Metode Pemrosesan Video

Kami menguraikan desain aplikasi ponsel cerdas berbasis pemrosesan sinyal, memanfaatkan video yang diambil oleh kamera belakang ponsel cerdas. Kami memanfaatkan kamera belakang untuk merekam video subjek di ujung jari, lalu memproses sinyal komponen RGB dari data video menggunakan berbagai metode untuk memperkirakan detak jantung dan oksigenasi darah. Gambar 1 memberikan

gambaran langkah-langkah pemrosesan video yang terlibat dalam teknik yang kami usulkan. Awalnya, kami menggunakan teknik rolling shutter dan filter Savitzky-Golay untuk memperkuat sinyal dan mengurangi kebisingan. Setelah mendapatkan sinyal pra-pemrosesan, kami menerapkan pendekatan maksimum dan gradien lokal pada sinyal, sehingga memungkinkan kami mengidentifikasi puncak individual, yang penting untuk menghitung denyut nadi. Selain itu, kami menguraikan sinyal yang diselidiki menjadi komponen DC (arus searah) dan AC (arus bolak-balik) menggunakan metode maksimum lokal, sehingga memungkinkan kami menghitung rasio komponen AC dan DC untuk sinyal merah. Selanjutnya, kami menggunakan Fast Fourier Transform (FFT) untuk mengekstraksi komponen frekuensi dominan sinyal, yang sesuai dengan laju detak jantung, dari sinyal merah yang diayak. Selain itu, kami menggunakan strategi FFT untuk menghitung rasio-rasio sinyal, diikuti dengan analisis regresi linier atau kuadrat untuk mendapatkan SpO_2 .

Tahap awal sistem meliputi penerapan teknik rana bergulir, yang terdiri dari serangkaian operasi. Video yang direkam dipecah menjadi bingkai gambar individual, dengan setiap bingkai menjalani operasi pemindaian berurutan di seluruh baris pikselnya untuk mengumpulkan atribut data temporal seperti $trow$, tf , dan detail terkait waktu yang sesuai untuk setiap baris piksel. Setelah itu, saluran warna individual (merah, hijau, dan biru) dari setiap frame dipisahkan. Sejalan dengan investigasi terbaru [1-3], hanya saluran merah (r-channel) yang digunakan untuk analisis ini. Selanjutnya, nilai luminansi pada baris piksel i dan kolom piksel y untuk setiap bingkai gambar, direpresentasikan sebagai $A_{(i,j,k)}$, dikompilasi. Setiap kolom j dalam setiap baris i dirata-ratakan, dengan mempertimbangkan resolusi keluaran yang ditentukan (kami menggunakan $360p \times 240p$), dan proses ini menghasilkan nilai k sesuai dengan jumlah saluran yang dipilih, menghasilkan $A_{(240,1,1)}$.

Selanjutnya masuk ke tahap meningkatkan laju pengambilan sampel sinyal dengan dimulai dari metrik Rasio Sinyal terhadap Noise (SNR). Subset baris piksel, dilambangkan sebagai θ , dipilih dari total baris piksel, dipandu oleh metrik (SNR) sebagai berikut:

$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{SN1 - N1}{SN - SN1 + N1} \right) + 6dB \quad (1)$$

Kami menghitung rasio antara energi yang mencakup frekuensi dasar bersama dengan harmonik pertama dari sinyal pulsa ($SN1$) dan energi sisa yang ada dalam spektrum (SN). Dalam penelitian ini, θ diberi nilai 5, yang mengarah pada pemilihan lima keluaran dari 240 sinyal masukan yang diperoleh pada langkah sebelumnya. Setelah pemilihan ini, baris piksel direkonstruksi menjadi model eksponensial orde 2 dengan RMSE 1,33 dan R^2 0,99. Kemudian sinyal diamplifikasi menggunakan algoritma amplifikasi khusus sebagai berikut:

$$Y(j) = \psi(a \cdot e^{b \cdot z(k,n)} + c \cdot e^{d \cdot z(k,n)}) + \dots (1 - \psi) \cdot Y(j - 1) \quad (2)$$

Dimana $Y(j)$ adalah amplitudo sinyal berkecepatan tinggi yang diproses menggunakan algoritma amplifikasi: a , b , c , dan d adalah koefisien amplifikasi, z adalah normalisasi baris piksel setelah direkonstruksi, ψ adalah parameter pembobotan dengan $0 < \psi < 1$ yang dihitung dengan

$$\psi = 1 - e^{-\frac{\Delta T}{\tau}} \quad (3)$$

Dimana ΔT adalah selang waktu pengambilan sampel dan τ merupakan konstanta. Dari algoritma tersebut, sinyal memiliki laju pengambilan sampel yang tinggi menyerupai alat konvensional. Untuk mengatasi kebisingan yang ditimbulkan oleh beragam elemen latar belakang seperti mode frekuensi tinggi, sumber cahaya asing, dan kualitas kamera di bawah standar, filter Savitzky-Golay digunakan untuk menghaluskan data yang direkam. Filter Savitzky-Golay menggunakan jendela bergerak berukuran 20 untuk menghitung kecocokan polinomial melalui regresi kuadrat terkecil atas titik data tetangga yang diperoleh dari filter rata-rata bergerak. Penelitian sebelumnya oleh [11] telah menegaskan kemanjuran yang tinggi dari filter Savitzky-Golay jendela geser 20 elemen dalam mengelola kumpulan data yang berfluktuasi dengan cepat. Perhitungan detak jantung yang cepat dan akurat, sinyal osilasi yang terdefinisi dengan baik dihasilkan. Dua metode setara diterapkan untuk menentukan denyut nadi, keduanya berfokus pada identifikasi puncak sinyal dan memperkirakan frekuensinya dalam setiap jendela. Metode Maksimum Lokal mengidentifikasi puncak sebagai maksimum lokal, sedangkan metode Gradien menilai gradien di lokasi tetangga di sekitar titik tujuan. Puncak dipastikan jika gradiennya positif pada tiga titik berturut-turut sebelum puncak dan negatif pada tiga titik berturut-turut setelah puncak.

Untuk mengkorelasikan komponen frekuensi sinyal dengan denyut nadi, Fast Fourier Transformation (FFT) diterapkan pada sinyal intensitas rata-rata yang dihaluskan. Analisis ini mengungkapkan puncak dominan dalam spektrum frekuensi, yang selaras dengan frekuensi detak jantung. Denyut nadi dihitung dengan mengalikan frekuensi puncak (fp) dalam Hz dengan 60

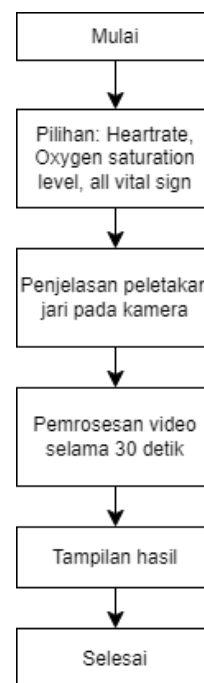
Pada tahap selanjutnya, sinyal dipisahkan menjadi komponen AC (arus bolak-balik) dan DC (arus searah) menggunakan metode Maksimum Lokal. Ini melibatkan pembagian sinyal ke dalam jendela bingkai dengan jarak dua minimum lokal berturut-turut di antara setiap jendela. Nilai sinyal rata-rata antara dua minimum lokal menentukan komponen DC dari setiap jendela bingkai, sedangkan maksimum lokal yang terjadi antara dua minimum lokal menentukan besarnya komponen AC. Kode numerik menerapkan jendela bingkai geser untuk menghitung semua komponen AC dan DC untuk komponen spektral merah dan hijau. Komponen biru,

karena korelasinya yang rendah dengan detak jantung seperti yang ditunjukkan pada bagian Hasil, tidak dipertimbangkan dalam penelitian ini.

Rasio (R) dihitung dari komponen AC dan DC, ditentukan pada dua panjang gelombang berbeda (λ_1 dan λ_2) di sekitar titik isosbestik. Komponen merah dan hijau (broadband) dari sinyal video digunakan untuk perhitungan R, seperti disajikan dalam Persamaan 1. Konsentrasi oksigen dalam darah, SpO₂, dapat diturunkan dari rasio-rasio R komponen AC dan DC. Analisis regresi linier atau kuadrat biasanya digunakan untuk menentukan SpO₂, dengan rasio-rasio R berfungsi sebagai variabel independen yang terkait langsung dengan oksigenasi darah.

$$R = \frac{\left(\frac{AC}{DC}\right)_{\lambda_1}}{\left(\frac{AC}{DC}\right)_{\lambda_2}} \quad (4)$$

Pada tahap selanjutnya dilakukan dengan pembuatan aplikasi menggunakan Android Studio. Pembuatan aplikasi menggunakan diagram alur seperti Gambar 2. Proses dimulai dengan tampilan awal dari Aplikasi kemudian dilanjutkan untuk melakukan pemilihan ingin mengetahui kondisi Heart Rate, Oxygen Saturation Level, atau All Vital Sign. Setelah itu akan dilanjutkan dengan memberikan penjelasan peletakan jari pada kamera. Setelah itu dilakukan pemrosesan video seperti algoritma yang dijelaskan sebelumnya. Pemrosesan video dilakukan selama 30 detik. Setelah selesai maka akan ditampilkan hasil sesuai yang dipilih sebelumnya yaitu Heart Rate, Oxygen Saturation Level, atau All Vital Sign. All Vital Sign adalah tampilan hasil dari Heart Rate dan Oxygen Saturation Level menjadi satu.



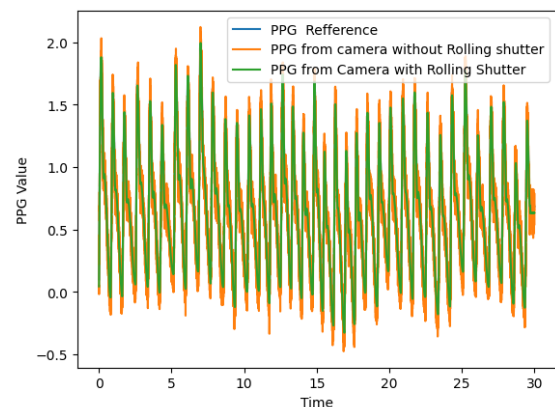
Gambar 2. Diagram Alur Aplikasi Smartphone

3. Hasil dan Pembahasan

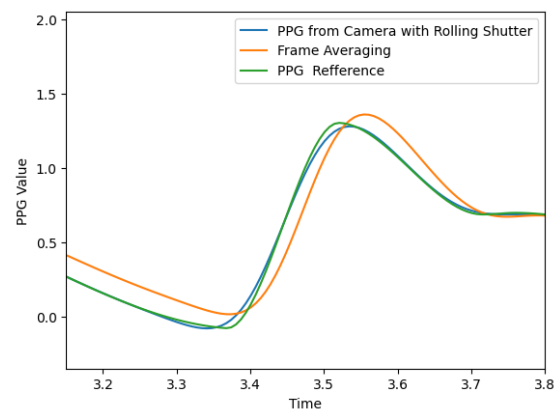
Studi ini mengusulkan metode RSM yang ditargetkan untuk memungkinkan sinyal dengan tingkat pengambilan sampel tinggi pada kamera ponsel pintar dengan FPS rendah. Sebelum memulai percobaan, kami melakukan beberapa studi validasi terkait pemanfaatan saluran warna pada sensor kamera. Seperti disebutkan sebelumnya, dalam sensor kamera diperoleh tiga saluran keluaran dalam panjang gelombang optik berbeda yaitu saluran merah, hijau, dan biru. Di sisi lain, sinyal PPG referensi memanfaatkan panjang gelombang optik inframerah untuk merekam sinyal PPG. Oleh karena itu, untuk memvalidasi sinyal RSM dengan sinyal referensi PPG, kami membandingkan setiap saluran warna dengan referensi PPG.

Kami menemukan bahwa saluran merah sensor kamera menunjukkan morfologi yang paling mirip dibandingkan perangkat referensi dengan koefisien korelasi r sebesar 0,99. Oleh karena itu, kami beralasan bahwa wajar jika saluran merah sensor kamera dibandingkan dengan PPG referensi karena keduanya menghasilkan karakteristik sinyal PPG yang serupa. Selain itu, kami melakukan studi praklinis pada 30 subjek yang direkrut dengan rentang usia 20-30 tahun. Kami mengukur Denyut Nadi (PR) dan saturasi oksigen darah (SpO₂) secara bersamaan menggunakan oksimeter yang disetujui secara medis sambil merekam cuplikan video dari jari telunjuk yang ditempatkan langsung di atas sensor kamera ponsel pintar. Bagian selanjutnya mempelajari analisis komparatif morfologi sinyal yang direkam dibandingkan dengan sinyal PPG benchmark. Fokus utamanya adalah mengeksplorasi peningkatan kemanjuran yang dicapai dengan meningkatkan laju pengambilan sampel melalui pemanfaatan teknik rana bergulir. Untuk menunjukkan perlunya Rolling Shutter Modulation (RSM) dalam mencapai akuisisi bio-sinyal berkualitas tinggi, kami membandingkan sinyal RSM dengan sinyal CPPG rata-rata bingkai. Seperti disebutkan, rata-rata bingkai adalah metode yang paling umum digunakan untuk mengekstraksi sinyal CPPG dari sensor CIS. Gambar 3 menyajikan perbandingan sinyal antara sinyal RSM dan rata-rata frame mengenai sinyal PPG referensi. Untuk memastikan perbandingan yang adil, kami mengambil sampel ulang sinyal CPPG rata-rata bingkai dari 30 hingga 150 Hz menggunakan interpolasi linier. Dalam analisis awal kami, kami meneliti perbandingan sinyal dari perspektif morfologi bentuk gelombang. Gambar 3(a) dan 3(b) menunjukkan perbedaan nyata dalam pendeteksian titik puncak CPPG sistolik dan diastolik. Titik puncak sinyal RSM sejajar dengan titik puncak sinyal referensi, sedangkan titik puncak sinyal rata-rata bingkai telah bergeser. Pada Gambar 2(b), terlihat jelas bahwa puncak sinyal RSM yang terdeteksi berada dalam rentang waktu yang sama dengan sinyal PPG referensi. Perbedaan signifikan pada titik puncak dua sinyal mempengaruhi nilai informasi yang diambil dari sinyal tersebut.

Selanjutnya, kami menghitung Rasio Signal-to-Noise (SNR) untuk membandingkan kualitas sinyal antara metode tradisional dan metode rolling shutter. Sinyal RSM menunjukkan SNR sebesar 20,05 dB, melampaui sinyal rata-rata bingkai dengan SNR sebesar 15,7 dB. Sinyal RSM yang dihasilkan memiliki bentuk gelombang yang lebih baik karena pada metode RSM setiap baris piksel melalui tahap perhitungan SNR yaitu menghitung rasio energi di sekitar frekuensi dasar ditambah harmonisa pertama sinyal pulsa dan sisa energi yang terkandung dalam sinyal. spektrum. Seperti yang telah disebutkan sebelumnya, deretan piksel dengan perhitungan rasio terbaik dipilih dan diperkuat dengan model kompensasi amplitudo.



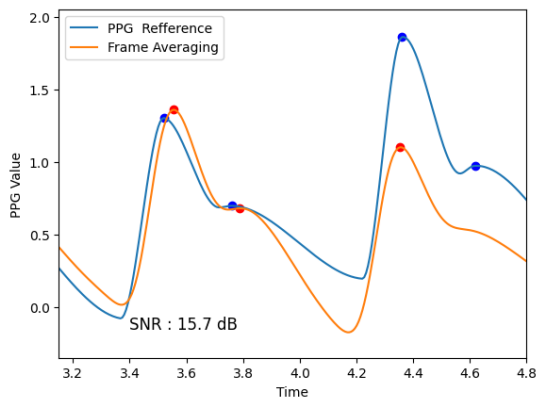
Gambar 3A. Perbandingan sinyal metode frame averaging dan metode RSM dengan sinyal referensi PPG



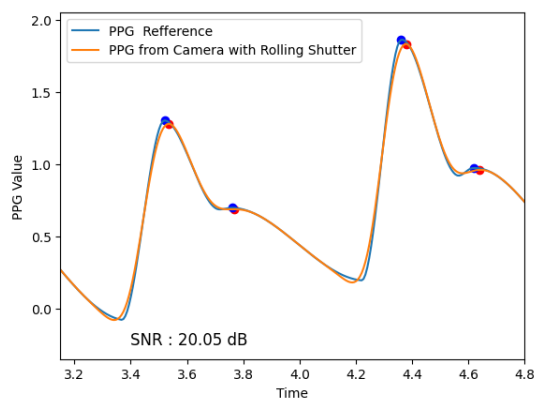
Gambar 3B. Perbandingan sinyal metode frame averaging dan metode RSM dengan sinyal referensi PPG untuk 1 gelombang

Kami dapat melihat bahwa metode yang diusulkan mengatasi masalah umum CPPG yang hanya berguna untuk analisis SDM sederhana. Metode yang diusulkan mampu meningkatkan pengambilan sampel data CPPG dengan F_s setara dengan lima kali fps kamera ($F_s = 150$ Hz). Kami telah membahas keterbatasan metode Rolling Shutter Modulation (RSM) yang diusulkan dan

menguraikan potensi arah untuk penelitian di masa depan. Dalam studi ini, kami fokus pada pengujian fitur morfologi berbasis waktu untuk menilai keseluruhan morfologi sinyal dibandingkan dengan sinyal PPG referensi. Untuk memberikan evaluasi pengukuran fisiologis yang lebih komprehensif, penting untuk menganalisis fitur lain dalam domain frekuensi dan energi. Meskipun naskah ini berkonsentrasi untuk memungkinkan smartphone menghasilkan sinyal PPG yang sangat berkorelasi dengan metode RSM, eksperimen tambahan diperlukan untuk memvalidasi sinyal RSM untuk beragam penilaian, namun tidak terbatas pada kekakuan arteri, pemantauan stres, dan pemantauan tekanan darah tanpa manset. Selain itu, data yang terlihat pada tabel 1 menunjukkan bahwa 30 subjek dilakukan pengukuran dengan membandingkan hasil aplikasi dengan hasil pengukuran alat SPO2 yang sudah ada hasil Heart Rate dan Oxygen Saturation Level menunjukkan bahwa Rata-Rata Error dari aplikasi dalam mengukur Heart Rate adalah 1,97 dan mengukur Oxygen Saturation Level adalah 0,87. Hasil Rata-Rata Error dari menggunakan smartphone OPPO A83 adalah 2,18 untuk Heart Rate dan 0,84 untuk Oxygen Saturation Level. Hasil Rata-Rata Error menggunakan smartphone Samsung A12 adalah 1,12 untuk Heart Rate dan 0,41 untuk Oxygen Saturation Level.



Gambar 4A. Analisis SNR pada sinyal metode frame averaging



Gambar 4B. Analisis SNR pada sinyal metode RSM

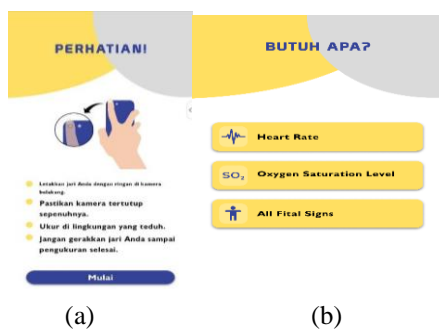
Aplikasi yang telah dibuat terlihat pada Gambar 4(a) yang menunjukkan ampilan Menu ketika memilih ingin mengetahui Heart Rate, SP0₂ atau All Vital Sign. Kemudian Gambar 4(b) menunjukkan tampilan petunjuk pelatakan jari pada bagian kameran, setelah jari benar dalam posisi lalu dilakukan pemrosesan video seperti pada Gambar 5(b) menggunakan metode yang diusulkan. Setelah 30 detik makan hasil akan muncul seperti pada Gambar 6. Pada tahapan penelitian selanjutnya, penting untuk melakukan eksperimen lebih lanjut untuk menilai dampak interferensi eksternal terhadap kualitas sinyal yang diperoleh dan dampak selanjutnya terhadap ekstraksi fitur. Selain itu, salah satu metode untuk pemantauan fisiologis turunan PPG pada perangkat seluler berkaitan dengan sistem pemantauan tekanan darah [21], [22]. Oleh karena itu, untuk penelitian selanjutnya, kami bertujuan untuk menyelidiki potensi sinyal RSM yang diusulkan untuk memperkirakan tekanan darah secara kontinu dan tanpa manset hanya dengan menggunakan CIS bawaan pada ponsel pintar.

Tabel 1. Hasil Pengukuran Aplikasi dengan Alat

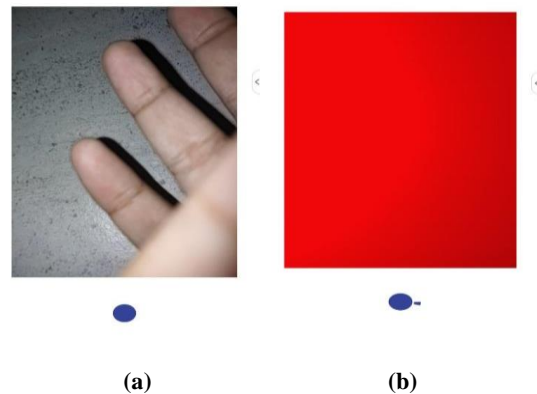
Subjek	Variasi HP	Pengukuran	Heart rate	SP0 ₂
1	OPPO A83	ALAT	82	99
		APP	79	97
		Error	3,66	2,02
2	OPPO A83	ALAT	96	99
		APP	87	99
		Error	9,38	0,00
3	OPPO A83	ALAT	86	95
		APP	85	96
		Error	1,16	-1,05
4	OPPO A83	ALAT	96	99
		APP	92	95
		Error	4,17	4,04
5	OPPO A83	ALAT	95	99
		APP	92	97
		Error	3,16	2,02
6	OPPO A83	ALAT	78	98
		APP	79	99
		Error	-1,28	-1,02
7	OPPO A83	ALAT	90	99
		APP	89	99
		Error	1,11	0,00
8	OPPO A83	ALAT	92	99
		APP	89	99
		Error	3,26	0,00
9	OPPO A83	ALAT	88	98
		APP	86	98
		Error	2,27	0,00
10	OPPO A83	ALAT	65	99
		APP	68	99
		Error	-4,62	0,00
11	OPPO A83	ALAT	102	99
		APP	99	99
		Error	2,94	0,00
12	OPPO A83	ALAT	93	99
		APP	90	95
		Error	3,23	4,04
13	OPPO A83	ALAT	87	99
		APP	85	95
		Error	2,30	4,04
14	OPPO A83	ALAT	83	94
		APP	82	95
		Error	1,20	-1,06

Tabel 1. Lanjutan

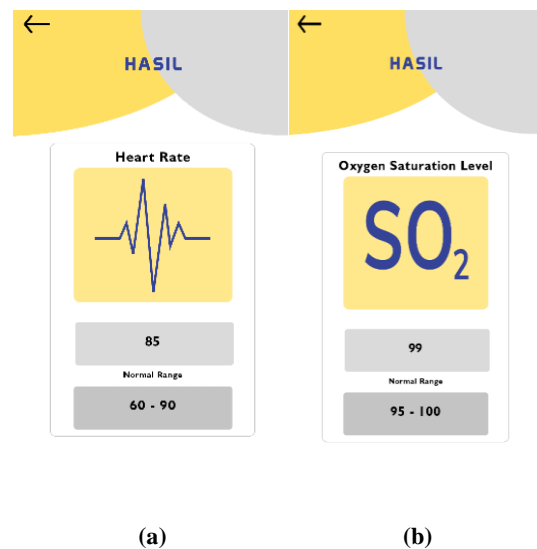
15	OPPO A83	ALAT	94	96
		APP	91	96
		Error	3,19	0,00
16	OPPO A83	ALAT	100	99
		APP	98	99
		Error	2	0
17	OPPO A83	ALAT	84	99
		APP	88	99
		Error	-4,76	0,00
18	OPPO A83	ALAT	101	99
		APP	99	99
		Error	1,98	0,00
19	OPPO A83	ALAT	88	99
		APP	84	99
		Error	4,55	0,00
20	OPPO A83	ALAT	90	99
		APP	88	99
		Error	2,22	0,00
21	OPPO A83	ALAT	81	99
		APP	77	99
		Error	4,94	0,00
22	OPPO A83	ALAT	77	99
		APP	76	95
		Error	1,30	4,04
23	OPPO A83	ALAT	83	99
		APP	81	99
		Error	2,41	0,00
24	OPPO A83	ALAT	80	99
		APP	78	96
		Error	2,50	3,03
Subjek	Variasi HP	Pengukuran	Heart rate	SP0 ₂
25	SAMSUNG A12	ALAT	61	94
		APP	63	94
		Error	-3,28	0,00
26	SAMSUNG A12	ALAT	69	99
		APP	66	99
		Error	4,35	0,00
27	SAMSUNG A12	ALAT	68	95
		APP	66	95
		Error	2,94	0,00
Subjek	Variasi HP	Pengukuran	Heart rate	SP0 ₂
28	SAMSUNG A12	ALAT	81	99
		APP	80	99
		Error	1,23	0,00
29	SAMSUNG A12	ALAT	95	98
		APP	95	97
		Error	0,00	1,02
30	SAMSUNG A12	ALAT	67	99
		APP	66	98
		Error	1,49	1,01



Gambar 4. (a) Tampilan Menu Pilihan, (b) Tampilan Petunjuk peletakan jari pada kamera



Gambar 5. (a) Tampilan saat jari belum ditempelkan ke kamera, dan (b) Tampilan ketika Jari sudah di tempelkan ke kamera dan telah dilakukan pemrosesan Video



Gambar 6. (a) Tampilan hasil Heart Rate , dan (b) Tampilan Hasil Oxygen Saturation Level

4. Kesimpulan

Investigasi sistematis dilakukan untuk mencapai tujuan utama penelitian ini. Beberapa metode dilakukan untuk memperkirakan HR dan SpO₂ terbaik secara terus menerus. Tahap pertama adalah tahap preprocessing, yaitu metode Rolling Shutter Modulation (RSM) dan filter Savitzky-Golay untuk meningkatkan sampling rate sinyal CPPG yang diperoleh dan memitigasi noise. Metode lain yang disebutkan sebelumnya digunakan untuk memperkirakan tingkat HR dan SpO₂. Berdasarkan hasil percobaan, metode yang diusulkan (RSM) dapat bekerja dengan baik dalam meningkatkan pengambilan sampel data CPPG dengan Fs setara dengan lima kali FPS kamera (Fs = 150 Hz). SNR terbaik sebesar 20,05 dB diperoleh dengan menggunakan metode RSM. Hasil ini

menunjukkan bahwa RSM direkomendasikan dalam penghitungan HR dan SpO2 yang cepat dan akurat berdasarkan rekaman video ujung jari menggunakan ponsel pintar kelas konsumen. Hasil aplikasi ini memiliki kesalahan rata-rata sebesar 1,97 saat mengukur detak jantung dan 0,87 saat mengukur saturasi oksigen. Rata-rata error menggunakan smartphone OPPO A83 adalah 2,18 per detak jantung dan 0,84 per saturasi oksigen. Smartphone Samsung A12 memiliki rata-rata skor error 1,12 untuk detak jantung dan 0,41 untuk saturasi oksigen. Melibatkan lebih banyak analisis fitur lain dalam domain frekuensi dan energi serta eksperimen tambahan diperlukan untuk memvalidasi sinyal RSM untuk beragam jenis penilaian, termasuk namun tidak terbatas pada kekakuan arteri, pemantauan stres, dan pemantauan tekanan darah tanpa manset.

Referensi

- [1]. S. Sudrajat and J. Wati, "Analisis Keperawatan dalam Manajemen Nyeri dengan Intervensi Relaksasi Benson Melalui Pendekatan Model Self Care Doretha Orem di Rumah Sakit," *Jurnal Ilmu Kesehatan Indonesia (JIKSI)*, vol. 4, no. 2, 2023.
- [2]. N. R. Tusadiah, "Karakteristik Penderita yang Terpasang Alat Pacu Jantung di Pusat Jantung Terpadu RSUP Dr. Wahidin Sudirohusodo," Universitas Hasanuddin, 2020.
- [3]. T. V. Siahaan, V. Suhartono, and D. A. Mayasari, "Rancang Bangun Monitoring Heart Rate dan SpO2 dengan Photoplethysmography (PPG)," *Applied Industrial Engineering Journal*, vol. 6, no. 2, pp. 65–73, 2022.
- [4]. B. D. Nababan, E. R. Widasari, and A. S. Budi, "Sistem Pendeteksi Atrial Fibrilasi berdasarkan Fitur Mean dan Median dari Interval QT menggunakan Metode Naive Bayes," *Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi dan Ilmu Komputer*, vol. 7, no. 4, pp. 1571–1576, 2023.
- [5]. I. Centonze, "A Novel Approach For Blood Pressure Prediction Using Machine Learning Techniques," Politecnico di Torino, 2021.
- [6]. KEMENKES, "Perkembangan Situasi Penyakit Infeksi Emerging," 2024.
- [7]. C. Machado, P. A. DeFina, Y. Machado, M. Chinchilla, and Y. Machado, "From happy or silent hypoxemia to acute respiratory syndrome in covid-19 disease," *J of Clinical Neurology and Neuroscience, Published online*, vol. 6, 2020.
- [8]. S. Halim, G. S. San, and J. Oentoro, "Identifying factors that influence customers' interest in buying refurbished smartphones: an Indonesian context," Petra Christian University, 2022.
- [9]. X. Liu *et al.*, "Mobilephys: Personalized mobile camera-based contactless physiological sensing," *Proc ACM Interact Mob Wearable Ubiquitous Technol*, vol. 6, no. 1, pp. 1–23, 2022.
- [10]. D. CABALLEROS-TEJADA and D. RIVAS-LALALEO, "Prediction of Calibration Parameters of the Oxygen Saturation Estimation Equation by Optical Recording on Smartphones," 2021.
- [11]. A. Hosni and M. Atef, "Remote real-time heart rate monitoring with recursive motion artifact removal using PPG signals from a smartphone camera," *Multimed Tools Appl*, pp. 1–18, 2023.
- [12]. A. Sharma *et al.*, "Heart rate and blood pressure measurement based on photoplethysmogram signal using fast Fourier transform," *Computers and Electrical Engineering*, vol. 101, p. 108057, 2022.
- [13]. J. Mathew, X. Tian, C.-W. Wong, S. Ho, D. K. Milton, and M. Wu, "Remote blood oxygen estimation from videos using neural networks," *IEEE J Biomed Health Inform*, 2023.
- [14]. J.-P. Lomaliza, H. Park, and K.-S. Moon, "Heart Rate Measurement Combining Motion and Color Information," *멀티미디어학회논문지*, vol. 23, no. 11, pp. 1388–1395, 2020.
- [15]. W. Karlen, J. Lim, J. M. Ansermino, G. Dumont, and C. Scheffer, "Design challenges for camera oximetry on a mobile phone," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 2448–2451.
- [16]. J. S. Hoffman *et al.*, "Smartphone camera oximetry in an induced hypoxemia study," *NPJ Digit Med*, vol. 5, no. 1, p. 146, 2022.
- [17]. V. P. Rachim, J.-H. Baek, Y. Kim, Y. Kim, and S.-M. Park, "High Sampling Rate Smartphone-PPG via Built-in Rolling Shutter Image Sensor," *IEEE Internet Things J*, vol. 10, no. 1, pp. 512–525, 2022.
- [18]. A. Neshitov, K. Tyapochkin, E. Smorodnikova, and P. Pravdin, "Wavelet analysis and self-similarity of photoplethysmography signals for HRV estimation and quality assessment," *Sensors*, vol. 21, no. 20, p. 6798, 2021.
- [19]. S. Zaunseeder, A. Vehkaoja, V. Fleischhauer, and C. H. Antink, "Signal-to-noise ratio is more important than sampling rate in beat-to-beat interval estimation from optical sensors," *Biomed Signal Process Control*, vol. 74, p. 103538, 2022.
- [20]. P. Antoniou, M. Nestoros, and A. C. Polycarpou, "Calculation of Heartbeat Rate and SpO2 Parameters Using a Smartphone Camera: Analysis and Testing," *Sensors*, vol. 23, no. 2, p. 737, 2023.
- [21]. A. Choi and H. Shin, "Photoplethysmography sampling frequency: pilot assessment of how low can we go to analyze pulse rate variability with reliability?," *Physiol Meas*, vol. 38, no. 3, p. 586, 2017.
- [22]. D. Fujita and A. Suzuki, "Evaluation of the possible use of PPG waveform features measured at low sampling rate," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 58361–58367, 2019.