

Optimization System on Photoplethysmography (PPG) Signal using Analog and Digital Filters

Article History:

Received

23 December 2025

Revised

18 January 2026

Accepted

28 January 2026

**M. RIVALDI ALI SEPTIAN¹, SUKSMANDHIRA
HARIMURTI², WAHMISARI PRIHARTI³, ISWAHYUDI
HIDAYAT⁴, MOHAMAD RAMDHANI⁵**

^{1,2,3,4,5} Program Studi Sarjana Teknik Elektro, Universitas Telkom, Bandung, Indonesia

^{1,5} Center of Excellence Smart Transportation and Robotics, Universitas Telkom, Bandung, Indonesia.

^{2,3} Center of Excellence Biomedical & Healthcare Technology, Universitas Telkom, Indonesia.

Email : mrivaldialiseptian@telkomuniversity.ac.id

ABSTRAK

Photoplethysmography (PPG) adalah teknik non-invasif untuk memantau denyut jantung dan saturasi oksigen, namun rentan terhadap noise. Penelitian ini bertujuan mengoptimalkan kualitas sinyal PPG melalui desain dan implementasi sistem filter analog dan digital. Sistem terdiri dari sensor pulse dan Arduino Uno untuk akuisisi data, diikuti oleh rangkaian filter analog dan filter digital. Hasil pengujian menunjukkan bahwa kombinasi filter analog dan digital berhasil meningkatkan Signal-to-Noise Ratio (SNR) di rentang 16.66 – 20.26 dB. Selain itu, denyut jantung dari sinyal yang telah dioptimasi mampu mencapai akurasi di atas 95% serta Baseline Wander Index (BWI) sebesar 0.18. Hasil penelitian menunjukkan sistem optimasi sinyal PPG potensial untuk aplikasi monitoring kesehatan.

Kata kunci: Photoplethysmography, Filter Analog, Filter Digital, SNR.

ABSTRACT

Photoplethysmography (PPG) is a non-invasive technique for monitoring heart rate and oxygen saturation, but it is susceptible to noise. This study aims to optimize the quality of PPG signals through the design and implementation of analog and digital filter systems. The system consists of a pulse sensor and an Arduino Uno for data acquisition, followed by a series of analog and digital filters. The test results showed that the combination of analog and digital filters successfully increased the Signal-to-Noise Ratio (SNR) in the range of 16.66 – 20.26 dB. In addition, the heart rate from the optimized signal was able to achieve an accuracy above 95% and a Baseline Wander Index (BWI) of 0.18. The results show that the PPG signal optimization system is promising for health monitoring applications.

Keywords: Photoplethysmography, Analog Filter, Digital Filter, SNR.

This is an open access article under the [CC BY-SA](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/) license



1. PENDAHULUAN

Photoplethysmography (PPG) telah menjadi teknologi yang handal dalam biosensing optik non-invasif untuk memantau kesehatan kardiovaskular dan mengukur saturasi oksigen dalam darah (SpO_2) (Allen, 2007) (Castaneda, dkk, 2018). PPG memiliki prinsip kerja yang di mulai dari seberkas cahaya dari LED dipancarkan ke kulit, lalu sebuah fotodetektor mengukur perubahan intensitas cahaya yang dipantulkan atau yang diteruskan. Perubahan volume darah di pembuluh darah tepi menyebabkan fluktuasi kecil dalam intensitas cahaya, kemudian akan membentuk bentuk gelombang PPG (Tamura, dkk, 2014). Teknologi PPG banyak ditemui di perangkat *wearable* dan kesehatan, seperti *smartwatch* dan alat pemantauan kondisi detak jantung dan saturasi oksigen pada pasien. Oleh karena itu, teknologi PPG mampu memberikan keunggulan yang mudah digunakan, terjangkau, dan portabel (Schäfer & Vagedes, 2013).

Sinyal PPG dapat di akuisisi dengan salah satu modul pulse sensor SEN-11574, walaupun memiliki keunggulan seperti murah dan mudah di gunakan dalam akuisisi sinyal PPG serta memiliki peredam noise dasar, namun sinyal yang di hasilkan dari modul pulse sensor SEN-11574 tetap memiliki noise yang signifikan (Girish H, 2022). Selain permasalahan noise yang tetap muncul dari akuisisi pulse sensor, sinyal PPG secara karakteristik juga sangat rentan terhadap distorsi dari beragam sumber *noise*, sehingga dapat mengurangi akurasi pengukuran sinyal. Salah satu tantangan terbesar sinyal PPG adalah artefak gerakan (*motion artifact*), yang timbul akibat pergerakan subjek atau posisi sensor yang tidak ideal. Gangguan ini sering memberikan gangguan pada sinyal informasi fisiologis yang terkandung dalam sinyal (Zhang, dkk, 2015). Selain itu, *noise* juga dapat bersumber dari fluktuasi cahaya *ambient*, interferensi listrik, hingga getaran fisiologis tubuh. Akibatnya, sinyal PPG mentah yang di akuisisi dari sensor biasanya memiliki rasio *signal-to-noise* (SNR) yang rendah, yang menyulitkan proses ekstraksi fitur untuk mengestimasi detak jantung (*Heart Rate*) sehingga menghasilkan akurasi BPM (*Beat Per Minutes*) yang rendah serta informasi kesehatan penting lainnya yang ada pada sinyal PPG (Karlen, dkk, 2013) (Thakur, dkk, 2023).

Untuk mengatasi masalah ini, berbagai strategi pemrosesan sinyal telah dikembangkan. Pada penelitian sebelumnya, pendekatan pemrosesan sinyal, khususnya melalui filter digital, seperti filter adaptif (Ram, dkk, 2012), transformasi *wavelet* (Addison, 2017), dan algoritma *machine learning* (Jamil & Rahman, 2022), telah banyak diimplementasikan. Meskipun cukup efektif, metode-metode ini seringkali memerlukan komputasi yang intensif dan memerlukan sinyal yang kualitasnya lebih bagus dari kualitas sinyal akuisisi data awal yang memiliki banyak *noise*, sehingga menjadi tantangan bagi sistem *embedded* dengan sumber daya terbatas (Peng, dkk, 2014). Sebagai pelengkap, pendekatan pra-pemrosesan sinyal dengan filter analog sebelum konversi digital (*analog-to-digital converter ADC*) menawarkan solusi yang elegan. Filter analog berperan sebagai *pre-processing* yang cukup baik dalam meredam *noise* frekuensi tinggi dan mencegah *aliasing*, sehingga secara signifikan meringankan beban komputasi pada tahap *post-processing* dengan pemrosesan di filter digital dan meningkatkan kinerja sistem secara keseluruhan (Webster, 2009).

Berdasarkan permasalahan tersebut, penelitian ini bertujuan untuk merancang suatu sistem optimasi untuk meningkatkan kualitas sinyal PPG serta akurasi detak jantung dari hasil akuisisi modul pulse sensor SEN-11574 yang terintegrasi dengan rangkaian filter analog dan filter digital. Tahapan filter analog dirancang dengan instrumentation amplifier dengan gain yang dioptimasi, di ikuti oleh *high pass filter*, *notch filter* dan *low-pass filter* untuk melakukan preconditioning *raw* sinyal. Sinyal yang telah dikondisikan lalu dikonversi dan diproses lebih lanjut melalui filter digital untuk menghilangkan *baseline wander*, sisa *noise* dan memperhalus

bentuk sinyal. Performa sistem dievaluasi dengan teliti menggunakan metrik kuantitatif, seperti peningkatan SNR, nilai *baseline wander index* (BWI), dan estimasi denyut jantung secara akurat. Selain itu, penelitian ini juga menganalisis dampak nilai-nilai komponen penting lainnya seperti resistansi dan kapasitansi pada filter analog terhadap kualitas sinyal, sehingga dapat menjadi rujukan dalam desain filter sinyal PPG untuk mencapai hasil sinyal yang lebih optimal.

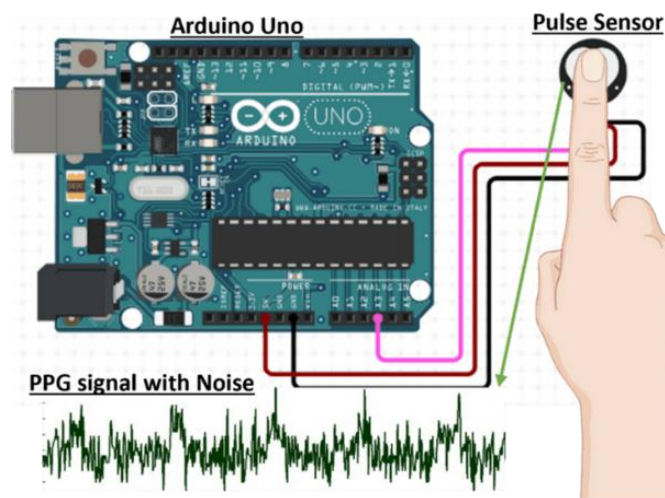
2. METODA

Penelitian ini mengadopsi pendekatan eksperimental untuk merancang, menguji dan mensimulasikan sistem optimasi sinyal PPG. Metodologi penelitian secara keseluruhan dapat divisualisasikan dalam diagram alir pada Gambar 1, yang menguraikan alur kerja dari akuisisi data, pemrosesan sinyal hingga menampilkan sinyal yang telah di proses.



Gambar 1. Diagram Alir Sistem Optimisasi Sinyal PPG

2.1 Akuisisi Data Sinyal PPG



Gambar 2. Akuisisi Data Sinyal PPG Menggunakan Pulse Sensor dan Arduino Uno.

Akuisisi sinyal PPG dilakukan menggunakan modul sensor *pulse* (SEN-11574) yang memanfaatkan prinsip pantulan dari fotoplethysmografi. Sensor ini dilengkapi dengan LED hijau (panjang gelombang dominan sekitar 550 nm) dan fototransistor. LED memancarkan cahaya ke jaringan kulit, dan fototransistor mendeteksi intensitas cahaya yang dipantulkan kembali, yang dimodulasi oleh perubahan volume darah *pulsatile* di dalam pembuluh darah arteriol (Reisner, dkk, 2008). Sinyal *output* analog dari sensor ini terhubung ke *board mikrokontroler* Arduino Uno R3 seperti yang di ditampilkan pada Gambar 2. Arduino Uno melakukan pembacaan sinyal tegangan analog melalui pin ADC (*Analog-to-Digital Converter*) 10-bit-nya, memberikan resolusi pembacaan yang memadai untuk aplikasi ini. Data digital hasil konversi kemudian dikirimkan secara real-time ke komputer melalui antarmuka komunikasi

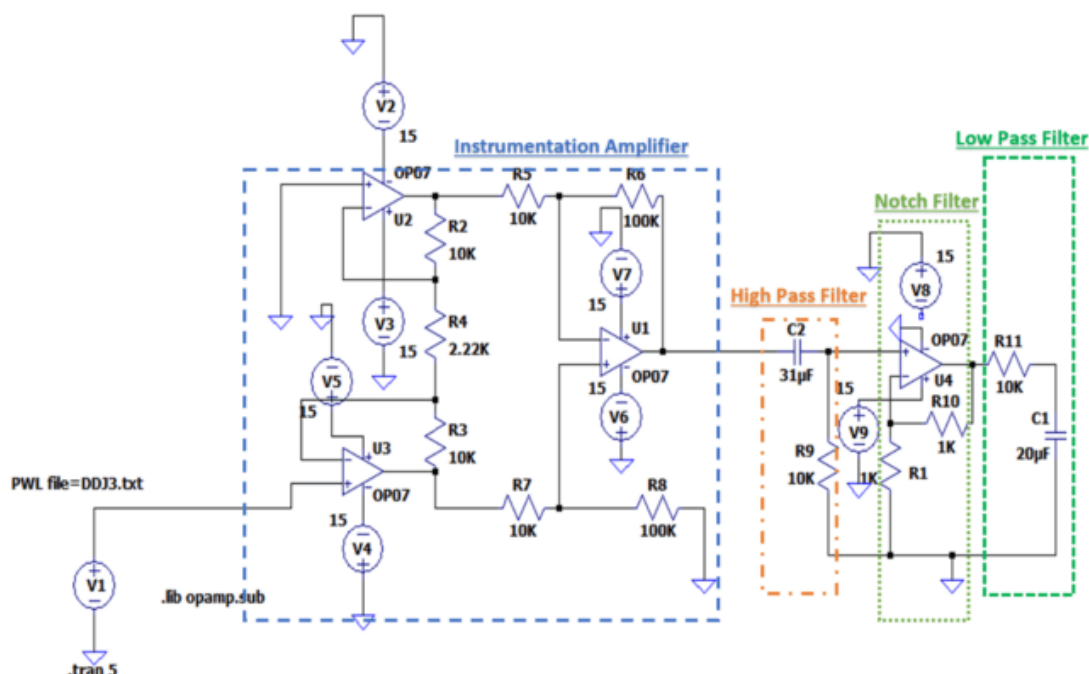
serial USB dengan *baud rate* 115200. Pada komputer, data dicatat dan disimpan menggunakan *software* Arduino IDE Serial Monitor untuk diproses lebih lanjut menggunakan LTSpice untuk simulasi rangkaian filter analog serta simulasi filter digital di MATLAB R2021a

2.2 Analog dan Digital Filter.

Proses optimasi sinyal terdiri dari dua tahap utama yang saling melengkapi di filter analog dan filter digital pada keluaran sinyal PPG dari akuisisi data.

2.2.1 Analog Filter

Tahap analog berfungsi sebagai *pre-conditioning* sinyal. Sinyal dari sensor pertama kali dikuatkan menggunakan rangkaian instrumentasi berbasis *operational amplifier* (Op-Amp) yang memberikan gain tinggi dan impedansi *input* yang tinggi. Gain dari penguat instrumentasi tahap pertama (G1) dapat diatur melalui sebuah variabel resistor (R_{gain}), memungkinkan optimasi amplitudo sinyal untuk memanfaatkan rentang dinamis ADC secara optimal. Selanjutnya, sinyal yang telah dikuatkan diumpankan ke rangkaian filter analog yang terdiri dari *High Pass Filter* (HPF), *Notch filter* dan *Low-Pass Filter* (LPF) aktif yang memiliki karakteristik respons yang baik dan kemudahan desain (**Sallen & Key, 1955**). Rangkaian HPF memiliki frekuensi *cut-off* 0.5 Hz dan *notch filter* sebagai filter untuk frekuensi jala-jala 50-60 Hz. Sementara LPF ini dirancang untuk memiliki frekuensi *cut-off* pada rentang 0.64 – 5.31 Hz. Pemilihan frekuensi *cut-off* ini didasarkan pada fakta bahwa informasi fisiologis sinyal PPG terkonsentrasi pada komponen *harmonic* yang umumnya di bawah 10 Hz (**Elgendi, 2012**) (**Millasseau, dkk, 2006**). Fungsi utama filter ini adalah untuk meredam *noise* frekuensi tinggi (seperti *noise* elektromagnetik dan *noise switching*) secara signifikan sebelum sinyal mencapai ADC, sehingga ikut berperan dalam mencegah *aliasing*. Diagram skematik lengkap dari rangkaian filter analog yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3. Rangkaian Analog Filter pada Sistem Optimisasi Sinyal PPG.

2.2.2 Digital Filter

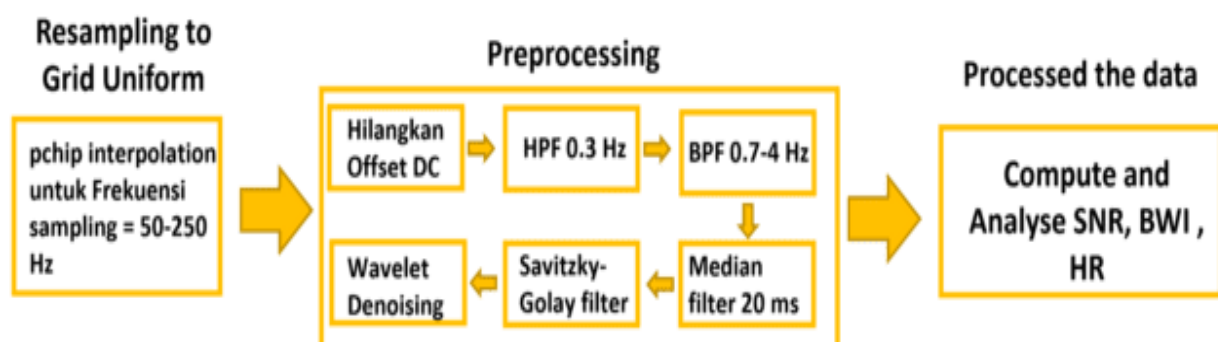
Setelah sinyal melewati tahap analog dan dikonversi ke *domain* digital, sinyal kemudian diproses lebih lanjut secara digital menggunakan perangkat lunak MATLAB. Pemrosesan digital

ini bertujuan untuk membersihkan *noise* yang tidak dapat sepenuhnya dihilangkan oleh filter analog, khususnya *baseline wander* (pergeseran baseline frekuensi yang sangat rendah) dan *noise* sisa. Tahapan pemrosesan digital yang dilakukan secara berurutan antara lain ialah:

Resampling Uniform: Sinyal asli dari Arduino memiliki interval *sampling* yang tidak seragam sepenuhnya karena keterbatasan *timing loop mikrokontroler*. Oleh karena itu, sinyal di-*resample* secara digital ke frekuensi *sampling* yang seragam sebesar 250 Hz menggunakan interpolasi linear. Langkah ini memastikan konsistensi dalam analisis frekuensi dan aplikasi filter digital selanjutnya (**Oppenheim, dkk, 1999**).

Preprocessing Signal: pada tahapan penghilangan *DC offset*, sinyal di kurangi dengan mediannya kemudian masuk ke *band pass* dan *low pass filter*. *High Pass Filter* 0.3 Hz berfungsi untuk menghilangkan *baseline wander* akibat pernapasan, sementara itu *Band Pass Filter* 0.7 – 4 Hz digunakan untuk menyaring sinyal pada rentang frekuensi di mana informasi PPG pada denyut jantung dan harmoniknya berada. Keluaran sinyal dari filter masuk ke tahapan *smoothing* dan *denoising* yang tersusun atas median filter 20 ms untuk menghilangkan *spikes* atau *noise impulsive*. *Savitzky-Golay Filter* berguna untuk menghaluskan sinyal sekaligus mempertahankan fitur-fitur penting seperti puncak dan selanjutnya *Wavelet Denoising* bertugas untuk mengurangi *noise* dengan dekomposisi *wavelet*. Tahap akhir *match* and *peak detection* digunakan *moving average* untuk memperkirakan lokasi denyut. Lokasi tersebut di sempurnakan dengan mencari puncak maksimum yang sebenarnya pada sinyal asli. puncak yang terdeteksi di saring menggunakan *amplitude* dan interval antar puncak untuk menghilangkan deteksi yang salah

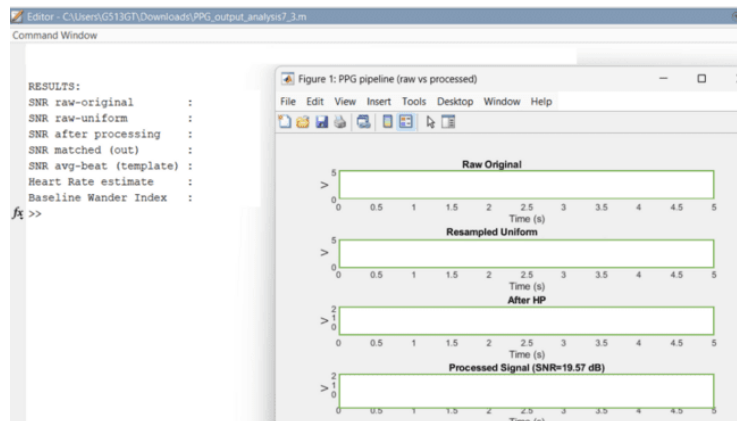
Processed the data : setelah sinyal melalui tahap *preprocessing*, di lakukan perhitungan dan evaluasi pada parameter-parameter indikator yang berpengaruh pada kualitas sinyal PPG seperti SNR , BWI dan estimasi detak jantung berdasarkan bentuk sinyal keluaran yang lebih halus dan memiliki noise yang sedikit di bandingkan tahapan sebelumnya. Dengan demikian parameter pada indikator yang ingin di capai bisa mendekati atau melampaui nilai target. Struktur alur proses filter digital yang menggambarkan urutan tahapan ini ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Susunan Struktur Filter Digital Pada Sistem Optimisasi Sinyal PPG

2.3 Tampilan Keluaran Sinyal

Tampilan keluaran dari setiap tahap pemrosesan, baik analog maupun digital, divisualisasikan dan dianalisis secara kualitatif (bentuk gelombang) dan kuantitatif (SNR) dan BWI serta estimasi detak jantung. Tampilan *output* akhir sinyal PPG dari keseluruhan sistem setelah optimasi dapat dilihat pada Gambar 5.

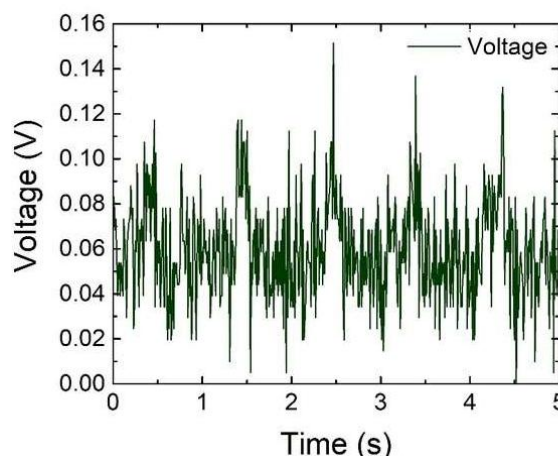


Gambar 5. Tampilan Keluaran Hasil Pengujian Pada Sistem Optimisasi Sinyal PPG

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Karakteristik Sinyal PPG Mentah

Sinyal PPG yang dihasilkan langsung dari *pulse* sensor tanpa proses *filtering* (*raw signal*) menunjukkan karakteristik yang diharapkan dari biosignal yang tidak terkondisi dengan berbagai macam *noise*. Amplitudo sinyal relatif kecil (orde milivolt) dan di perngaruhi banyak *noise* yang menyebabkan sinyal PPG tidak terlihat secara jelas. Sinyal mentah ini, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 6, mengandung *noise* dari berbagai sumber, termasuk: 1) *Motion Artifact*: Getaran atau pergeseran kecil sensor pada kulit; 2) *Noise* Listrik: Interferensi dari sumber daya dan lingkungan; 3) *Cahaya Ambient*: Variasi intensitas cahaya sekitar yang tertangkap fotodetektor; dan 4) *Noise Termal*: *Noise* dari komponen elektronik itu sendiri (**Webster, 2009**). Kualitas sinyal yang rendah ini menjadi latarbelakang di butuhkannya tahap optimisasi sinyal sebelum parameter sinyal PPG dapat diekstraksi secara akurat.



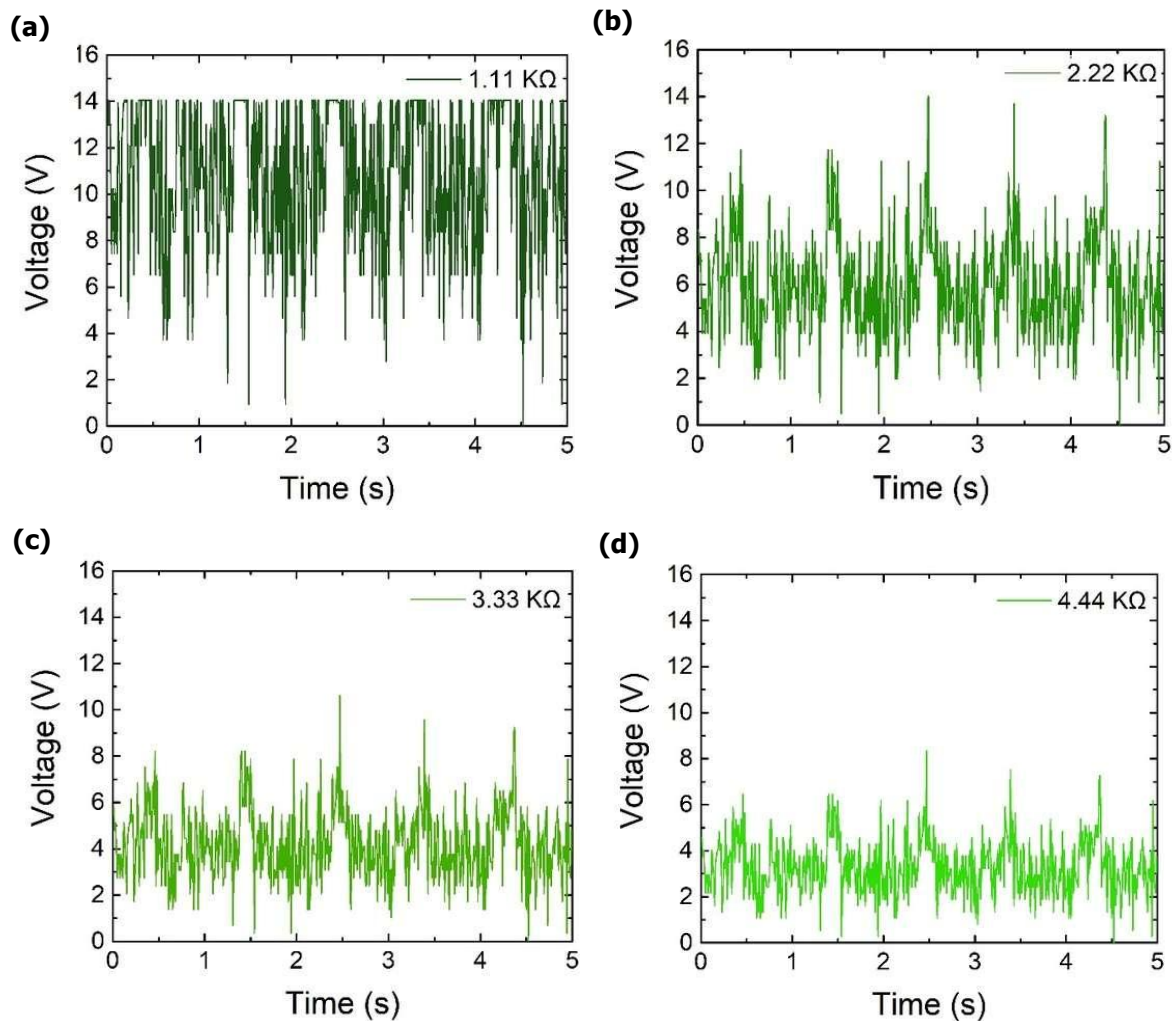
Gambar 6. Keluaran Sinyal PPG dari *Pulse* Sensor

3.2 Pengaruh Variasi *Gain* pada Rangkaian Penguat Instrumentasi

Tahap penguatan (*gain*) sangat penting untuk menaikkan level sinyal PPG yang lemah agar sesuai dengan rentang input ADC sehingga dapat memaksimalkan resolusi pengukuran. Pengaruh variasi nilai resistor *gain* (R_{gain}) pada penguat instrumentasi tahap pertama terhadap bentuk sinyal output dan SNR diteliti secara sistematis. Bentuk sinyal output di ketahui melalui penguatan tegangan keluaran yang di hasilkan oleh penguat intrsumentasi yang dapat dihitung menggunakan Persamaan (1).

$$V_O = (V_2 - V_1)\left(1 + \frac{2R_2}{2R_{gain}}\right) \quad (1)$$

Dimana V_O adalah tegangan keluaran penguatan instrumentasi (Volt), V_2 dan V_1 adalah tegangan input sinyal diferensial (Volt), R_{gain} adalah resistor gain (Ω), sementara R_1 adalah resistor di tiap sisi *op-amp input* (Ω). Analisis kuantitatif SNR-nya disajikan dalam Tabel 1. sedangkan Hasil pengamatan visual bentuk sinyal PPG untuk berbagai nilai R_{gain} ditunjukkan seperti pada Gambar 7.



Gambar 7. Variasi Tahanan *Gain* (R_{Gain}) pada Hasil Keluaran dari Sinyal PPG dengan Nilai (a) 1.11 K Ω , (b) 2.22 K Ω , (c) 3.33 K Ω , (d) 4.44 K Ω .

Tabel 1. Pengaruh Nilai Resistansi *Gain* pada Nilai SNR pada Penguat Instrumentasi pada Rangkaian Analog

Resistansi (K Ω)	G1	G2	G total	SNR (dB)
1.11	19.018	10	190.18	-0.62
2.22	10.009	10	100.09	-0.14
3.33	7.006	10	70.06	-1.54
4.44	5.504	10	55.04	-1.19

Berdasarkan Tabel 1, dilakukan variasi nilai resistansi gain yang terdiri dari empat variasi nilai. $R_{\text{gain}} = 2.22 \text{ k}\Omega$ menghasilkan SNR tertinggi sebesar -0.14 dB dengan nilai *gain* total ~100 kali. Hasil ini dinilai optimal karena dapat menjaga nilai gain yang tinggi dengan SNR yang tetap tinggi. Sementara itu gain yang terlalu rendah dengan nilai 55.05 pada $R_{\text{gain}} = 4.44 \text{ k}\Omega$ menghasilkan amplitudo sinyal yang kecil sehingga lebih rentan terhadap *noise quantization* ADC. Disisi lain, *gain* yang terlalu tinggi dengan nilai tahanan $R_g = 1.11 \text{ k}\Omega$ menghasilkan amplifikasi *noise* berlebih yang mendekati *saturation level* Op-Amp yang berakibat pada menurunnya nilai SNR (Choi & Lee, 2022). Oleh karena itu, nilai $R_{\text{gain}} = 2.22 \text{ k}\Omega$ dipilih sebagai parameter optimal untuk implementasi selanjutnya.

3.3 Pengaruh Variasi Kapasitor pada *Low Pass Filter*

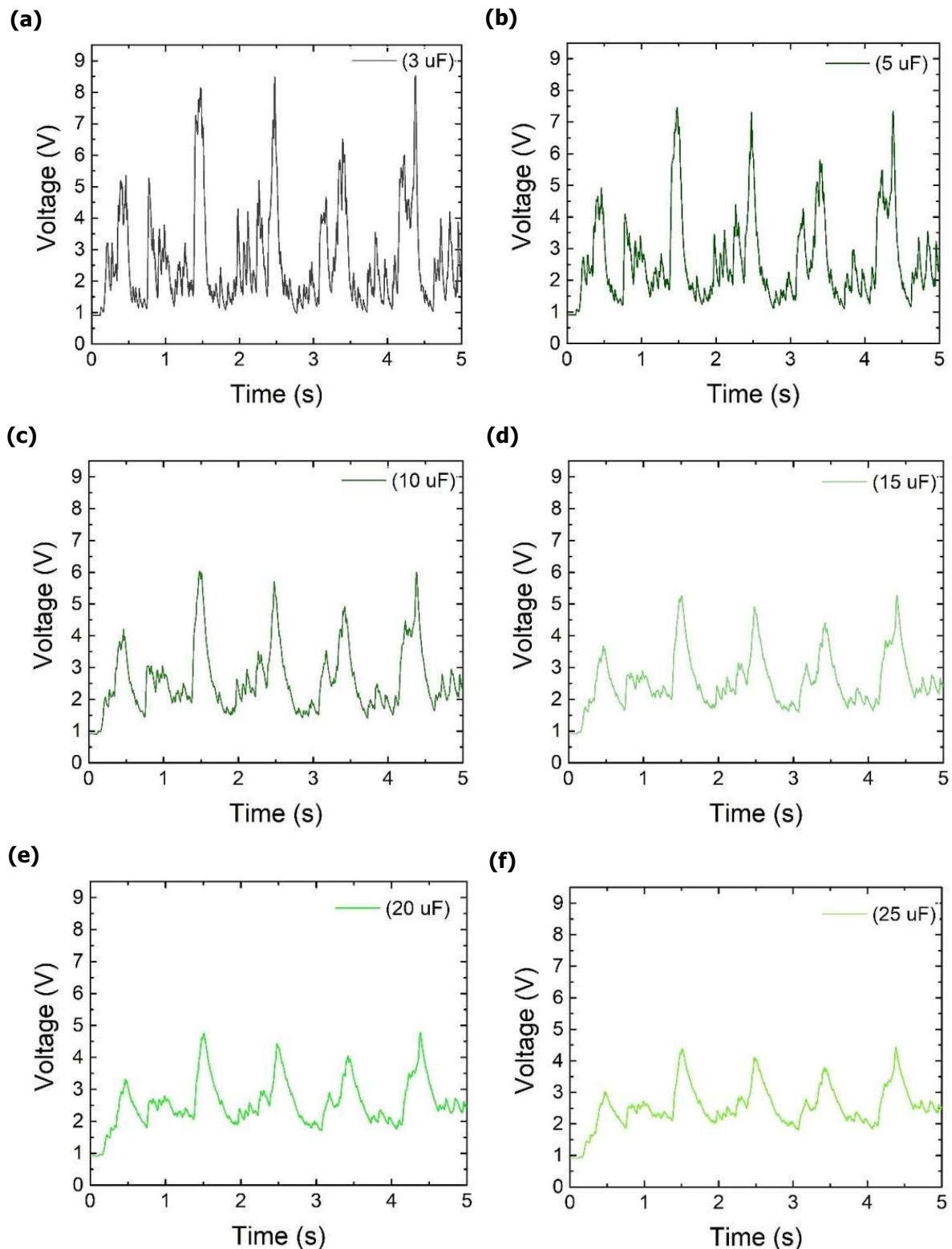
Pada rangkaian filter analog khususnya pada bagian *low pass filter* di lakukan variasi nilai kapasitor dari 3 uF hingga 25 uF untuk menentukan nilai frekuensi *cut-off* (f_c) pada konfigurasi tertentu (Sallen & Key, 1955). Pemilihan f_c yang tepat sangat krusial untuk menyaring sinyal PPG dari frekuensi yang tidak diinginkan. Nilai f_c yang terlalu tinggi menghasilkan lebih banyak *noise* frekuensi tinggi lolos, sedangkan f_c yang terlalu rendah dapat menghilangkan komponen frekuensi tinggi dari sinyal PPG (mendistorsi bentuk gelombang). Pengujian yang dilakukan dengan memvariasikan nilai kapasitor dengan kondisi resistor yang bernilai tetap bertujuan mengevaluasi hasil SNR serta menemukan f_c yang tepat dalam menyaring sinyal PPG. Untuk menentukan nilai f_c dapat di hitung menggunakan Persamaan (2).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

Dimana f_c adalah frekuensi *cut-off* saat *gain* turun -3dB dari gain maksimum (Hz), R adalah nilai resistor (Ohm) dan C adalah nilai kapasitor (Farad). Pengaruh variasi nilai kapasitor terhadap hasil keluaran sinyal PPG pada rangkaian *low pass filter* dapat di lihat Pada Gambar 8. Sementara itu, hasil pengaruh variasi nilai kapasitor terhadap SNR dan frekuensi *cut-off* dapat di lihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Data Hasil Variasi Nilai Kapasitor terhadap SNR dan Frekuensi *cut-off*

Kapasitor (uF)	SNR (dB)	frek. cut-off
3	-0.42	5.31
5	1.26	3.18
10	3.77	1.56 Hz
15	3.66	1.06Hz
20	4.61	~0.80 Hz
25	3.99	0.64 Hz



Gambar 8. Variasi Kapasitor *Low Pass Filter* terhadap Hasil Keluaran Sinyal PPG dengan Nilai, (a) 3 uF, (b) 5 uF, (c) 10 uF, (d) 15 uF, (e) 20 uF, (f) 25 uF.

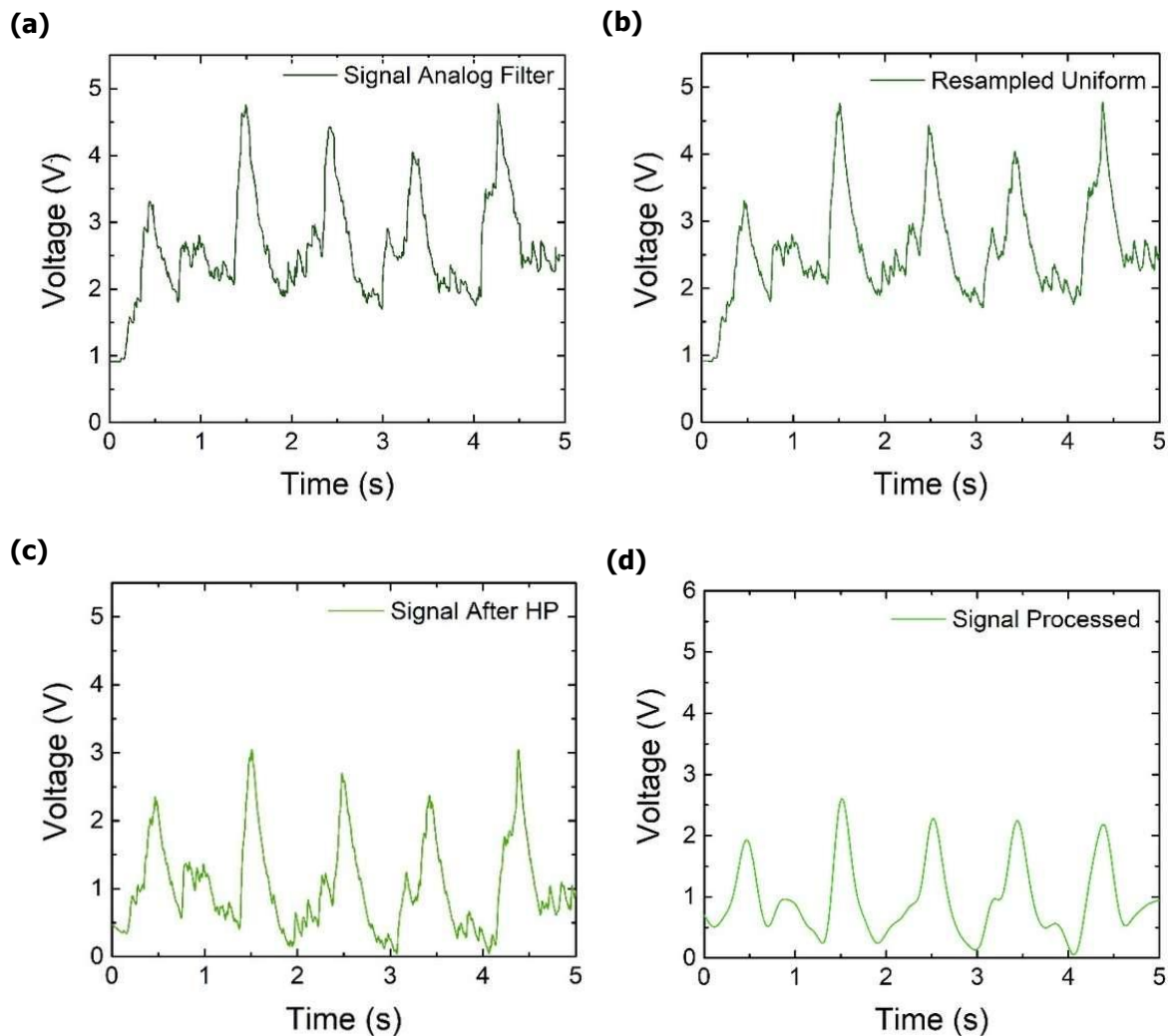
Berdasarkan Tabel 2., dapat di analisis bahwa nilai kapasitor 20 uF menghasilkan SNR tertinggi, yaitu 4.61 dB dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0.80 Hz. Nilai tersebut menunjukkan hasil yang optimal karena meskipun rangkaian low pass filter mampu melewati sinyal di

bawah frekuensi ~ 0.8 dan menahan sinyal di atas frekuensi tersebut, namun rangkain tersebut tetap mampu menghasilkan sinyal PPG yang memiliki noise rendah yang di tandai dengan tingginya nilai SNR. Perhitungan nilai SNR dapat di lakukan menggunakan Persamaan (3).

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \frac{A_{\text{signal}}}{A_{\text{noise}}} \quad (3)$$

Dimana SNR adalah *signal to noise ratio* perbandingan kekuatan sinyal di bandingkan *noise* (dB), A_{signal} adalah amplitudo sinyal dan A_{noise} adalah amplitudo *noise* (Volt). Selain itu, frekuensi *cut-off* 0.8 Hz mampu melewati komponen fundamental sinyal PPG (biasanya 0.5-5 Hz untuk denyut jantung 48-180 BPM) dan beberapa harmonik awalnya tanpa attenuasi berlebih (**Elgendi, 2012**) (**Liang, dkk, 2018**). Dengan demikian, nilai $C = 20 \text{ uF}$ ($f_c \approx 0.8 \text{ Hz}$) ini dipilih untuk menyeimbangkan antara *noise suppression* dan preservasi bentuk sinyal PPG ke tahap optimasi dengan filter digital selanjutnya.

3.4 Hasil Akhir Optimasi dengan Filter Digital



Gambar 9. Data hasil optimisasi dari Sistem Filter Analog dan Digital pada Sinyal PPG Setiap Tahapan, (a) Sinyal Analog Filter, (b) *Resampled Uniform*, (c) *Signal After HP (High Pass) Filter*, (d) *Signal Processed*

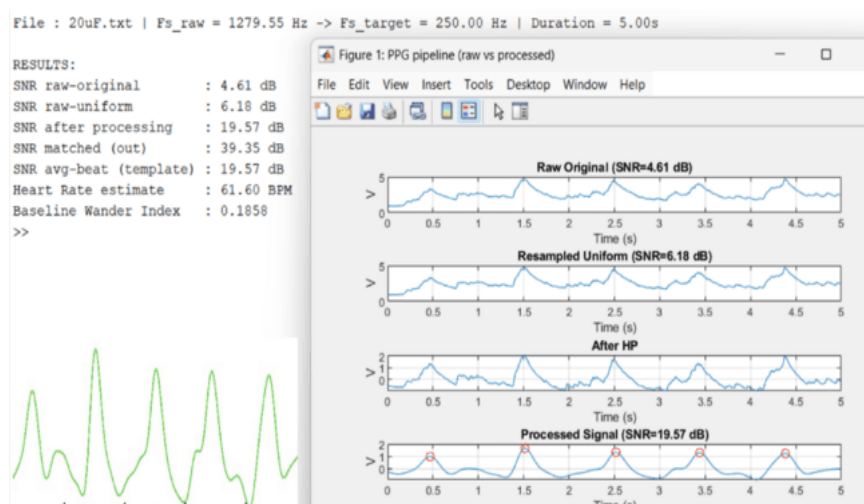
Setelah parameter terbaik untuk tahapan analog ditentukan ($R_{\text{gain}} = 2.22 \text{ k}\Omega$, $C = 20 \text{ uF}$), sinyal *output* analog yang telah dikondisikan kemudian di proses melalui pengolahan sinyal secara digital melalui rangkaian filter digital yang telah dirancang. Hasil dari setiap tahap proses filter digital diperlihatkan pada Gambar 9, yang secara jelas memvisualisasikan peningkatan kualitas sinyal secara bertahap. Sinyal keluaran analog filter sudah lebih halus dan bebas dari *noise* frekuensi tinggi, tetapi masih menunjukkan pergeseran *baseline* (*baseline wander*) yang signifikan. Nilai dari BWI (*Baseline Wander Index*) dapat hitung menggunakan Persamaan (4).

$$BWI = \frac{P_{bw}}{P_{total}} \quad (4)$$

Dimana BWI = *band baseline wander index*, P_{bw} = *power spectral density baseline wander* pada frekuensi rendah, P_{total} = seluruh *power spectral density* untuk seluruh spektrum dari 0 - f_{Nyquist} . Pada tahap *Resampled Uniform*, sinyal diubah menjadi interval sampling yang seragam (250 Hz). Hal ini memastikan sinyal memenuhi syarat untuk pemrosesan digital standar. Setelah melalui *High-Pass Filter* (HPF) dengan cut-off 0,5 Hz, *baseline wander* berhasil dihilangkan. Sinyal terpusat pada *baseline nol*, sehingga puncak-puncak detak jantung menjadi lebih jelas teridentifikasi. Tahap akhir, yaitu *Signal Processed* (tahap final), menerapkan *moving average filter* sebagai *smoothing and denoising* dari sinyal PPG. Filter ini efektif mereduksi *noise* frekuensi tinggi tanpa menghilangkan fitur utama sinyal *pulsatile*. Hasilnya, sinyal PPG menjadi lebih bersih, stabil, dan siap digunakan untuk ekstraksi fitur, seperti pendeteksian puncak R dalam perhitungan *heart rate*. Bentuk sinyal PPG setelah sistem optimasi filter digital dapat dilihat pada Gambar 9, sedangkan hasil optimisasi berupa data ditampilkan pada Tabel 3.

Tabel 3. Data Hasil akhir Optimisasi pada Sistem Filter Analog dan Digital pada Sinyal PPG

Parameter	Nilai Optimasi
Frekuensi Sampling	250 Hz
SNR ORIGINAL	4.61 dB
SNR AKHIR	19.57 dB
ESTIMASI HEART RATE	61.60 BPM
BWI	0.18



Gambar 10. Tampilan Data Hasil dari Sistem Optimasi Sinyal PPG pada Matlab

Hasil akhir yang dicapai (Tabel 3) berhasil mencapai target yang di harapkan. Sistem optimasi secara analog dan digital yang diusulkan berhasil meningkatkan SNR secara dramatis sebesar 14.96 dB (dari 4.61 dB menjadi 19.57 dB). Peningkatan SNR ini secara langsung diterjemahkan ke dalam keakuratan estimasi denyut jantung yang sangat tinggi. Algoritma deteksi puncak sederhana yang diterapkan pada sinyal akhir berhasil mengestimasi denyut jantung sebesar 61.60 BPM. *Error* yang sangat kecil, hanya 0.18 BPM, membuktikan keefektifan sistem dalam menyediakan sinyal yang cukup bersih untuk pengukuran fisiologis yang akura (**Luo, dkk, 2013**). Selain itu estimasi hasil dari detak jantung di buktikan pada keberhasilan penerapan *peak detection* dalam mengenali peak pada detak jantung dengan benar yang mengindikasikan system optimasi sinyal PPG yang sudah bekerja dengan baik seperti yang dapat di lihat pada Gambar 10.

Tabel 4. Data Hasil Perbandingan Performa Detak Jantung Sebelum dan Setelah Optimasi Sistem Filter.

Data sebelum filter (BPM)	Data setelah filter (BPM)	Data yang sebenarnya (BPM)	Error Sebelum filter (%)	Error Setelah filter (%)	Akurasi (%) Setelah filter	SNR SEBELUM DILTER (dB)	SNR SEBELUM DILTER (dB)
65.22	61.6	60	8.7	2.6	97.4	4.67	19.57
93.02	80.0	84	10.7	5	95	1.05	16.66
103.45	94.49	96	7.8	1.5	98.5	4.74	20.26

Untuk mengevaluasi performa dari sistem optimasi filter digital dan analog dapat di lihat Berdasarkan Data hasil perbandingan performa detak jantung sebelum dan setelah menggunakan optimasi sistem filter pada Tabel 4. Berdasarkan data tersebut di lihat bahwa detak jantung di variasiikan dari 60, 84, dan 96 BPM dengan tujuan untuk mengamati perubahan hasil pada akurasi, error dan SNR baik pada sistem sebelum dan sesudah optimasi menggunakan filter analog dan digital. Dari hasil tersebut terjadi peningkatan performa pada semua parameter yang di observasi setelah menggunakan sistem optimasi filter digital dan analog. Pada parameter akurasi terjadi peningkatan di rentang 95-98.5% dengan error kurang dari 5% yang di karenakan algoritma peak detection dapat dengan mudah mendeteksi puncak pada sinyal PPG dari hasil sistem optimasi sehingga estimasi detak jantung menjadi lebih akurat (**Nashichah, dkk, 2025**). Selain itu, nilai SNR juga meningkat di rentang 16.66 – 20.26 dB yang menunjukkan terjadi penurunan noise terutama akibat noise pergerakan artefak yang ikut berkontribusi dalam menurunkan nilai error pengukuran (**Chen, dkk, 2024**) (**Kashif, dkk, 2022**). Meskipun akurasi dari sistem optimasi jika di bandingkan dengan sebelum optimasi hanya meningkat 5.7 – 6.3% , namun SNR pada sinyal PPG menunjukkan hasil yang sangat baik dengan peningkatan di rentang 14.9-15.48 dB dari nilai semula. Oleh karenanya peningkatan akurasi detak jantung yang semakin akurat dan rendahnya noise dari hasil sistem optimasi filter digital dan analog membuat informasi di dalam sinyal PPG menjadi lebih mudah di analisis untuk kebutuhan ilmu kesehatan.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian yang telah di lakukan, dapat disimpulkan bahwa sebuah sistem optimasi sinyal PPG yang *robust* telah berhasil dirancang dan diimplementasikan dengan menggabungkan filter analog dan filter digital. Pada saat sinyal PPG melalui rangkaian analog,

filter analog berupa penguat instrumentasi dan analog filter berfungsi melakukan *preconditioning* sinyal, sedangkan pada saat sinyal PPG melalui pemrosesan sinyal digital, digunakan filter digital seperti *resampling*, HPF FIR, dan *moving average* untuk pemrosesan lanjutan. Hasil analisis eksperimental menunjukkan konfigurasi optimal pada tahap analog, yaitu resistansi gain sebesar 2,22 k Ω yang menghasilkan *gain* total sekitar 100 kali penguatan, serta kapasitor *low-pass filter* sebesar 20 μ F dengan frekuensi *cut-off* sekitar 0,8 Hz. Konfigurasi ini memberikan kinerja terbaik dengan SNR sebesar 4,61 dB pada tahap filter analog. Selanjutnya, penerapan filter digital terbukti mampu meningkatkan kualitas sinyal secara signifikan hingga SNR meningkat sebesar 14.9-15.48 dB dari nilai semula, yang menunjukkan efektivitasnya dalam mengatasi *noise* yang tidak sepenuhnya dapat dihilangkan oleh filter analog, khususnya *baseline wander*. Sistem ini juga mampu menghasilkan estimasi denyut jantung dengan akurasi yang baik dengan nilai di atas 95% yang di huktikan dengan error di bawah 5%. Dengan demikian, sistem optimasi sinyal PPG dengan filter analog dan filter digital yang dikembangkan telah bekerja secara efektif dan efisien serta berpotensi untuk diterapkan secara langsung pada aplikasi monitoring kesehatan berbasis sinyal PPG.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat (PPM) Universitas Telkom yang telah mendukung penelitian ini. Ucapan terima kasih juga disampaikan kepada seluruh mahasiswa dan dosen laboratorium riset flexible electronics and semiconductors (Flexens) yang ikut turut serta membantu selama penelitian berlangsung.

DAFTAR RUJUKAN

- Addison, P. S. (2017). *The illustrated wavelet transform handbook: Introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance* (2nd ed.). CRC Press.
- Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. In *Physiological Measurement*, 28(3), 1 – 39.
- Castaneda, D., Esparza, A., Ghamari, M., Soltanpur, c, & Nazeran, H. (2018). A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, 4(4), 1 – 19.
- Chen, S., Wong, K. L., Chin, J. W., Chan, T. T., & So, R. H. Y. (2024). DiffPhys: Enhancing Signal-to-Noise Ratio in Remote Photoplethysmography Signal Using a Diffusion Model Approach. *Bioengineering*, 11(8), 1 – 16.
- Choi, C., & Lee, J. W. (2022). An 11.8-fJ/Conversion-Step Noise Shaping SAR ADC with Embedded Passive Gain for Energy-Efficient IoT Sensors. *Sensors*, 22(3), 1 - 17.
- Elgendi, M. (2012). On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. In *Current Cardiology Reviews*, 8, 14 – 25.

- Girish H. (2022). Internet of Things Based Heart Beat Rate Monitoring System. *International Journal Of Innovative Research In Technology*, 2(4), 227 –231.
- Jamil, S., & Rahman, M. (2022). A Novel Deep-Learning-Based Framework for the Classification of Cardiac Arrhythmia. *Journal of Imaging*, 8(3), 1 – 14.
- Karlen, W., Raman, S., Ansermino, J. M., & Dumont, G. A. (2013). Multiparameter respiratory rate estimation from the photoplethysmogram. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(7), 1946 – 1953.
- Kashif, M., Fahmi, M., Hariyani, D. A., Rahmatilah, A., Ain, K., Susilo, Y., Syahrom, A., & Astuti, S. D. (2022). An improved Kalman Filter in Photoplethysmography DC Component Denoising for cardiorespiratory analysis. *Rawal Medical Journal*, 47(3), 743 – 747.
- Liang, Y., Elgendi, M., Chen, Z., & Ward, R. (2018). Analysis: An optimal filter for short photoplethysmogram signals. *Scientific Data*, 5, 1 – 12.
- Luo, Y., Hargraves, R. H., Belle, A., Bai, O., Qi, X., Ward, K. R., Pfaffenberger, M. P., & Najarian, K. (2013). A hierarchical method for removal of baseline drift from biomedical signals: Application in ECG analysis. *The Scientific World Journal*, 2013, 1 – 10.
- Millasseau, S. C., Ritter, J. M., Takazawa, K., & Chowienczyk, P. J. (2006). Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger. *Journal of Hypertension*, 24(8), 1449 - 1456.
- Nashichah, R., Trisakti Wahyuningtya, D., & Kesehatan Kementerian Kesehatan Surabaya, P. (2025). Improving Photoplethysmograph Signal Quality using Butterworth Filters: Denoising and SNR Evaluation Analysis. *Medika Teknika: Jurnal Teknik Elektromedik Indonesia*, 7(1), 148 – 156.
- Oppenheim, A. V, Schafer, R. W., & Buck, J. R. (1999). *Discrete-time signal processing* (2nd ed.). Prentice Hall.
- Peng, F., Zhang, Z., Gou, X., Liu, H., & Wang, W. (2014). Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter. *BioMedical Engineering Online*, 13(1), 1 - 14.
- Ram, M. R., Madhav, K. V., Krishna, E. H., Komalla, N. R., & Reddy, K. A. (2012). A novel approach for motion artifact reduction in PPG signals based on AS-LMS adaptive filter. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(5), 1445 – 1457.
- Reisner, A., Shaltis, P. A., McCombie, D., Asada, H. H., Warner, D. S., & Warner, M. A. (2008). *Utility of the Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring*. www.anesthesiology.org.
- Sallen, R. P., & Keyt, E. L. (1955). A Practical Method of Designing RC Active Filters*. *Ire Transactions Circuit Theory*, 2(1), 74 – 85.

- Schäfer, A., & Vagedes, J. (2013). How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability?: A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram. In *International Journal of Cardiology*, 166(1), 15 – 29.
- Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Yoshida, M. (2014). Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. In *Electronics*, 3(2), 282 – 302.
- Thakur, S., Chao, P. C. P., & Tsai, C. H. (2023). Precision Heart Rate Estimation Using a PPG Sensor Patch Equipped with New Algorithms of Pre-Quality Checking and Hankel Decomposition. *Sensors*, 23(13), 1 – 16.
- Webster, J. G. (2009). *Medical instrumentation: application and design* (4th ed.). John Wiley & Sons.
- Zhang, Z., Pi, Z., & Liu, B. (2015). TROIKA: A general framework for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmographic signals during intensive physical exercise. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(2), 522–531.