

Pengurangan Kebisingan Sinyal Elektrokardiogram (ECG) Menggunakan Filter Adaptif dengan Metode *Least Mean Squares* (LMS)

Yenny Nirmayrahayu
Fakultas Teknik Elektro
Purwokerto, Indonesia
yennynirma@student.telkomuniversity.ac.id

Zein Hanni Pradana, S.T., M.T.
Fakultas Teknik Elektro
Purwokerto, Indonesia
zeinhp@telkomuniversity.ac.id

Irmayatul Hikmah, S.Si., M. Si.
Fakultas Teknik Elektro
Purwokerto, Indonesia
irmayatulh@telkomuniversity.ac.id

Sinyal elektrokardiogram (ECG) sering kali terkontaminasi oleh berbagai sumber kebisingan, seperti interferensi daya listrik, artefak gerakan, dan kebisingan otot, yang dapat mengganggu akurasi analisis dan diagnosis medis. Oleh karena itu, diperlukan metode yang efektif untuk mengurangi kebisingan agar sinyal ECG yang diperoleh lebih bersih dan dapat diinterpretasikan dengan lebih akurat. Salah satu pendekatan yang banyak digunakan adalah filter adaptif dengan algoritma *Least Mean Squares* (LMS). Filter adaptif LMS memiliki keunggulan dalam menyesuaikan bobot filter secara dinamis berdasarkan perubahan karakteristik sinyal, sehingga mampu menghilangkan noise tanpa merusak komponen utama sinyal ECG. Penelitian ini bertujuan untuk mengurangi kebisingan atau noise pada sinyal ECG agar sinyal memiliki tingkat ketepatan dalam proses pendiagnosaan yang lebih baik. Untuk meningkatkan akurasi analisis sinyal ECG diperlukan teknik pengurangan kebisingan yang efektif. Pengukuran performa menggunakan SNR (*Signal to Noise Ratio*) yang akan menghitung peningkatan kualitas sinyal yang signifikan dibandingkan dengan sinyal sebelum filtrasi. Hasil yang diharapkan dari penelitian ini adalah penurunan noise sinyal ECG dan terjadi perubahan pada saat disimulasikan dengan metode yang telah diterapkan, dimana hasilnya akan berbeda dengan sinyal ECG sebelum di filtrasi. Hasil yang diperoleh berdasarkan pengujian yang telah dilakukan, perubahan sinyal setelah denoising yang dapat mendekati sinyal asli pada filter orde 8 dengan *step size* 0.001 dan 0.01.

Kata Kunci : *electrocardiogram, filter adaptif, least mean squares, noise*

I. PENDAHULUAN

Jantung adalah salah satu organ terpenting dalam tubuh manusia karena memiliki fungsi utama untuk memompa dan mengalirkan darah ke seluruh bagian tubuh, sehingga seluruh organ dapat bekerja dengan baik. [1]. Seiring dengan bertambahnya usia, fungsi kerja jantung secara alami akan mengalami penurunan, karena organ ini terus menerus bekerja tanpa henti sejak seseorang dilahirkan. Proses kerja jantung yang berlangsung terus-menerus ini dikenal sebagai denyut jantung. [2].

Di berbagai negara lain, penyakit jantung koroner juga menempati posisi teratas sebagai penyebab utama kematian yang termasuk dalam kategori penyakit kardiovaskular. Sebagai contoh, di Amerika Serikat, sebanyak 56% kasus kematian yang disebabkan oleh penyakit kardiovaskular didominasi oleh penyakit jantung koroner [3]. Metode *Electrocardiography* (ECG) adalah metode diagnosis kesehatan jantung yang paling umum

digunakan [4]. Pengukuran ECG merupakan metode umum yang dipakai untuk mengukur kinerja jantung manusia melalui aktivitas elektrik jantung. Hasil pengukuran ECG ditampilkan dalam bentuk gelombang PQRST yang memiliki arti klinis, seperti gelombang P yang menunjukkan depolarisasi atrium, kompleks QRS untuk depolarisasi ventrikel, dan gelombang T sebagai tanda repolarisasi ventrikel [5].

Sinyal ECG termasuk jenis biosignal yang bersifat non-stasioner, maka proses denoising menjadi langkah penting yang harus dilakukan agar hasil analisis menjadi lebih akurat [6]. Sumber utama noise adalah interferensi listrik, variasi kontak elektroda dengan kulit dan pengaruh respirasi, kontraksi otot dari alat elektromiografi (EMG) bercampur dengan EKG, interferensi elektromagnetik dari berbagai alat elektronik [7]. Perbaikan kualitas sinyal ECG diperlukan karena seringkali sinyal yang dijadikan objek pembahasan untuk dilakukan pendiagnosaan mempunyai kualitas yang buruk, melalui filtrasi adaptif dengan menggunakan metode LMS ini sinyal ECG diperbarui.

II. KAJIAN TEORI

A. Jantung

Jantung merupakan organ berongga yang tersusun dari jaringan otot dan berfungsi sebagai pompa untuk mengalirkan darah melalui pembuluh darah dengan kontraksi ritmis yang berlangsung secara berulang. Istilah *kardiak* merujuk pada hal-hal yang berkaitan dengan jantung dan berasal dari bahasa Yunani *cardia*, yang berarti jantung. Organ ini memiliki peran vital dalam sistem peredaran darah manusia [8] [9].

B. Sinyal Electrocardiogram (ECG)

Sinyal elektrokardiogram (ECG) adalah representasi sinyal listrik dalam domain waktu dan tegangan yang dihasilkan oleh aktivitas ionik selama proses kontraksi jantung yang terjadi secara berurutan. Pemeriksaan gelombang ECG merupakan salah satu prosedur penunjang diagnostik untuk mendeteksi gangguan jantung, namun tidak secara langsung mengukur kemampuan kontraksi otot jantung (kontraktilitas) [10]. Sinyal EKG terdiri atas beberapa gelombang yang mempresentasikan aktivitas yang berbeda – beda [11] [12] [13].

C. Elektroda Jantung

Elektroda berfungsi sebagai sensor atau transduser yang mengkonversi energi ionik dari aktivitas jantung menjadi sinyal listrik yang dapat direkam dan

diolah. Transduser ini digunakan bersama media antarmuka berupa gel elektrolit pada permukaan elektroda. Penggunaan elektroda berbahan perak/silver chloride (Ag/AgCl) efektif dalam meminimalkan gangguan (noise) berfrekuensi rendah yang biasanya muncul akibat gerakan tubuh saat pengambilan sinyal jantung [14]. Hukum Einthoven menjelaskan bahwa kompleks Lead II sama dengan jumlah kompleks yang sesuai di Lead I dan III dan diberikan sebagai $II = I + III$. Jika menjalani EKG dengan gelombang Lead I R setinggi 7 mm dan gelombang S setinggi 2 mm, kurangi S dari R, maka akan diperoleh 5 mm. Pada kompleks yang sesuai di Lead III, gelombang R berukuran 1 mm dan S memiliki defleksi negatif sebesar 16 mm [15].

D. Derau (Noise)

Noise merupakan gangguan berupa piksel atau tampilan yang menurunkan kualitas suatu citra. Keberadaan noise perlu dikurangi atau dihilangkan karena dapat menghambat proses ekstraksi informasi dari citra tersebut. Tidak jarang citra yang diperoleh memiliki mutu visual yang rendah, yang dapat disebabkan oleh kendala teknis, keterbatasan perangkat, maupun pencahayaan yang kurang optimal [16] [17].

E. Additive White Gaussian Noise (AWGN)

Derau AWGN (*Additive White Gaussian Noise*) merupakan jenis gangguan yang bersifat aditif, artinya ditambahkan langsung ke sinyal selama proses transmisi. Derau ini dimodelkan dengan distribusi probabilitas Gaussian acak yang memiliki nilai rata-rata (mean) nol dan standar deviasi sebesar satu. AWGN memiliki karakteristik spektrum daya yang merata di seluruh pita frekuensi [18]. Noise AWGN memiliki sifat gabungan antara *Additive*, *White*, dan *Gaussian Noise*. Sifat *additive* yang artinya penambahan sinyal informasi terhadap sinyal gangguan [19] [20].

F. Filter Adaptif

Filter adaptif adalah filter pengatur koefisien yang dapat beradaptasi untuk menyesuaikan terhadap perubahan statistik sinyal sehingga dapat mengoptimalkan sinyal dari distorsi. Salah satu algoritma filter adaptif yang sering digunakan adalah algoritma *Least Mean Square* (LMS) [21].

G. Signal to Noise Ratio (SNR)

Pada semua jenis sistem transmisi data, *signal to noise ratio* (SNR) merupakan parameter yang harus diperhatikan. SNR digunakan untuk menunjukkan seberapa banyak *noise* mengganggu sinyal yang ditransmisikan. Dengan kata lain, SNR membandingkan daya sinyal yang diinginkan terhadap *background noise* [22]. SNR dihitung untuk membandingkan antara kekuatan sinyal EKG asli dengan kekuatan *noise* yang masih ada setelah proses filtering.

Persamaan untuk mencari SNR jika diketahui rata-rata sinyal dan noise dalam dB :

$$SNR_{(dB)}: 10 \log_{10} \left(\frac{P_{sinyal}}{P_{noise}} \right) \quad (1)$$

Keterangan:

P_{sinyal} adalah daya sinyal

P_{noise} adalah daya derau

Semakin tinggi SNR, semakin baik kualitas sinyal yang diterima karena derau lebih kecil dibandingkan sinyal [23].

a) Algoritma *Least Mean Squares* (LMS)

Algoritma LMS adalah algoritma yang dikembangkan oleh Widrow dan Hoff. Setiap koefisien bobot dari filter digital diperbaharui dengan menggunakan algoritma adaptif yang berdasarkan pada setiap data masukan [24]. Algoritma LMS digunakan untuk memperbarui bobot filter secara bertahap untuk meminimalkan error antara sinyal keluaran filter $y(n)$ dengan sinyal referensial atau target $d(n)$.

Menghitung *output* filter dengan persamaan :

$$w = w + 2 \cdot \mu \cdot e[i] \cdot x \quad (2)$$

Keterangan :

$y(n)$ adalah *output* filter adaptif

w adalah vektor bobot filter

μ adalah learning rate

$e[i]$ adalah error pada iterasi ke i

x adalah sinyal input

b) *Mean Square Error* (MSE)

Mean Square Error (MSE) adalah metode lain untuk menghitung rata-rata dari kuadrat selisih antara sinyal asli dengan sinyal setelah dilakukan filtering. Masing-masing kesalahan atau sisa dikuadratkan. Untuk menentukan jenis uji mana yang paling mendekati kebenaran dilakukan dengan mengukur error atau kesalahan [25]. Persamaan MSE dibawah ini :

$$\frac{\sum_{t=1}^n (X_t - F_t)^2}{n} \quad (3)$$

Keterangan : X_t = sinyal denoising

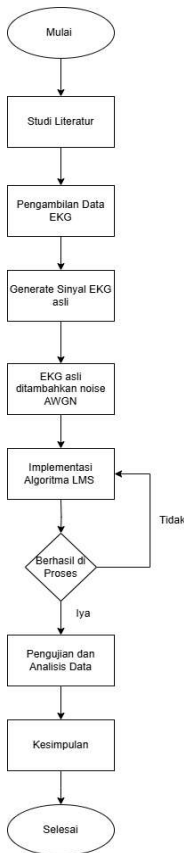
F_t = sinyal asli

n = banyaknya data

MSE merupakan rata-rata selisih kuadrat antara nilai yang diramalkan dan yang diamati. Kekurangan penggunaan MSE adalah bahwa MSE cenderung menonjolkan deviasi yang besar karena adanya pengkuadratan [26].

III. METODE

Filter adaptif LMS bekerja dengan menyesuaikan koefisien filter secara dinamis berdasarkan kesalahan antara sinyal output dan sinyal referensi kebisingan, sehingga mampu beradaptasi terhadap perubahan karakteristik kebisingan. Proses ini melibatkan pembaruan koefisien menggunakan algoritma LMS, yang secara langsung dapat mengurangi galat atau error antara sinyal bersih dan sinyal bising berdasarkan estimasi gradien kesalahan. Keunggulan metode ini adalah kemampuannya dalam menangani kebisingan yang tidak stasioner serta tidak memerlukan model awal yang presisi mengenai karakteristik kebisingan.



GAMBAR 1
(FLOWCHART METODE PENELITIAN)

Pengambilan data EKG termasuk langkah pertama dalam pengumpulan data sinyal ECG yang dapat diperoleh melalui rekaman langsung menggunakan perangkat akuisisi sinyal biomedis atau simulator ECG. Data sinyal EKG asli tanpa noise yang diperoleh dari objek atau pasien. Sinyal ini sudah diubah formatnya kedalam format csv sebelum dilakukan proses pengujian pada software python. Selanjutnya, derau eksternal yaitu noise AWGN akan dikurangi dengan menggunakan metode *least mean squares*.

TABEL 1
(SPESIFIKASI KOMPONEN)

Komponen	Spesifikasi
Elektroda ECG	EKG 12 sadapan dipasang di lengan, kaki, dan bagian dada
Simulator ECG	Type Bacman dari PT Indraloka
IDLE Python	Library Numpy, Scipy, Matplotlib
Laptop	Sistem model : HP Notebook, Memory : 4GB, DirectX Version : DirectX 12
Filter LMS Adaptif	Algoritma <i>Least Mean Squares</i>

Tabel 1 terkait spesifikasi komponen. Komponen-komponen diatas bekerja bersama untuk mengambil, memproses, dan menyaring sinyal ECG agar mendapatkan data yang bersih dan akurat. Penggunaan filter adaptif LMS membantu mengurangi kebisingan secara dinamis, sehingga kualitas sinyal ECG menjadi lebih baik untuk analisis medis atau penelitian.

TABEL 2
(SPESIFIKASI PENGUJIAN SISTEM)

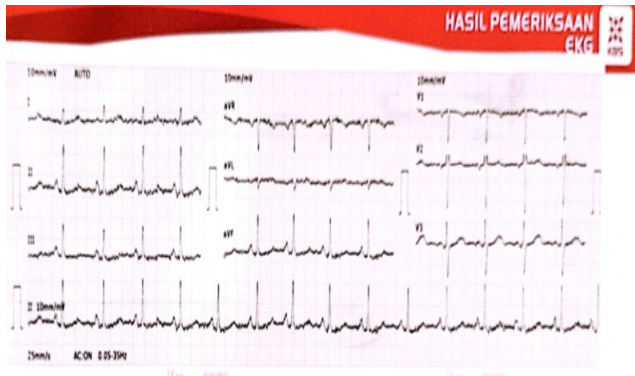
Parameter	Syarat Pengujian
SNR (<i>Signal to Noise Ratio</i>)	≤ 10 dB sebelum filtering
<i>Step Size</i> (μ) dalam LMS	$0.001 \leq \mu \leq 0.01$
Filter order	3,5,7,8
<i>Baseline Wander</i> (<i>Drift Sinyal</i>)	Amplitudo ≥ 0.5 mV

Tabel 2 menunjukkan kondisi atau ambang batas yang menentukan kapan sistem perlu diuji untuk mengurangi kebisingan dalam sinyal ECG. Jika SNR sebelum filtering terlalu rendah (≤ 10 dB), itu menunjukkan bahwa sinyal ECG mengalami gangguan yang signifikan, sehingga pengujian diperlukan untuk melihat seberapa baik filter LMS dapat meningkatkan kualitas sinyal. Pengaturan *step size* LMS dalam rentang 0.001 hingga 0.01 memastikan bahwa filter dapat beradaptasi dengan baik tanpa menyebabkan osilasi yang berlebihan. Pengujian dilakukan dengan menambahkan noise AWGN dan pengujian dilakukan untuk memastikan filter LMS dapat menghilangkan gangguan tersebut.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil pengukuran sinyal EKG dari data yang telah dilakukan pengukuran dan telah dilakukan simulasi dengan menggunakan algoritma *Least Mean Squares* (LMS), selain itu juga dilakukan perhitungan *Signal Noise Ratio* (SNR) terhadap sinyal ECG sebelum dan sesudah filter. Hasil dari simulasi akan dilakukan analisis dengan membandingkan noise jenis AWGN.

A. Hasil Pengukuran sinyal ECG

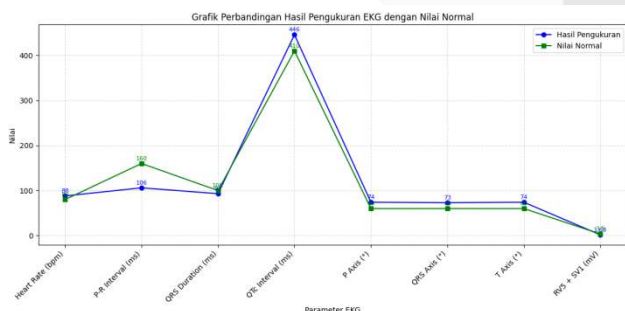


GAMBAR 2
(PEREKAMAN ECG)

TABEL 2
(ANALISIS HASIL PENGUKURAN ECG)

Parameter	Hasil Pengukuran	Nilai Normal
Heart Rate (HR)	88 bpm	60–100 bpm
P-R Interval	106 ms	120–200 ms
QRS Duration	93 ms	≤120 ms
QT/QTc Interval	370/446 ms	QTc Normal perempuan: 360–460 ms
P Axes	74°	30° sampai +90°
QRS Axes	73°	30° sampai +90°
T Axes	74°	30° sampai +90°
RV5 + SV1	1,68 mV	<3,5 mV (indikasi hipertrofi)

Hasil *heart rate* nya menunjukkan 88 bpm termasuk dalam kategori rentang normal karena nilai normalnya berada dalam rentang antara 60 hingga 100 bpm. Untuk P-R interval tercatat 106 ms, masih dalam rentang normal (normalnya 120–200 ms, sedikit lebih pendek namun bisa masih normal). QRS tercatat dengan hasil 93 ms masih dalam keadaan normal (dengan hasil ≤ 120 ms untuk normal), secara visual kompleks QRS terlihat normal.

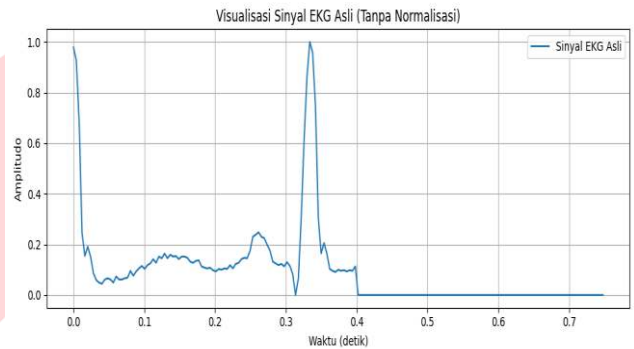


GAMBAR 3
(PERBANDINGAN HASIL PENGUKURAN DENGAN NILAI NORMAL ECG)

Berdasarkan hasil pemeriksaan EKG yang menunjukkan irama sinus normal dengan heart rate sebesar 88 bpm, dapat dipertimbangkan beberapa faktor yang berkontribusi terhadap nilai-nilai tersebut. Bradikardia ringan yang ditemukan bisa terjadi secara fisiologis, terutama pada individu yang memiliki tingkat kebugaran fisik yang baik. Hasil pengukuran sinyal ECG

menunjukkan kondisi jantung yang normal tanpa adanya kelainan patologis. Bradikardia ringan kemungkinan besar bersifat fisiologis.

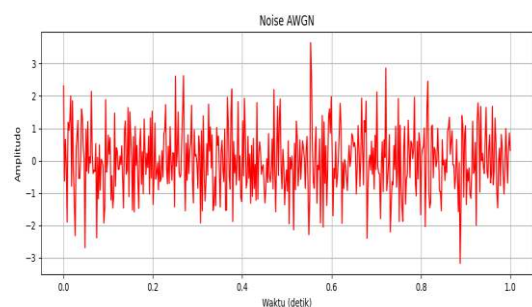
B. Sinyal ECG Asli



GAMBAR 4
(OUTPUT SINYAL ECG ASLI)

Gambar 4 diatas menunjukkan visualisasi sinyal EKG asli tanpa normalisasi terhadap waktu dalam satuan detik. Dari grafik tersebut, terlihat adanya dua puncak utama yang sangat menonjol, kemungkinan besar mewakili kompleks QRS dari sinyal ECG yang merupakan bagian paling dominan dalam satu siklus jantung. Amplitudo sinyal mencapai nilai maksimum sekitar 1 pada puncak tersebut, yang menunjukkan potensi listrik tertinggi yang terekam dari aktivitas jantung. Bagian awal sinyal sekitar 0–0.1 detik menunjukkan fluktuasi kecil yang bisa dikaitkan dengan gelombang P, namun bentuknya tidak terlalu jelas. Setelah 0.4 detik, sinyal mendatar di angka 0 ini bisa berarti data setelah titik tersebut tidak tersedia atau hilang, adanya pemotongan sinyal, karena durasi perekaman hanya dilakukan sekitar 10 menit untuk satu pasien, atau proses akuisisi/pra-pemrosesan yang tidak menangkap seluruh siklus jantung.

C. Output Noise AWGN

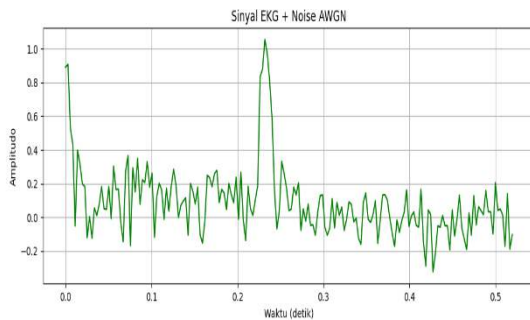


GAMBAR 5
(OUTPUT NOISE AWGN)

Gambar 5 di atas merupakan hasil *output* visualisasi dari noise *Additive White Gaussian Noise* (AWGN) yang disimulasikan dalam rentang waktu 1 detik dengan 500 sampel. Noise ini ditampilkan sebagai gelombang acak dengan warna merah dengan fluktuasi amplitudo yang cukup tinggi dan tidak beraturan, hal ini mencerminkan sifat khas dari noise Gaussian yaitu bersifat acak, menyebar merata di seluruh spektrum frekuensi (*white noise*). dan memiliki distribusi probabilitas berbentuk Gaussian (normal). Secara visual, dapat diamati bahwa nilai amplitudo bervariasi secara signifikan di sekitar nol,

dengan puncak-puncak sesaat yang mencapai lebih dari ± 3 , yang menunjukkan keberadaan komponen frekuensi tinggi dan rendah secara acak.

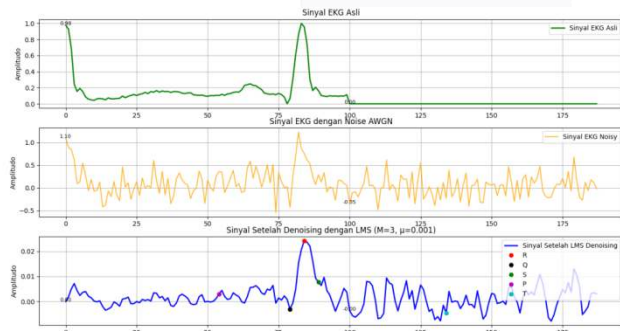
D. Sinyal Asli Bercampur dengan Noise



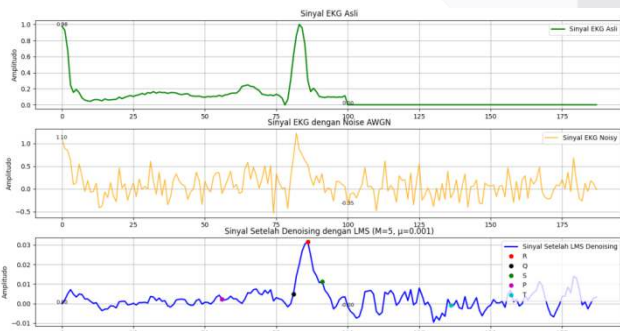
GAMBAR 6
(OUTPUT SINYAL ECG BERCAMPUR NOISE)

Pada gambar 6 diatas merupakan hasil visualisasi dari sinyal ECG yang telah ditambahkan noise AWGN dengan rasio *signal-to-noise ratio* (SNR) sebesar 5 dB. Pada grafik diatas, sumbu horizontal menunjukkan waktu dalam satuan detik, sedangkan sumbu vertikal menunjukkan amplitudo sinyal. Pada umumnya sinyal ECG memiliki bentuk gelombang yang terdiri dari gelombang P, kompleks QRS, dan juga gelombang T. Namun, akibat dari ditamhakkannya noise, bentuk asli sinyal menjadi kurang jelas dan terlihat banyak fluktuasi kecil yang mengganggu.

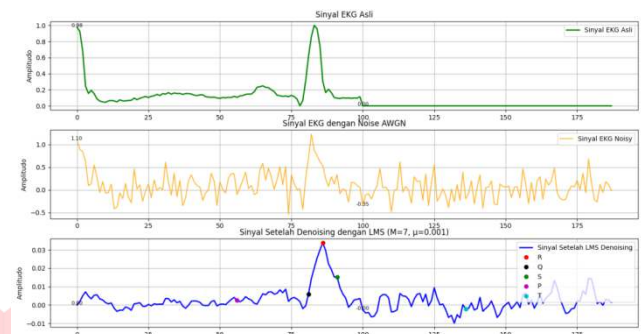
E. Output dengan Membedakan Filter Order



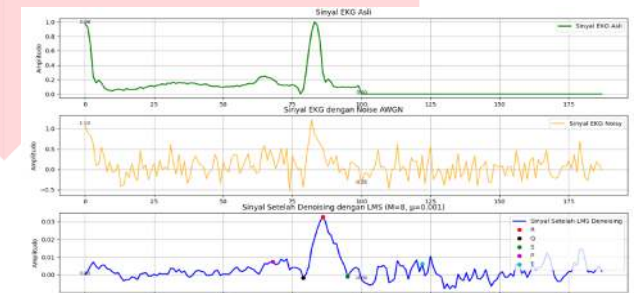
GAMBAR 7
(OUTPUT M = 3 DAN MU = 0.001)



GAMBAR 8
(OUTPUT M = 5 DAN MU = 0.001)



GAMBAR 9
(OUTPUT M = 7 DAN MU = 0.001)



GAMBAR 10
OUTPUT M = 8 DAN MU = 0.001

Berdasarkan 4 pengujian dengan membedakan nilai filter order atau nilai M dapat dilihat dari hasil di atas menunjukkan tiga tahap utama sinyal yaitu sinyal ECG asli, sinyal yang telah diberi noise atau gangguan AWGN, dan hasil denoising dengan menggunakan filter LMS pada gambar bawah. Dengan membandingkan efektivitas proses denoising berdasarkan variasi orde filter M, dengan nilai μ atau μ tetap sebesar 0.001. Pada pengujian dengan orde filter M = 3, terlihat bahwa filter LMS mampu mereduksi sebagian noise, tetapi hasil sinyal yang diperoleh masih terlihat cukup kasar dan tidak sepenuhnya dapat seperti bentuk sinyal ECG asli. Nilai orde yang terlalu rendah akan menghasilkan sinyal yang kasar, sedangkan nilai yang terlalu tinggi berpotensi menambah kompleksitas tanpa peningkatan signifikan. Dalam konteks eksperimen ini, orde filter antara M = 7 hingga M = 8 tampak memberikan hasil terbaik secara visual dalam mengurangi sinyal ECG dari sinyal yang telah terkontaminasi oleh adanya noise.

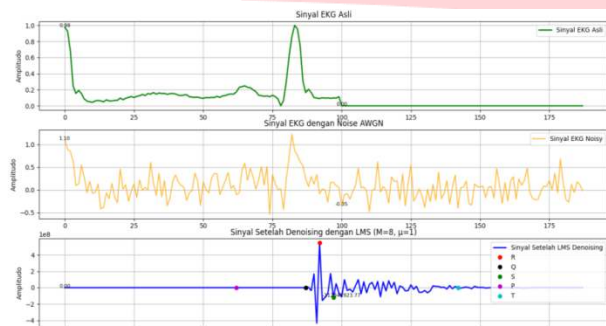
TABEL 3
(HASIL SNR DAN MSE DARI PENGUJIAN MEMBEDAKAN NILAI M DENGAN μ SAMA)

M dan μ	SNR Sebelum Denoising	SNR Sesudah Denoising	MSE
M=3 $\mu=0.001$	-1.32 dB	0.13 dB	0.039258
M= 5 $\mu=0.001$	-1.32 dB	0.15 dB	0.039074
M= 7 $\mu=0.001$	-1.32 dB	0.16 dB	0.039006
M= 8 $\mu=0.001$	-1.32 dB	0.17 dB	0.038979

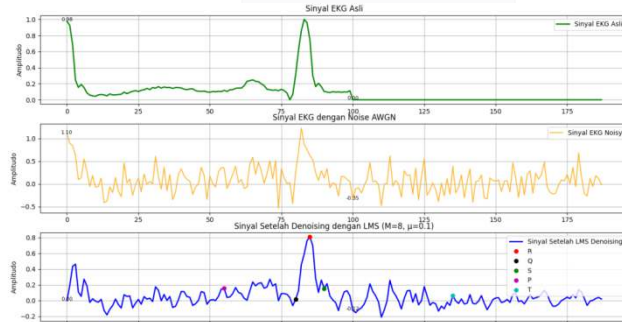
Dari hasil perhitungan dari tabel 4.2 diatas, SNR sebelum denoising konstan pada nilai sekitar -1.32 dB, yang mencerminkan tingkat noise cukup tinggi terhadap sinyal asli. Setelah proses denoising menggunakan LMS dengan membedakan nilai M, terjadi peningkatan SNR

bertahap. Peningkatan nilai SNR menunjukkan bahwa algoritma LMS berhasil mereduksi noise secara bertahap seiring bertambahnya orde filter. Berdasarkan hasil SNR diatas dapat disimpulkan bahwa algoritma LMS dengan nilai $\mu = 0.001$ menunjukkan peningkatan kinerja denoising secara konsisten seiring peningkatan orde filter M. Nilai optimal secara praktis berada pada $M = 7$ atau $M = 8$, dimana kualitas sinyal meningkat tanpa kelebihan beban komputasi. Nilai SNR sesudah denoising meningkat sekitar 1.5 dB. Selain nilai SNR, *Mean Square Error* (MSE) antara sinyal asli dan sinyal yang telah didenoising juga menunjukkan penurunan yang konsisten, dari 0,039258 pada $M=3$ menjadi 0,038979 pada $M=8$.

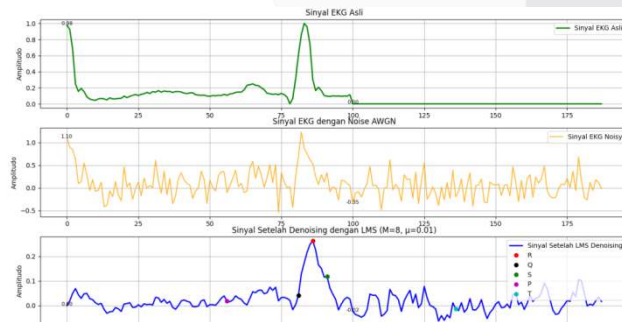
F. Output dengan Membedakan Learning Rate



Gambar 10 Output M = 8 dan $\mu = 1$



Gambar 11 Output M = 8 dan $\mu = 0.1$



Gambar 12 Output M = 8 dan $\mu = 0.01$

Dalam pengujian ini, orde filter ditetapkan pada $M = 8$, sedangkan μ dibedakan menjadi 0.01, 0.1, dan 1. Tujuan dari variasi ini adalah untuk mengkaji keseimbangan kestabilan sinyal dari filter adaptif LMS dalam kondisi sinyal ECG yang terkontaminasi oleh noise AWGN. Pada nilai $\mu = 0.01$ hasil denoising menunjukkan performa yang optimal. Sinyal hasil filter menunjukkan kemiripan bentuk yang tinggi terhadap sinyal ECG asli, dengan noise yang berhasil diredam secara efektif tanpa mengganggu struktur utama gelombang. Puncak

gelombang R, serta bentuk kompleks P QRS T dapat dikenali dengan jelas. Ini menunjukkan bahwa pada pengujian ini menghasilkan keseimbangan yang baik antara adaptasi koefisien filter dan kestabilan sistem. Ketika μ ditingkatkan menjadi 0.1 mulai terlihat distorsi pada sinyal hasil walaupun proses denoising masih berlangsung, hasilnya tampak kurang presisi dengan munculnya fluktuasi dan pembesaran amplitudo pada beberapa bagian sinyal. Sedangkan pada pengujian $\mu = 1$ di mana sinyal hasil filter mengalami ketidakstabilan yang sangat jelas. Amplitudo sinyal membesar dan sinyal kehilangan bentuk aslinya sepenuhnya.

TABEL 4 HASIL SNR DAN MSE DARI PENGUJIAN MEMBEDAKAN NILAI MU DENGAN M SAMA

M dan mu	SNR Sebelum Denoising	SNR Sesudah Denoising	MSE
M = 8 mu = 1	-1.32 dB	-169.86 dB	3918967323993745.5
M = 8 mu = 0.1	-1.32 dB	2.72 dB	0.021609
M = 8 mu = 0.01	-1.32 dB	1.18 dB	0.030817

Hasil pengujian denoising sinyal ECG dengan menggunakan *Least Mean Square* (LMS) filter dengan parameter orde filter $M = 8$ dan variasi nilai μ menunjukkan bahwa pemilihan nilai μ sangat mempengaruhi performa filter dalam mengurangi noise. Pada saat $\mu = 1$, proses denoising terlihat dari hasil SNR dan MSE gagal total, yang ditunjukkan oleh penurunan drastis nilai SNR dari -1.32 dB menjadi -169.86 dB dan nilai MSE yang sangat besar, yaitu sekitar 3.9×10^{15} . Hal ini terjadi karena nilai μ yang terlalu besar menyebabkan ketidakstabilan pada proses adaptasi filter, sehingga sinyal hasil denoising justru menjadi jauh lebih buruk. Sebaliknya, ketika $\mu = 0.1$, terjadi peningkatan kualitas sinyal secara signifikan dengan SNR naik menjadi +2.72 dB dan MSE menurun drastis menjadi sekitar 0.0216. Ini menunjukkan bahwa nilai $\mu = 0.1$ memberikan keseimbangan optimal antara konvergensi cepat dan kestabilan adaptasi. Pada $\mu = 0.01$ proses denoising untuk memperbaiki sinyal diperoleh grafik denoising terlihat pada gambar diatas, sedangkan SNR menjadi +1.18 dB peningkatannya lebih kecil dan MSE sedikit lebih tinggi dibandingkan $\mu = 0.1$.

V KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa pengujian variasi orde filter M menunjukkan bahwa semakin tinggi nilai M, semakin baik performa algoritma LMS dalam mereduksi noise pada sinyal ECG. Nilai SNR meningkat secara bertahap dari 0.13 dB pada $M = 3$ menjadi 0.17 dB pada $M = 8$, menunjukkan peningkatan kualitas sinyal hasil denoising. Dianggap paling optimal karena memberikan hasil terbaik secara visual dan perhitungan SNR dan dengan penurunan

nilai MSE. Untuk hasil pengujian yang membedakan nilai step size menunjukkan bahwa pada orde filter $M = 8$, nilai $\mu = 0.01$ dan $\mu = 0.1$ memberikan hasil denoising yang baik, dengan peningkatan SNR menjadi 1.18 dB dan 2.72 dB secara berturut-turut dan penurunan galat atau MSE secara signifikan. Namun, dengan $\mu = 1$ menyebabkan divergensi dan penurunan drastis kualitas sinyal hingga -169.86 dB. Dengan demikian, kombinasi parameter terbaik dalam penelitian ini adalah orde filter $M = 8$ dengan $\mu = 0.01$.

B. Saran

Saran untuk pengembangan penelitian selanjutnya dapat menggunakan metode lain atau jenis algoritma lain agar didapatkan hasil denoising yang lebih bersih dan dapat mendekati sinyal electrocardiogram asli. Serta dapat dikembangkan untuk melakukan pengujian pada sinyal yang terkontaminasi dari gerakan otot. Dapat dilakukan pula dengan membandingkan hasilnya tidak hanya menggunakan perhitungan SNR dan MSE saja bisa dengan yang lainnya untuk mendapatkan hasil perbandingan yang jauh lebih maksimal.

III. REFERENSI

- [1] I. M. Ambary and W. K. Raharja, "Purwarupa Alat Pendeteksi Detak Jantung Berbasis Atmega328," *J. Ilm. Teknol. dan Rekayasa*, vol. 23, no. 1, pp. 38–47, 2018, doi: 10.35760/tr.2018.v23i1.2449.
- [2] J. Dian, F. D. Silalahi, and N. D. Setiawan, "A Heartbeat Monitoring System To Detect Internet Of Things-Based Heart Health Levels Using Android," *JUPITER (Jurnal Penelit. Ilmu dan Teknol. Komputer)*, vol. 13, no. 2, pp. 69–75, 2021, [Online]. Available: <https://jurnal.polsri.ac.id/index.php/jupiter/article/view/3669>
- [3] L. F. Tampubolon, A. Ginting, and F. E. Saragi Turnip, "Gambaran Faktor yang Mempengaruhi Kejadian Penyakit Jantung Koroner (PJK) di Pusat Jantung Terpadu (PJT)," *J. Ilm. Permas J. Ilm. STIKES Kendal*, vol. 13, no. 3, pp. 1043–1052, 2023, doi: 10.32583/pskm.v13i3.1077.
- [4] N. Nuryani, M. F. Akshya, and N. Wiyono, "Sistem Pengukuran Detak Jantung Menggunakan Arduino Dan Android Berbasis Fotoplethysmogram," *Indones. J. Appl. Phys.*, vol. 13, no. 1, p. 147, 2023, doi: 10.13057/ijap.v13i1.73636.
- [5] J. Sihotang, H. Tanudjaja, K. Indriati, and S.-N. Yu, "Analisis Sinyal ECG (Electrocardiogram) pada Aktivitas Duduk dan Berdiri dengan Metode HRV (Heart Rate Variability) pada Domain Waktu," *J. Elektro*, vol. 12, no. 2, pp. 63–74, 2019.
- [6] M. Risnasari, "Penekanan Noise Pada Sinyal Ekg Menggunakan Transformasi Wavelet," *Eduic - Sci. J. Informatics Educ.*, vol. 1, no. 1, 2015, doi: 10.21107/edutic.v1i1.397.
- [7] F. Aritmia, "Forum Aritmia Interferensi Listrik terhadap ECG," vol. 36, no. 1, pp. 62–64, 2015.
- [8] A. A. N and S. Suyanto, "Identifikasi Sinyal Ecg Irama Myocardial Ischemia Dengan Pendekatan Fuzzy Logic," *JUTI J. Ilm. Teknol. Inf.*, vol. 7, no. 4, p. 191, 2009, doi: 10.12962/j24068535.v7i4.a89.
- [9] E. Erdania, M. Faizal, and R. B. Anggraini, "FAKTOR – FAKTOR YANG BERHUBUNGAN DENGAN KEJADIAN PENYAKIT JANTUNG KORONER (PJK) Di RSUD Dr. (H.C.) Ir. SOEKARNO PROVINSI BANGKA BELITUNG TAHUN 2022," *J. Keperawatan*, vol. 12, no. 1, pp. 17–25, 2023, doi: 10.47560/kep.v12i1.472.
- [10] D. T. Anggara, "Extraction of Normal characteristics and Abnormal cardiac signals using methods of Sampling techniques," *JOINCS (Journal Informatics, Network, Comput. Sci.)*, vol. 2, no. 2, pp. 1–9, 2019, doi: 10.21070/joincs.v2i0.689.
- [11] P. Madona and Rizki Fadilla, "Akuisisi Sinyal Electrocardiography (ECG) Berbasis Arduino," *J. Elektro dan Mesin Terap.*, vol. 7, no. 1, pp. 35–46, 2021, doi: 10.35143/elementer.v7i1.4449.
- [12] M. Saimi, "Rancang Bangun ECG Simulator Menggunakan D [1]igital to Analog Converter R-2R," *J. Teknol. Inform. dan Komput.*, vol. 7, no. 1, pp. 156–168, 2021, doi: 10.37012/jtik.v7i1.531.
- [13] M. D'Aloia, A. Longo, and M. Rizzi, "Noisy ECG signal analysis for automatic peak detection," *Inf.*, vol. 10, no. 2, pp. 1–12, 2019, doi: 10.3390/info10020035.
- [14] E. Ulandari and R. A. Sani, "Rancang bangun instrumentasi Elektrokardiografi berbantuan PC menggunakan Soundscope Evi," *J. Einstein*, vol. 2, no. 3, pp. 8–13, 2019, [Online]. Available: http://www.journals.cambridge.org/abstract_S0263034606000267%0Ahttp://ejurnal.bppt.go.id/index.php/JAI/article/view/2452/2063%0Ahttps://jurnalfar.masimalahayati.sch.id/index.php/jfm/article/download/7/3/
- [15] D. Permana *et al.*, "Desain Dan Implementasi Perancangan Elektrokardiogram (EKG) Berbasis Bluetooth," *ALHAZEN J. Phys.*, vol. 2, no. 1, pp. 38–46, 2015.
- [16] S. Siaulhak, A. S. Saruman, and F. E. Susilawati, "Deteksi Pengurangan Noise pada Citra Digital menggunakan Metode Frequency Domain Code Matlab," *Proceeding KONIK (Konferensi Nas. Ilmu Komputer)*, vol. 5, pp. 550–560, 2021.
- [17] F. Primadevi and Y. Mardiana, "Uji Kinerja Sistem Denoising Sinyal Jantung atau EKG dengan Menggunakan Algoritma Empirical Mode Decomposition (EMD)," *J. Asimetri J. Ilm. Rekayasa Inov.*, vol. 5, pp. 27–34, 2023, doi: 10.35814/asiimetrik.v5i1.3682.
- [18] M. Santanu, "Perancangan Simulator Modulasi Dan Demodulasi," vol. 1, no. 2, pp. 1359–1365, 2015.
- [19] P. Kumar and V. K. Sharma, "Detection and classification of ECG noises using decomposition on mixed codebook for quality analysis," *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 7, no. 1, pp. 18–24, 2020, doi: 10.1049/htl.2019.0096.
- [20] R. Cahya Wiguna, Y. S. Rohmah, and S. Aulia, "Perancangan Simulator Teknik Pengkodean Pada Kanal AWGN dan Rayleigh Menggunakan LBC," *e-Proceeding Appl. Sci.*, vol. 4, no. 3, pp. 2748–2757, 2018.
- [21] S. S. Anita Nardiana, "ADAPTIVE NOISE CANCELING MENGGUNAKAN ALGORITMA

- LEAST MEAN SQUARE (LMS),” *עלון הנדסה*, vol. 66, no. July, pp. 6–17, 2011.
- [22] M. R. ISNAINI, M. T. Ir. RITA MAGDALENA, and M. T. R YUNENDAH NUR FU’ADAH, S.T, “Metode Discrete Wavelet Transform Dan Adaptive Filter Analysis of Denoising Performance of Eeg Signal Using Discrete Wavelet Transform and Adaptive Filter,” vol. 5, no. 3, pp. 4527–4533, 2018.
- [23] R. F. Adiati, A. Kusumawardhani, and H. Setijono, “Analisis Parameter Signal to Noise Ratio dan Bit Error Rate dalam Backbone Komunikasi Fiber Optik Segmen Lamongan-Kebalen,” *J. Tek. ITS*, vol. 6, no. 2, pp. 8–12, 2017, doi: 10.12962/j23373539.v6i2.26079.
- [24] D. L. Hartono, T. Elektro, and F. T. Industri, “Implementasi Algoritma FBLMS Untuk Pereduksi Derau Pada Sinyal Suara Menggunakan TMS321C6416T,” vol. 2, no. 1, 2013.
- [25] D. Kurniasih, S. Mariani, and Sugiman, “Efisiensi Relatif Estimator Fungsi Kernel Gaussian Terhadap Estimator Polinomial Dalam Peramalan Usd Terhadap Jpy,” *UNNES J. Math.*, vol. 2, pp. 79–84, 2013.
- [26] U. Azmi, Z. N. Hadi, and S. Soraya, “ARDL METHOD: Forecasting Data Curah Hujan Harian NTB,” *J. Varian*, vol. 3, no. 2, pp. 73–82, 2020, doi: 10.30812/varian.v3i2.627.

