

# Analisis Aplikasi Filter FIR dan Filter IIR dalam Pra-pemrosesan Sinyal Elektroensefalografi

Caroline<sup>1</sup>, Nabila Husna Shabrina<sup>2</sup>, Melania Regina Ao<sup>3</sup>, Nadya Laurencya<sup>4</sup>, Vanessa Lee<sup>5</sup>

<sup>1,3,4,5</sup> Teknik Fisika, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[caroline@student.umn.ac.id](mailto:caroline@student.umn.ac.id)

[melania.regina@student.umn.ac.id](mailto:melania.regina@student.umn.ac.id)

[nadya.laurencya@student.umn.ac.id](mailto:nadya.laurencya@student.umn.ac.id)

[vanessa.lee@student.umn.ac.id](mailto:vanessa.lee@student.umn.ac.id)

<sup>2</sup> Teknik Komputer, Universitas Multimedia Nusantara, Tangerang, Indonesia

[nabila.husna@umn.ac.id](mailto:nabila.husna@umn.ac.id)

Diterima 21 Mei 2020

Disetujui 16 Juni 2020

**Abstract**—Electroencephalography (EEG) is a method used to analyze brain activities, detect abnormalities in brain, and diagnose brain-related disease. To extract information from EEG signal, preprocessing steps such as Fast Fourier Transform (FFT), filter, and wavelet decomposition will be needed. This paper primarily focuses on implementation of Finite Impulse Response (FIR) and Infinite Impulse Response (IIR) filter design in EEG signal preprocessing in MATLAB software. The result of the simulation indicates that each filter design implemented in EEG preprocessing has different performance and side effect toward signal processing parameters such as phase distortion, stability, Signal-to-Noise Ratio (SNR), and running time. Filter design type implementation also affect power and entropy calculation result.

**Index Terms**—EEG, FIR Filter Digital, IIR Filter Digital, MATLAB, Wavelet Decomposition

## I. PENDAHULUAN

Aplikasi dari filter digital banyak diterapkan diberbagai bidang dalam kehidupan sehari-hari. Salah satu implementasinya dalam bidang medis, yaitu dengan melakukan pra-pemrosesan sinyal elektroensefalografi atau dalam bahasa Inggris disebut *electroencephalography* (EEG). EEG mendeteksi gelombang otak untuk memastikan adanya perubahan fungsi otak yang menyebabkan kelainan pada otak.

Pada keadaan yang sebenarnya sinyal EEG masih terdapat kebisingan (*noise*), sehingga dibutuhkan digital filter guna menghilangkan *noise* tersebut. Pada *project* mata kuliah Pengolahan Sinyal Digital, dalam menghilangkan *noise* dari data sinyal EEG, akan digunakan *wavelet decomposition*, serta filter digital jenis FIR *Hamming Window* dan IIR *Butterworth* untuk memfilter frekuensi tinggi.

Penelitian terdahulu oleh Anshul, et. al yang berjudul “*Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing*” membandingkan performa filter FIR dan IIR dalam pemrosesan sinyal EEG dengan menggunakan parameter *Mean Square Error* (MSE), *Mean Absolute Error* (MAE), *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR), dan *Cross Correlation* (CC) [1]. Sementara itu, pada penelitian ini akan dilakukan perbandingan kinerja filter FIR dan IIR, melalui dua filter spesifik *bandpass Hamming Window* dan *bandpass Butterworth* dalam pra-pemrosesan sinyal EEG untuk menghasilkan perhitungan daya dan entropi masing-masing jenis sinyal EEG. Perbandingan kinerja filter akan didasarkan pada parameter beda fasa, kestabilan filter dengan diagram *pole-zero*, SNR, dan juga waktu pemfilterannya.

Himpunan data EEG diperoleh, dikumpulkan, dan diuraikan menjadi beberapa jenis gelombang otak, seperti Gamma, Beta, Alpha, Theta, dan Delta. Berdasarkan tiap jenis gelombang tersebut, kemudian dilakukan analisis perhitungan daya dan entropi dari sinyal otak dengan sinyal EEG. Proses pemrograman, perhitungan matematis, serta analisis sinyal EEG akan dilakukan pada perangkat lunak MATLAB 2017.

Tujuan dari penelitian ini adalah menganalisis sinyal EEG dengan menggunakan filter IIR *Butterworth* dan filter FIR *Hamming Window*, kemudian kedua filter tersebut akan dibandingkan untuk melihat filter yang lebih baik dalam menghilangkan *noise*.

## II. LANDASAN TEORI

## A. Pra-pemrosesan Data Elektroensefalografi (EEG)

Otak mengirimkan informasi dalam bentuk sinyal elektrik. Sinyal ini dapat terukur menggunakan bantuan elektroda-elektroda yang ditempelkan di kepala. Hasil atau data yang diperoleh melalui pengukuran ini disebut EEG atau elektroensefalografi. EEG menunjukkan ukuran perbedaan potensial listrik antara titik kulit kepala dan elektroda referensi [2]. Melalui EEG, dokter dapat mengetahui gangguan yang dialami oleh pasien. Namun, sinyal EEG sudah memiliki *noise* sejak data diambil dari sumbernya. Oleh karena itu, sinyal EEG perlu melewati tahap pengolahan yang disebut EEG Data *Preprocessing* sebelum dapat dianalisa dan diinterpretasikan dalam bentuk *Brain-Computer Interface* (BCI).

EEG Data *Preprocessing* perlu dilakukan agar data dapat siap digunakan untuk tahap analisa dan interpretasi. Meskipun begitu, tahap ini merupakan tahapan yang krusial. Apabila terjadi kesalahan dalam pengolahan data, informasi yang terkandung dalam sinyal tersebut dapat hilang. Dalam tahap ini, pemrosesan yang dilakukan adalah *filtering*. Proses ini memanfaatkan *filter* digital untuk menghilangkan *noise* dan mengekstrak informasi yang terdapat di dalam sinyal. Pada awalnya data EEG hanya dapat terukur setelah melalui penguat sinyal (*amplifier*) analog karena memiliki amplitudo yang sangat rendah, yaitu antara 10-100  $\mu\text{V}$ . Kini, penguat sinyal yang digunakan adalah digital. Data yang ada diolah dalam bentuk sinyal sampel [2].

## B. Daya dan Entropi

Dalam sistem EEG, daya digunakan untuk identifikasi alzheimer [3], analisis kondisi pikiran menggunakan spektral daya [4], dan entropi digunakan untuk menunjukkan kompleksitas melalui tingkat gangguan yang terjadi. Entropi sendiri mengandung informasi dan bersifat unik bagi setiap individu sehingga entropi dapat digunakan untuk mengidentifikasi orang. Pada sistem *Brain-Computer Interface* (BCI), entropi digunakan untuk mengukur tingkat gangguan di sistem. Persamaan yang digunakan untuk menunjukkan ukuran *non-linier* yang mengukur tingkat kerumitan dalam deret waktu disebut *Shannon Entropy* [5].

$$H(X) = -c \sum_{i=0}^m p(x_i) \ln p(x_i) \quad (1)$$

Perhitungan daya akan menggunakan rumus pembagian antara jumlah dari kuadrat magnitudo sinyal dengan panjang sinyal, seperti persamaan (2) berikut.

$$\text{Daya}(P) = \frac{\sum_{i=0}^N x(i)^2}{N} \quad (2)$$

## C. Filter Digital

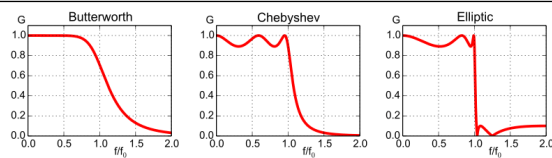
Filter digital adalah algoritma matematika yang diterapkan pada perangkat keras ataupun perangkat lunak yang beroperasi untuk mencapai tujuan penyaringan. Secara garis besar, filter digital dibagi menjadi dua, yaitu *Finite Impulse Response* (FIR) dan *Infinite Impulse Response* (IIR). Perbedaan mendasar dari kedua jenis filter ini dapat dilihat pada tabel berikut [6].

Tabel 1. Tabel perbedaan *filter* FIR dan *filter* IIR

Filter FIR	Filter IIR
Dapat memiliki <i>linear phase response</i> karena tidak ada <i>phase distortion</i> yang masuk ke dalam sinyal oleh <i>filter</i>	Memiliki <i>phase response</i> yang <i>non-linear</i>
Bila direalisasikan secara non-rekursif, hasil filter akan selalu stabil	Hasil filter tidak terjamin akan selalu stabil
Efek penggunaan sejumlah bit pada penerapan filter, seperti <i>roundoff noise</i> dan <i>coefficient quantization errors</i> , jauh lebih parah dibandingkan dengan penerapan IIR filters	Efek penggunaan sejumlah bit pada penerapan filter, seperti <i>roundoff noise</i> dan <i>coefficient quantization errors</i> , lebih baik dibandingkan dengan penerapan FIR filters
Membutuhkan koefisien yang lebih banyak untuk filter <i>cutoff</i> yang tajam	Membutuhkan koefisien yang lebih sedikit untuk filter <i>cutoff</i> yang tajam
Lebih mudah untuk mensintesis filter dengan <i>arbitrary frequency responses</i>	Lebih mudah untuk mengubah filter analog menjadi filter digital IIR

Ada beberapa metode yang digunakan dalam menghitung koefisien FIR. Salah satu metode yang paling umum dan sering digunakan adalah *window method*. Dalam metode ini, terdapat 5 fungsi *window* yang memiliki karakteristik atau fitur yang berbeda. Kelima *window function* tersebut adalah *Rectangular*, *Hanning*, *Hamming*, *Blackman*, dan *Kaiser*. Pemilihan *window function* disesuaikan dengan karakteristik filter yang akan dibuat. Namun, diantara kelima jenis fungsi tersebut, *Hamming* merupakan jenis fungsi yang lebih sering digunakan. Selain itu, dari hasil penelitian menyatakan bahwa diantara kelima jenis filter dengan teknik *windowing* yang terbaik adalah tipe *Hamming Window* untuk nilai orde yang sama [7].

Filter digital IIR dibuat melalui penurunan fungsi transfer dari filter analog klasik dengan karakteristik *Butterworth*, *Chebyshev*, atau *Elliptic*. Perbedaan dari ketiga filter analog ini ada pada *ripple* yang terbentuk dan *roll-off rate* dimana hal ini menunjukkan laju penurunan *gain*. Gambar di bawah ini menunjukkan perbedaan respon frekuensi dari masing-masing filter analog digital [8].



Gambar 1. Perbedaan respon frekuensi filter analog digital

Filter *Butterworth* memiliki respon amplitudo *passband* yang hampir datar (*maximally flat*) dan tidak memiliki riak sehingga relatif lebih baik daripada filter *Chebyshev* dan *Elliptic* yang juga termasuk desain filter yang umum digunakan [9].

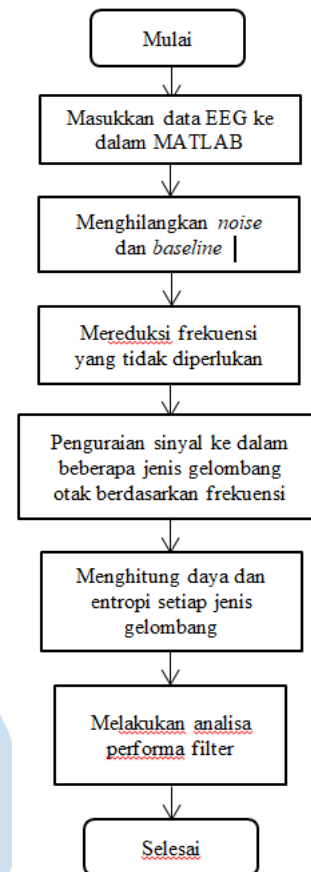
Maka dari itu, dalam penelitian ini, filter yang akan digunakan adalah jenis filter *Butterworth* dan *Hamming*. Pemilihan kedua jenis filter ini bertujuan untuk membandingkan kualitas hasil *filtering* dari filter digital IIR dan FIR. Selain itu, pemilihan orde 5 untuk filter *Butterworth* didasarkan pada penelitian yang sudah ada [10], berkaitan dengan pemrosesan sinyal EEG. Serta, pemilihan orde yang sama pada filter *Hamming Window* bertujuan mempermudah perbandingan kedua filter.

#### D. Discrete Wavelet Decomposition (DWT)

Berdasarkan hasil penelitian [11], *Discrete Wavelet Decomposition (DWT)* dengan jenis *Daubechies 4* merupakan jenis yang dapat menghilangkan *noise* dari sinyal EEG yang paling efisien. Kemudian penggunaan orde 8 dipilih karena paling tepat untuk proses penghilangan *noise* pada sinyal EEG dan juga berdasarkan frekuensi *noise* dan *baseline* yang terdapat pada sinyal EEG yang ingin dihilangkan [12]. Metode DWT juga digunakan untuk memisahkan sinyal EEG menjadi sinyal Gamma, Beta, Alfa, Theta dan Delta. Orde 6 dipilih pada langkah ini dengan menyesuaikan rentang frekuensi masing-masing jenis sinyal yang ingin dipisahkan.

### III. METODOLOGI DAN IMPLEMENTASI

Adapun langkah-langkah pra-pemrosesan sinyal EEG yang akan diimplementasikan ke dalam MATLAB adalah sebagai berikut:



Gambar 2. Diagram blok proses pra-pemrosesan sinyal EEG dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB

#### A. Menginput Data EEG ke dalam MATLAB

Pada langkah pertama, data mentah diperoleh dari tim investigator *Children's Hospital Boston (CHB)* dan *Massachusetts Institute of Technology (MIT)* yang dilampirkan pada *database website PhysioNet* [13]. Sampel sinyal yang diperoleh sebesar 256 sampel per detik yang menunjukkan bahwa data ini masih berupa domain waktu sehingga diperlukan pengkonversian data sinyal domain waktu ke domain frekuensi terlebih dahulu.

Oleh karena itu, dalam pengkonversian data sinyal domain waktu menjadi frekuensi *sampling 256 Hz*, yaitu dengan metode *Fast Fourier Transform (FFT)*, yang lebih cepat dan efisien.

#### B. Menghilangkan Noise dan Baseline

Berdasarkan hasil plot data sinyal EEG dari langkah pertama sebelumnya, terlihat bahwa gelombang EEG masih terdapat banyak kebisingan (*noise*) yang akan mengganggu pemrosesan sinyal pada tahap selanjutnya. *Noise* ini dapat disebabkan oleh aktivitas subyek individu, yakni akibat pergerakan pada mata, otot, dan jantung, yang

ditandai dengan adanya siklus naik-turun pada gelombang yang tidak konsisten pada garis *isoline* atau garis nol, yang juga disebut dengan *baseline* [14-15].

Oleh karena itu, sebagai langkah kedua, kami perlu mengimplementasikan teknik reduksi kebisingan (*denoising*), dimana proses ini berperan penting dalam mendapatkan hasil sinyal yang bersih dan lebih akurat, tanpa menghilangkan informasi penting yang diperlukan. 1-D *wavelet decomposition* adalah metode yang dipilih untuk digunakan dalam proses *denoising*, dimana nilai *level of decomposition* adalah 8, dan *wname* db4 (order 4 *Daubechies wavelet*).

#### C. Mereduksi Frekuensi yang Tidak Diperlukan

Langkah ketiga yaitu melakukan reduksi sinyal frekuensi pada gelombang sinyal EEG dengan tipe *bandpass filter*, yang hanya akan melewatkan sinyal pada frekuensi diantara nilai frekuensi *cutoff*  $w_1$  dan nilai frekuensi *cutoff*  $w_2$ . Pada penelitian ini, kami hanya ingin mengambil sinyal di antara 0.1 – 35 Hz. Sehingga, pada MATLAB kami menggunakan normalisasi nilai  $w_1 = 0.1 * 2 / fs$  dan normalisasi  $w_2 = 35 * 2 / fs$ , dengan nilai orde filter ( $n$ ) sebesar 5.

Pengimplementasian akan dilakukan dengan menggunakan dua jenis filter sebagai perbandingan, yaitu filter desain *Finite Impulse Response* (FIR) dengan metode *Hamming Window* dan filter IIR *Butterworth*.

#### D. Penguraian Sinyal ke dalam Beberapa Jenis Gelombang Otak Berdasarkan Frekuensi

Ada 5 jenis gelombang otak berdasarkan frekuensinya, yaitu Gamma (16 Hz – 100 Hz) yang terjadi pada saat seseorang sedang melakukan aktivitas mental yang sangat tinggi dengan kesadaran penuh; Beta (12 Hz – 19 Hz) terjadi pada saat seseorang sedang berada aktivitas mental yang terjaga penuh dan didominasi oleh pemikiran logika; Alpha (8 Hz – 12 Hz) yang terjadi apabila seseorang dalam kondisi relaksasi; Theta (4 Hz – 7 Hz) terjadi ketika seseorang sedang tidur ringan atau sangat mengantuk; dan Delta (0.5 Hz – 4 Hz) yang terjadi saat seseorang tertidur lelap tanpa adanya mimpi [16].

Penguraian sinyal ini penting untuk dilaksanakan karena akan diimplementasikan pada kehidupan, khususnya bidang kedokteran untuk memantau aktivitas, mengevaluasi, dan melacak adanya perubahan fungsi otak pada pasien. Oleh karena itu, pada langkah keempat, kami akan menggunakan metode *wavelet Daubechies 4 orde 6*.

#### E. Menghitung Daya dan Entropi Setiap Jenis Gelombang

Langkah kelima sekaligus langkah terakhir dalam penelitian ini, adalah melakukan analisa perhitungan

daya dan entropi terhadap tiap jenis gelombang, baik yang melalui proses filter IIR *Butterworth* maupun filter desain FIR dengan metode *Hamming window*. Hasil perhitungan ini akan dimanfaatkan oleh tenaga medis untuk mempermudah dan mendukung hasil diagnosis EEG seperti yang telah dilakukan pada langkah ke-4.

Pengimplementasian proses perhitungan daya dan entropi pada setiap jenis gelombang, akan menggunakan dua proses yang berbeda. Untuk melakukan perhitungan entropi pada MATLAB, digunakan metode *wentropy* (*entropy wavelet packet*) dengan tipe entropi *Shannon*.

#### F. Melakukan Analisa Performa Filter

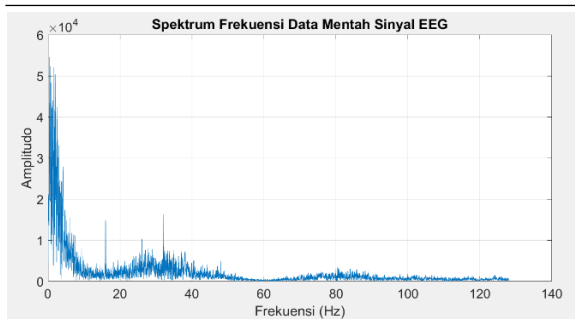
Sebagai langkah tambahan sebagai pembandingan untuk mengetahui sifat sinyal hasil pemfilteran masing-masing jenis filter, dilakukan perhitungan mengenai perbedaan fasa dan rasio amplitudo antara sinyal masukan filter dengan keluarannya, pengujian kestabilan dengan analisa diagram *pole-zero*, perhitungan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), dan lama waktu pemfilteran yang dilihat melalui *running time* pada MATLAB.

Perhitungan perbedaan fasa sinyal dilakukan dengan fungsi *max* yang diberi input berupa sinyal Transformasi *Fourier* dan mengembalikan nilai frekuensi maksimum sinyal dan indeksinya. Nilai tersebut kemudian digunakan untuk menghitung besar fasa sinyal dengan fungsi *angle*. Perbedaan fasa didapatkan dari pengurangan nilai fasa sinyal masukan dan sinyal keluaran filter. Sedangkan, rasio amplitudo didapat dengan membagi amplitudo maksimum sinyal keluaran terhadap amplitudo maksimum sinyal masukkan filter.

Pengujian kestabilan filter akan digunakan diagram *pole-zero* sistem waktu diskrit untuk fungsi transfer filter *bandpass* dimana nilai  $b$  merupakan koefisien *numerator* dan  $a$  merupakan koefisien *denominator*. Sementara itu, perhitungan SNR akan dilakukan dengan menggunakan metode pengembalian SNR dalam bentuk desibel sinyal yang didapatkan dengan menghitung perbandingan total kuadrat *magnitude* sinyal  $x$  terhadap *noise*  $y$ .

## IV. HASIL DAN ANALISIS

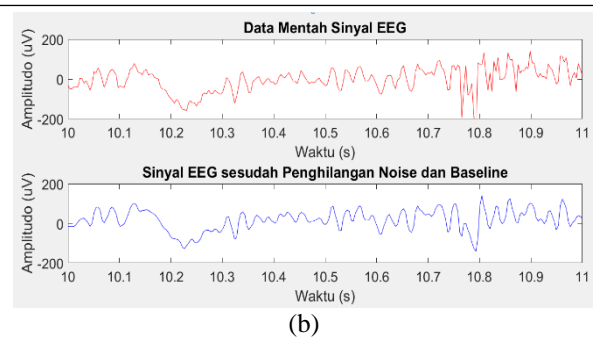
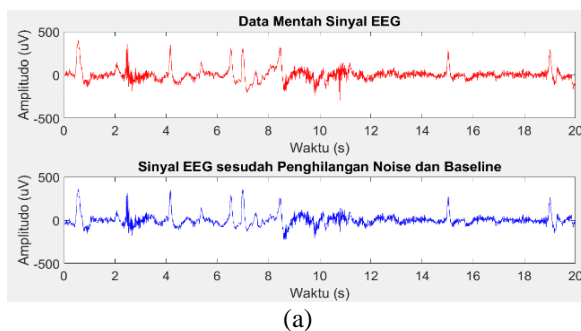
Data mentah yang didapatkan dari himpunan data *Children's Hospital Boston* (CHB) dan *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) merupakan data pengukuran sinyal EEG pada subjek selama 1 jam [12]. Pada penelitian ini data sinyal yang digunakan dibatasi mulai dari detik ke-0 sampai detik ke-20. Sinyal tersebut kemudian ditransformasikan dengan *Fast Fourier Transform* (FFT) untuk menampilkan spektrum frekuensi sinyal seperti pada Gambar 3.



Gambar 3. Spektrum frekuensi sinyal mentah

Dari spektrum frekuensi sinyal di atas diketahui bahwa frekuensi yang terdapat pada data memiliki rentang 0 Hz hingga 128 Hz, sedangkan sinyal utama yang berisi informasi yang dibutuhkan memiliki frekuensi sebesar 0,1 Hz – 35 Hz. Hal ini mengindikasikan keberadaan *noise* pada sinyal.

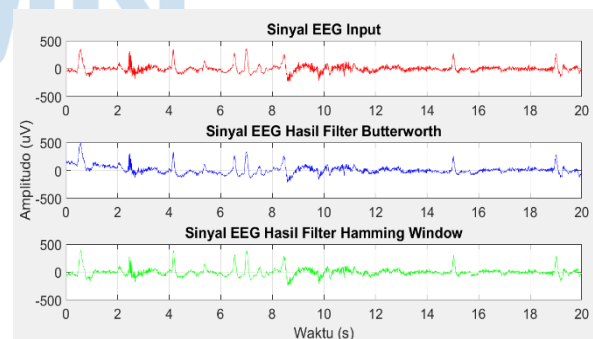
Secara umum, aktivitas biologis seperti detak jantung, pergerakan kelopak mata, dan otot lainnya akan menghasilkan *noise* pada data sinyal EEG berupa efek *baseline* dan sinyal berfrekuensi tinggi. Kedua jenis *noise* tersebut perlu dihilangkan agar tidak mengganggu proses analisis sinyal EEG. Untuk menghilangkan efek *baseline* sinyal, dimanfaatkan *Discrete Wavelet Transform (DWT) Daubechies 4* dengan orde 8. Hasil penghilangan *noise* dan *baseline* sinyal dan segment hasil proses untuk membantu memperlihatkan sinyal sebelum dan sesudah proses dapat dilihat pada Gambar 4.



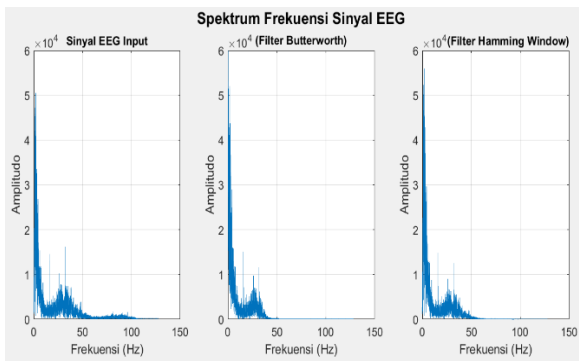
(b)

Gambar 4. (a) Hasil proses penghilangan *noise* dan efek *baseline* dengan *segment* hasil proses selama 1 detik; (b) Hasil proses penghilangan *noise* dan efek *baseline* yang di perbesar (untuk melihat perbedaan lebih detail)

Selanjutnya, untuk *noise* yang memiliki frekuensi tinggi akan dihilangkan dengan bantuan filter digital. Pada tahap ini, diimplementasikan dua jenis filter; yakni filter *Infinite Impulse Response (IIR)* jenis *Butterworth* dengan orde 5 dan filter *Finite Impulse Response (FIR)* jenis *Hamming window* dengan orde yang sama. Orde filter dipilih berdasarkan referensi penelitian lain yang juga memproses sinyal EEG. Selain itu, dalam pengimplementasian filter *Butterworth*, untuk mengkompensasi karakteristik filter yang cenderung menyebabkan perubahan fasa pada sinyal *output*, maka digunakan fungsi *filtfilt* yang dapat membantu meminimalisir distorsi fasa sinyal akibat filter IIR. Perbandingan sinyal *input* dan hasil pemfilteran kedua jenis filter ditunjukkan pada Gambar 5 dan spektrum fekuensinya pada Gambar 6.



Gambar 5. Hasil pemfilteran sinyal EEG dengan filter *Butterworth* IIR dan filter *Hamming Window* FIR



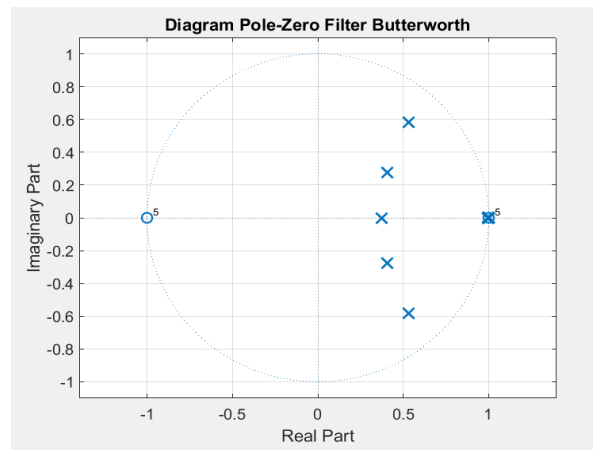
Gambar 6. Spektrum frekuensi sinyal hasil pemfilteran sinyal EEG dengan filter *Butterworth* IIR dan filter *Hamming Window* FIR

Apabila dilihat dari grafik, di awal data terdapat perbedaan amplitudo antara sinyal keluaran filter *Butterworth* dan filter *Hamming window*. Selain itu, dilihat dari spektrum frekuensinya, filter *Butterworth* memiliki transisi yang lebih tajam dibanding filter *Hamming window* pada orde yang sama. Pada filter *Butterworth* dengan frekuensi *cut-off* yang ditentukan sebesar 35 Hz, transisi terjadi hingga frekuensi 44 Hz, sedangkan pada filter *Hamming Window* transisi terjadi hingga frekuensi 62 Hz. Dari hasil perhitungan, kedua filter diketahui menimbulkan distorsi fasa terhadap sinyal, namun perbedaan fasa yang disebabkan oleh filter *Hamming Window* jauh lebih kecil dibandingkan dengan filter *Butterworth*. Perbedaan fasa pada sinyal EEG dapat menyebabkan gangguan *timing* informasi antara berbagai frekuensi pada sebuah sinyal atau pada dua sinyal berbeda. Distorsi dari *timing* informasi dapat menyebabkan misinterpretasi hasil dan kekeliruan konklusi analisis sinyal [17].

Tabel 2. Perbedaan fasa dan rasio amplitudo filter

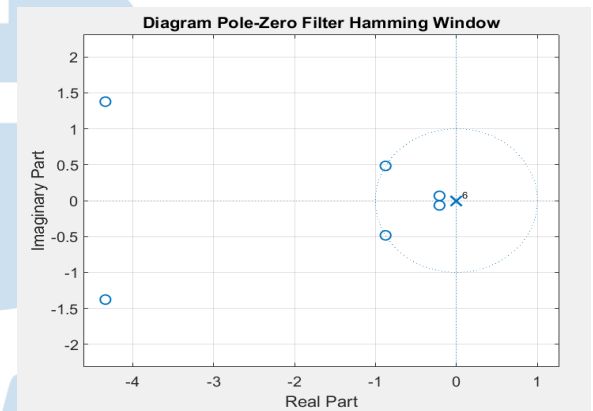
Jenis Filter	Beda Fasa (Radian)	Rasio Amplitudo
<i>Butterworth</i> IIR	0.211	0.553
<i>Hamming Window</i> FIR	0.090	0.921

Analisa performa filter yang kedua, dilakukan dengan menguji kestabilan dari kedua filter dengan analisa *poles* dan *zeros*. Ketidakstabilan filter dapat menyebabkan *output* yang dihasilkan filter tidak sesuai dengan fungsi input dan mengindikasikan kecenderungan osilasi output filter. Filter dikatakan stabil apabila jarak *poles* filter dari *origin* bernilai kurang dari satu, ditandai dengan lingkaran satuan. Pada diagram *pole-zero* filter *Butterworth* (Gambar 7), terdapat *pole* yang berada pada lingkaran satuan yang artinya ke *origin* adalah 1 sehingga desain filter *Butterworth* pada penelitian ini dinyatakan tidak stabil.



Gambar 7. Diagram *pole-zero* filter *Butterworth*

Sedangkan pada analisa diagram *pole-zero* filter *Hamming Window* (Gambar 8), letak *pole* filter berada pada titik *origin* sehingga dapat dikatakan desain filter pada penelitian ini bersifat stabil.



Gambar 8. Diagram *pole-zero* filter *Hamming Window*

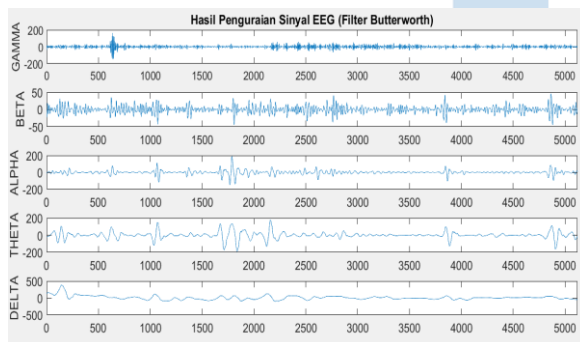
Analisa ketiga dengan menggunakan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR) merupakan perbandingan antara level sinyal yang dibutuhkan dengan level *noise* yang terdapat pada sinyal. Nilai karakteristik SNR dari sinyal yang akan digunakan untuk menghitung daya dan entropi dari hasil pemfilteran dengan filter *Butterworth* dan *Hamming Window* ditunjukkan pada Tabel 3. Diantara kedua filter, filter yang memiliki nilai SNR yang lebih besar adalah filter *Hamming Window* sehingga dapat dikatakan menurut parameter SNR, filter yang lebih baik kinerjanya adalah filter *Hamming Window*.

Tabel 3. Nilai *Signal-to-Noise ratio* filter

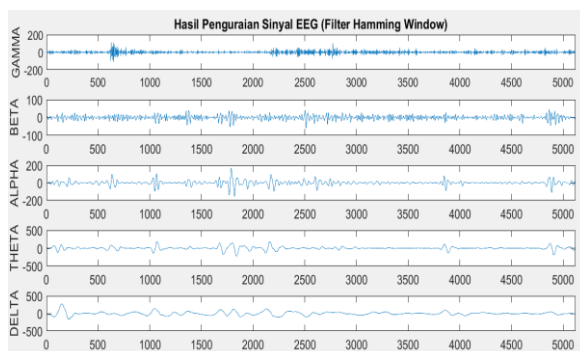
SNR Filter <i>Butterworth</i>	SNR Filter <i>Hamming Window</i>
5,3836 dB	5,6029 dB

Dari segi waktu yang diperlukan untuk pemfilteran sinyal yang dihitung dengan fungsi *running time* MATLAB. Data *running time* dihitung dengan menjalankan program di tiga *hardware* berbeda dan dirata-ratakan untuk melihat kecenderungan hasil *running time*. Filter *Butterworth* memerlukan waktu eksekusi selama 0,002266 detik, lebih singkat dari waktu yang diperlukan untuk eksekusi program dengan filter *Hamming Window* yakni selama 0,006062 detik.

Setelah pemfilteran sinyal, proses selanjutnya adalah penguraian sinyal EEG menjadi lima jenis gelombang: Gamma, Beta, Alpha, Theta, dan Delta. Penguraian sinyal dilakukan dengan DWT *Daubechies* 4 orde 6, menyesuaikan dengan klasifikasi gelombang otak dan batas frekuensinya. Hasil penguraian terdapat pada Gambar 9 dan Gambar 10. Terdapat perbedaan amplitudo pada hasil penguraian sinyal yang diproses dengan filter yang berbeda. Pada kasus ini, gelombang Gamma, Beta, dan Theta dari sinyal yang difilter dengan filter *Butterworth* memiliki amplitudo yang relatif lebih tinggi dibandingkan dengan gelombang Gamma dari sinyal yang difilter dengan *Hamming Window*.



Gambar 9. Hasil penguraian sinyal yang sudah difilter dengan filter *Butterworth*



Gambar 10. Hasil penguraian sinyal yang sudah difilter dengan filter *Hamming Window*

Akibat dari perbedaan amplitudo hasil penguraian sinyal otak berefek pada hasil perhitungan daya dan entropi sinyal. Nilai daya dan entropi sinyal EEG ditunjukkan pada Tabel 3 dan Tabel 4.

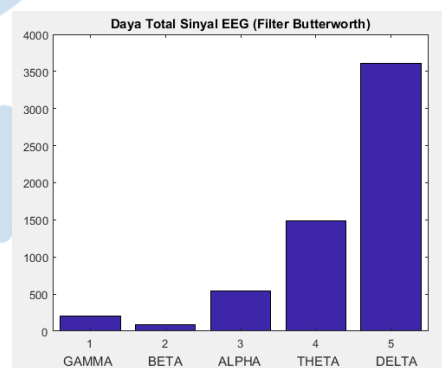
Tabel 4. Hasil perhitungan daya sinyal EEG

Klasifikasi Gelombang	Daya (mW)	
	<i>Butterworth IIR</i>	<i>Hamming Window FIR</i>
Gamma	0,208	0,1778
Beta	0,087	0,103
Alpha	0,541	0,573
Theta	1,49	1,754
Delta	3,607	2,26

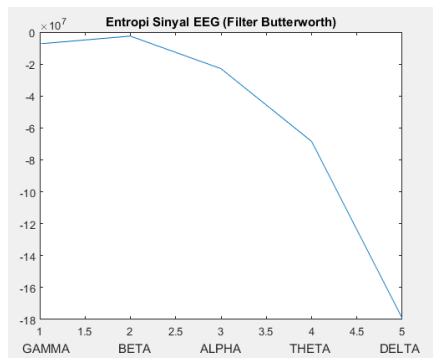
Tabel 5. Hasil perhitungan entropi sinyal EEG

Klasifikasi Gelombang	Entropi	
	<i>Butterworth IIR</i>	<i>Hamming Window FIR</i>
Gamma	$-7,331 \times 10^6$	$-5,931 \times 10^6$
Beta	$-2,490 \times 10^6$	$-3,027 \times 10^6$
Alpha	$-22,89 \times 10^6$	$-24,037 \times 10^6$
Theta	$-68,459 \times 10^6$	$-82,217 \times 10^6$
Delta	$-179,256 \times 10^6$	$-104,044 \times 10^6$

Hasil rangkuman perhitungan nilai daya dan entropi sinyal dapat dilihat pada Gambar 11 dan Gambar 12.

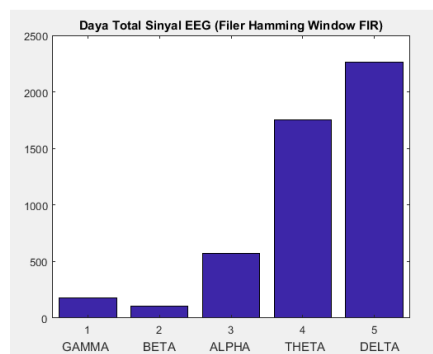


(a)

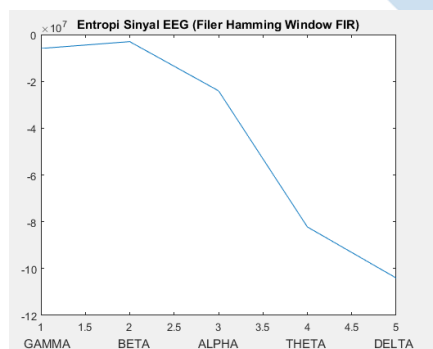


(b)

Gambar 11. Nilai daya (a) dan entropi (b) sinyal EEG yang difilter dengan filter *Butterworth*



(a)



(b)

Gambar 12. Nilai daya (a) dan entropi (b) sinyal EEG yang difilter dengan filter *Hamming Window*

Nilai daya dan entropi sinyal EEG ini merupakan acuan yang dimanfaatkan untuk mendiagnosa penyakit tertentu, seperti epileksi. Dari hasil simulasi, dilihat bahwa nilai daya total dan entropi memiliki perbedaan akibat pemilihan filter. Hal dapat menunjukkan bahwa ketidaktepatan dalam pemilihan filter dapat berpengaruh besar terhadap proses diagnosa melalui sinyal EEG.

## V. SIMPULAN

Berdasarkan hasil implementasi *Hamming Window* FIR dan filter *Butterworth* IIR ke dalam rangkaian pra-pemrosesan sinyal EEG, dapat disimpulkan bahwa, filter *Butterworth* IIR dan filter *Hamming Window* menunjukkan performa pemfilteran sinyal pada orde yang sama memiliki hasil yang berbeda tergantung parameternya. Filter *Butterworth* memiliki transisi yang lebih tajam dan waktu pemrosesan yang lebih cepat dibandingkan dengan filter FIR *Hamming Window*, akan tetapi distorsi fasanya lebih besar dan filter cenderung tidak stabil. Pada filter *Hamming Window* FIR memiliki nilai SNR yang lebih baik, dan filternya bersifat stabil. Sehingga disimpulkan bahwa berdasarkan parameter pertimbangan distorsi fasa, kestabilan, SNR, dan waktu pemrosesan, untuk menghasilkan sinyal EEG untuk diagnosa yang akurat dan dengan *output* filter yang stabil, maka lebih dianjurkan pemilihan filter *Hamming Window* FIR.

Namun dikarenakan dalam ilmu kedokteran hasil EEG yang ingin ditinjau berupa hasil daya dan entropi, sementara hasil penggunaan kedua jenis filter yang telah dilakukan dalam pra-pemrosesan sinyal EEG pada kasus ini memiliki perbedaan hasil yg cukup signifikan. Sehingga pada penelitian kedepannya, direkomendasikan untuk melakukan pengkajian lebih lanjut mengenai daya dan entropi pada otak.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] A. Khatter, R. Mahajan, and D. Bansal, "Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing," VOLUME-8 ISSUE-10, AUGUST 2019, REGULAR ISSUE International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering, vol. 8, no. 10, pp. 3568–3578, Oct. 2019.
- [2] M. Clerc, L. Bougrain and F. Lotte, Brain-Computer Interfaces 1 : Foundations and Methods, Great Britain: ISTE Ltd, 2016.
- [3] R. Wang, J. Wang, H. Li, and Y. Chen, "Power spectral density and high order bispectral analysis of Alzheimers EEG," The 27th Chinese Control and Decision Conference (2015 CCDC), 2015.
- [4] J. Culpepper, "Discriminating mental states using EEG represented by power spectral density," 1999.
- [5] Barkatullah and A. Khurshid, "Entropy and power analysis of brain signal data by EEG signal processing," International Journal of Engineering Development and Research, Faridabad, 2016.
- [6] E. C. Ifeachor and B. W. Jervis, Digital Signal Processing : A Practical Approach, 2nd ed., England: Pearson Education Limited, 2002.
- [7] T. Pangaribuan, "Desain filter digital dengan teknik windowing pada simulasi berbasis MATLAB," Jurnal Fakultas Teknik, 2015.
- [8] Laghari, W.M., Baloch, M.U., Mengal, M.A. and Shah, S.J. 2014. Performance Analysis of Analog Butterworth Low Pass Filter as Compared to Chebyshev Type-I Filter, Chebyshev Type-II Filter and Elliptical Filter. Circuits and Systems, Vol. 5, 209-216.
- [9] Farzana Yesmin, "Difference between Butterworth, Chebyshev, and Elliptic Filter", ResearchGate, 2014.



- [10] D. Harris "Engineering Psychology and Cognitive Ergonomics: Performance, Emotion and Situation Awareness," Faculty of Engineering and Computing, 2017.
- [11] Md. Mamun, M. Al-kadi, and M. Marufizzaman, "Effectiveness of wavelet denoising on electroencephalogram signals," ScienceDirect, 2013.
- [12] R. R. Ranganatan V. "Evaluation Effect of Unsupervised Dimensionality Reduction Techniques on Automated Arrhythmia Classification," Biomed Signal Process Control, 2017.
- [13] CHB-MIT Scalp EEG Database, PhysioNet, 2010.
- [14] Janner. Simarmata, Mardi Turnip, Arjon Turnip, "Denoising Artefak pada Sinyal Elektroensefalogram (EEG) Menggunakan FIR Filter dengan Metode Transformasi Wavelet", in SNITI 2014, ResearchGate.
- [15] Iman Fahrudi, "Mengurangi Pengaruh Noise *Baseline Wander* pada Sinyal Elektrokardiogram (ECG)", Teknik Elektro, Politeknik Negeri Batam.
- [16] Y. Akbar, "Pola gelombang otak abnormal pada elektroencefalograph", ResearchGate, 2014.
- [17] D. Yael, J. J. Vecht, and I. Bar-Gad, "Filter-Based Phase Shifts Distort Neuronal Timing Information," *neuro*, vol. 5, no. 2, 2018.

