

PEMROSESAN AWAL SINYAL AUDITORY EVOKED RESPONSES (AER)

Sukma Firdaus

Jurusan Mesin Otomotif, Politeknik Negeri Tanah Laut
Email: sukmafirdaus.politala@yahoo.com

Intisari— Auditory evoked responses (AER) adalah representasi dari proses neurofisiologi di dalam otak akibat stimulus suara pada sistem pendengaran. AER muncul ketika stimulus yang diberikan pada sistem pendengaran direspon oleh otak. AER akan muncul dengan waktu yang cepat setelah diberikannya stimulus. Sinyal AER mampu merepresentasikan proses neurofisiologi yang terjadi di dalam otak, khususnya sistem saraf pendengaran. Informasi dari AER berada didalam sinyal EEG, maka filter digital yang harus didesain adalah filter bandpass. Untuk cutoff frekuensi dari filter adalah sesuai dengan rentang dari frekuensi EEG, yaitu 0.3 Hz samapi 30 Hz. Jenis filter menggunakan bandpass butterworth orde 4. Untuk dapat menganalisa kedalam domain frekuensi, sinyal terlebih dahulu harus ditransformasi menggunakan Fourier. Transformasi Fourier (TF) direpresentasikan kedalam persamaan matematis seperti pada persamaan 1. TF berjalan sesuai dengan translasi suatu fungsi dalam domain waktu kedalam fungsi dari domain frekuensi. proses filtering berjalan dengan baik yang ditandai dengan teredamnya komponen frekuensi 50 Hz dan penurunan nilai MPF setelah proses filtering serta ditambah dengan pengujian statistik yang menyatakan terdapat perbedaan antara sebelum difilter dengan setelah difilter.

Kata kunci— Auditory Evoked Responses, Filtering, Transformasi Fourier

PENDAHULUAN

Auditory evoked responses (AER) adalah representasi dari proses neurofisiologi di dalam otak akibat stimulus suara pada sistem pendengaran. AER muncul ketika stimulus yang diberikan pada sistem pendengaran direspon oleh otak. AER akan muncul dengan waktu yang cepat setelah diberikannya stimulus. Sinyal AER mampu merepresentasikan proses neurofisiologi yang terjadi di dalam otak, khususnya sistem saraf pendengaran[1]. Hal ini dikarenakan, ketika koklea menyampaikan sinyal elektrik melalui saraf pendengaran, dan diterima oleh otak, maka otak akan dengan cepat menterjemahkan arti dari sinyal elektrik tersebut [2].

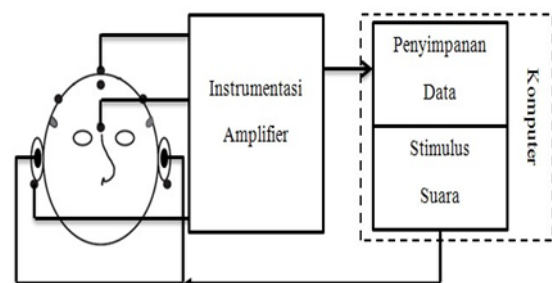
Setelah otak menterjemahkannya, maka otak akan memberikan perintah untuk merespon stimulus atau tidak, sehingga jika tidak direspon maka sinyal AER tidak akan muncul, sebaliknya jika otak memberikan respon terhadap stimulus baik itu berupa rasa atau pemahaman maka akan menimbulkan AER. Amplitudo sinyal AER berkisar 10 mikro volt, nilai tersebut lebih rendah dari sinyal EEG. Salah satu cara untuk mengekstrak AER dalam rekaman EEG adalah dengan menggunakan grand average[1].

Dengan mengenal karakter dari sinyal AER yang memiliki amplitudo sangat kecil, maka diperlukan sebuah instrumentasi yang mampu merekam sinyal dengan baik. Untuk dapat mendukung hal tersebut, maka bioamplifier yang digunakan dalam instrumentasi harus memiliki karakter sebagai berikut:

1. Memiliki impedansi masukan yang tinggi.
2. Common Mode Rejection Ratio (CMRR) yang tinggi

3. Penguatan yang besar
4. Noise dan arus bocor yang kecil
5. Memiliki polarisasi elektroda
6. Bandwidht penguatan yang lebar
7. Waktu kembali ke tegangan baseline yang cepat[3].

Selain sistem instrumentasinya, diperlukan juga suatu filter digital. Hal ini dikarenakan noise yang muncul ketika pengukuran. Salah satu noise yang muncul adalah noise jala-jala sebesar 50 Hz. Sehingga filter harus dirancang untuk dapat mengambil informasi penting dari sinyal tanpa mengikutsertakan komponen noise. Sedangkan alat untuk memberikan stimulus kepada subyek memanfaatkan suara yang dibuat dengan program komputer. Adapun skema pengambilan data terdapat pada Gambar 1.



Gambar 1. Diagram perekaman sinyal AER

METODE

A. Instrumentasi Perekaman Sinyal AER

Perekaman pada sinyal AER dalam penelitian ini menggunakan 1 channel. Instrumentasi perekaman, menggunakan instrumentasi dari BioPac seri MP 30. Penguatan pada instrumentasi yang digunakan adalah 50.000 kali, sedangkan frekuensi sampling sebesar 200 Hz.

B. Stimulus Suara

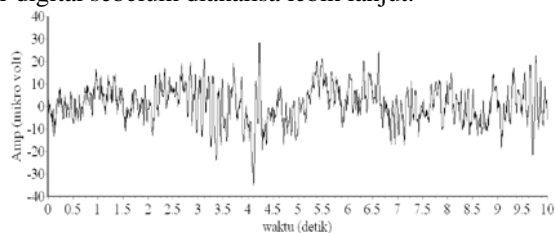
Stimulus menggunakan adalah nada murni, dengan frekuensi 1 KHz. Stimulus didengarkan ke subyek menggunakan headphone. Dalam penelitian ini, stimulus diberikan ke telinga kanan dan kiri secara bersamaan. Volume suara yang digunakan sebesar 50 % dari volume suara yang dihasilkan oleh komputer.

C. Teknik Perekaman

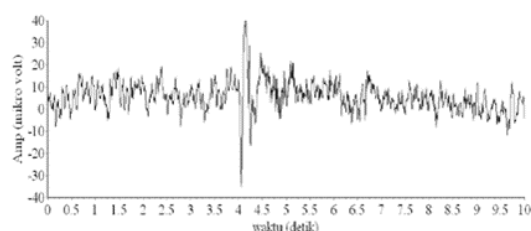
Perekaman dilakukan kepada 2 orang subyek laki-laki, dengan usia masing-masing adalah 28 dan 37 tahun dan tidak memiliki riwayat kelainan dalam sistem pendengaran. Perekaman dilakukan selama 10 detik. Stimulus diberikan pada detik ke-4, selama 1 detik. Perekaman dilakukan dengan kondisi mata terbuka dan mata tertutup, dengan jumlah perekaman untuk masing-masing kondisi adalah sebanyak 10 kali. Pada kondisi mata terbuka, subyek diminta untuk berkonsentrasi dengan membaca buku.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil perekaman yang dilakukan pada kondisi mata terbuka dan mata tertutup, ditunjukkan dalam Gambar 2. Dari hasil perekaman ini, terlihat sekali bahwa sinyal masih mengandung noise yang besar. Sehingga sinyal raw ini, harus diproses terlebih dahulu menggunakan filter digital sebelum dianalisa lebih lanjut.



(a)

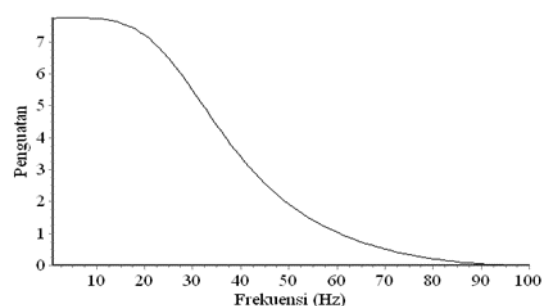


(b)

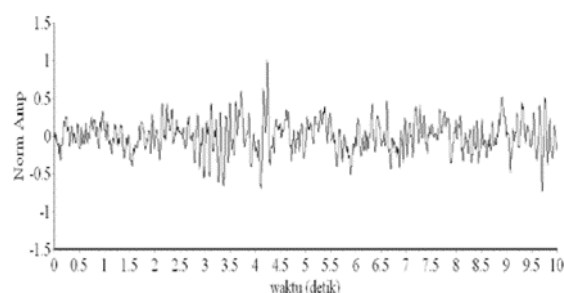
Gambar 2. (a). Kondisi mata terbuka. (b). Kondisi mata tertutup.

A. Proses Filtering

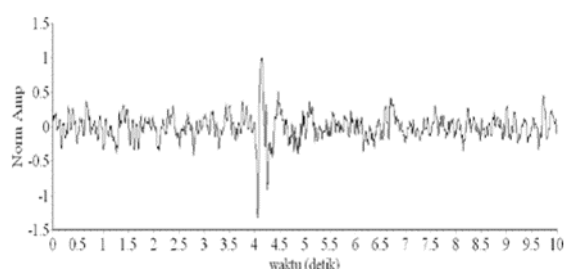
Informasi dari AER berada didalam sinyal EEG, maka filter digital yang harus didesain adalah filter bandpass. Untuk cutoff frekuensi dari filter adalah sesuai dengan rentang dari frekuensi EEG, yaitu 0.3 Hz samapi 30 Hz[4],[5] dan [6]. Jenis filter menggunakan bandpass butterworth orde 4. Respon frekuensi dari filter ini, ditunjukkan pada Gambar 3. Hasil dari proses filtering, sebagai contoh ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 3. Respon frekuensi filter digital



(a)



(b)

Gambar 4. (a). Hasil filter pada kondisi mata terbuka. (b). Hasil filter kondisi mata tertutup

B. Analisa Domain Frekuensi

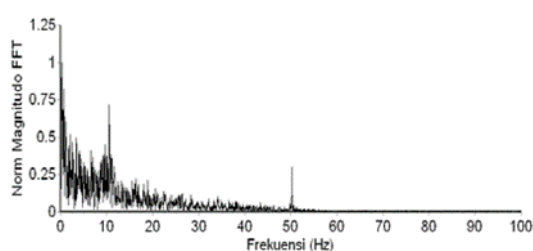
Untuk dapat menganalisa kedalam domain frekuensi, sinyal terlebih dahulu harus ditransformasi menggunakan Fourier. Transformasi Fourier (TF) direpresentasikan kedalam persamaan matematis seperti pada persamaan 1. TF berjalan sesuai dengan translasi suatu fungsi dalam domain waktu kedalam fungsi dari domain frekuensi. Hasil perhitungan dari transformasi fourier dapat dijadikan bahan dalam menganalisa sinyal, karena nilai-nilai dari koefisien fourier merupakan hasil dari frekuensi-frekuensi sinus dan cosinus yang digunakan dalam TF. Untuk data diskrit, TF disebut sebagai Discrete Fourier Transform (DFT). DFT direpresentasikan kedalam matematis, seperti pada persamaan 2. Pada proses perhitungan menggunakan DFT akan memakan proses komputasi yang sangat banyak jika jumlah data besar. Sehingga untuk membantu proses perhitungan, digunakan algoritma cepat dalam menghitung TF, yaitu dengan algoritma Fast Fourier Transform (FFT) [7].

Hasil dari perhitungan FFT terdapat pada Gambar 5. Parameter yang dapat dibentuk pada domain frekuensi adalah Mean Power Frekuensi (MPF). MPF merupakan hasil dari penjumlahan bobot magnitudo disetiap frekuensi yang dibagi dengan jumlah magnitudo. MPF dirumuskan seperti pada persamaan 3.

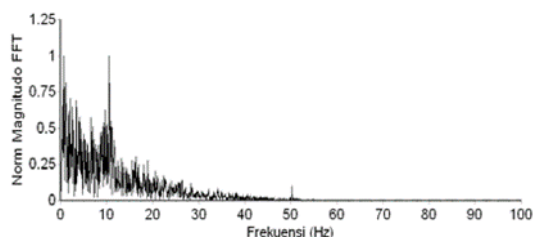
$$F\{x(t)\} = X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad 1$$

$$\text{DFT}\{x(n)\} = X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \quad 2$$

$$\text{MPF} = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{1}{2} f(i) \times \text{mag}(i)}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{2} \text{mag}(i)} \quad 3$$



Gambar 5. Hasil perhitungan FFT dari sinyal sebelum difilter



Gambar 6. Hasil perhitungan FFT dari sinyal hasil filter

Pada Gambar 5, terlihat domain frekuensi dari sinyal asli yang belum difilter, dimana komponen frekuensi 50 Hz, memiliki nilai magnitudo yang besar. Akan tetapi jika dibandingkan dengan Gambar 6, yang menunjukkan domain frekuensi pada sinyal setelah difilter, sangat berbeda khususnya pada komponen frekuensi 50 Hz. Pada Gambar 6 komponen 50 Hz, mengalami peredaman, sehingga hal ini dapat menunjukkan bahwa proses filtering berjalan dengan baik, yaitu mampu meredam komponen frekuensi 50 Hz. Hasil perhitungan parameter MPF dari domain frekuensi terdapat pada tabel 1 dan 2.

Tabel 1 Nilai MPF subyek 1

No	Subyek 1			
	Mata Terbuka		Mata Tertutup	
	Sebelum difilter	Setelah difilter	Sebelum difilter	Setelah difilter
1	11.96	8.33	14.53	11.94
2	15.36	12.97	14.16	11.89
3	13.92	10.83	14.36	12.29
4	13.60	10.27	9.30	9.46
5	15.08	11.84	13.44	11.98
6	12.16	9.31	12.80	10.91
7	15.40	13.63	13.41	11.13
8	16.63	14.22	16.31	11.40
9	14.84	11.81	14.79	12.17
10	15.81	12.50	14.92	11.19
Rata-rata	14.48	11.57	13.80	11.44
Standar Deviasi	1.540	1.888	1.857	0.841

Tabel 2 Nilai MPF subyek 2

No	Subyek 2			
	Mata Terbuka		Mata Tertutup	
	Sebelum difilter	Setelah difilter	Sebelum difilter	Setelah difilter
1	12.39	9.53	15.65	13.92
2	15.88	12.37	15.94	13.44
3	18.72	13.47	14.42	12.35
4	15.35	11.39	15.18	12.88
5	18.78	13.93	14.45	12.28
6	16.95	12.75	14.35	12.64

7	14.91	10.82	15.48	12.13
8	17.69	13.40	14.24	11.64
9	18.03	14.48	17.18	12.47
10	16.04	11.71	17.29	13.20
Rata-rata	16.47	12.38	15.42	12.69
Standar Deviasi	1.984	1.533	1.127	0.677

Nilai MPF ketika sebelum difilter memiliki nilai yang lebih besar ketimbang setelah difilter. Hal ini disebabkan oleh adanya pengaruh yang ditimbulkan oleh proses filter, dimana filter meredam nilai-nilai frekuensi yang tidak berada didalam bandwidht filter. Pada mata terbuka pada subyek 1, nilai rata-rata MPF ketika sebelum difilter untuk mata terbuka adalah 14.48 ± 1.540 Hz, dan setelah filter adalah 11.57 ± 1.888 Hz. Sedangkan pada mata tertutup untuk sebelum difilter adalah 13.80 ± 1.857 Hz dan setelah difilter adalah 11.44 ± 0.841 Hz. Pada subyek 2, untuk mata terbuka sebelum difilter adalah 16.47 ± 1.984 Hz dan setelah difilter adalah 12.38 Hz. Sedangkan pada mata tertutup sebelum difilter adalah 15.42 ± 1.127 Hz dan setelah difilter adalah 12.69 ± 0.677 Hz.

Dari seluruh kondisi nilai MPF untuk subyek 1 dan 2, nilai MPF yang lebih rendah adalah setelah melalui proses filtering. Dan setelah diujikan menggunakan uji t berpasangan, antara sebelum difilter dan setelah difilter ternyata memiliki perbedaan, dimana p-value kurang dari 0.000, untuk seluruh subyek disemua kondisi. Pada saat sinyal dirubah kedalam bentuk domain frekuensi subyek 1 atau 2 pada kondisi mata tertutup dan mata terbuka, nilai MPF dari domain frekuensi berada dalam rentang 11.44 ± 0.841 Hz sampai 12.69 ± 0.677 Hz.

KESIMPULAN

Sinyal AER dapat direkam dengan baik ketika diberikannya stimulus, dan proses filtering berjalan dengan baik yang ditandai dengan teredamnya komponen frekuensi 50 Hz dan penurunan nilai MPF setelah proses filtering serta ditambah dengan pengujian statistik yang menyatakan terdapat perbedaan antara

sebelum difilter dengan setelah difilter. Dalam penelitian ini, juga disimpulkan analisa dalam domain frekuensi masih belum dapat mengeksplorasi secara penuh AER. Hal ini disebabkan pada analisa domain frekuensi ini, hanya dapat menjelaskan komponen frekuensi saja. Sehingga penelitian ini dilanjutkan ketahap selanjutnya dengan menggunakan analisa nonstasioner dengan menggunakan analisa time-frequency.

DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Zhang, Rui. McAllister, Garry. Scotney, Bryan. McClean, Sally. Houston, Glen. "Combining Wavelet Analysis and Bayesian Networks for the Classification of Auditory Brainstem Response," IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine., vol. 10, no. 3, July 2006, pp. 458-467.
- [2]. Blum. Andrew. S, Rutkove. Seward. B, "The Clinical Neurophysiology Primer," Humana Press, New Jersey, 2007.
- [3]. Webster. John. G, "Medical Instrumentation Application and Design," John Wiley and Sons Inc, Hoboken, 2010.
- [4]. Rangkine, Luke. Stevenson, Nathan. Mesbah, Mostafa. Boashash, Boualem, "A Nonstationary Model of Newborn EEG," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 54, no. 1, January 2007, pp. 19-28.
- [5]. I, Farah. Corona-Strauss. Bernarding, Corinna. Latzel, Matthias. Strauss, Daniel J, "Syllable Evoked Auditory Late Responses : Effects of Noise Onsets and Noise Type," IEEE EMBS Confrence on Neural Engineering., April 27 – May 1, 2011, pp. 140-143.
- [6]. Kern, Kevin. Royter, Vladislav. I, Farah. Corona-Strauss. Mariam, Mai. Strauss, Daniel J, "Habituation Analysis of Chirp vs. Tone Evoked Auditory Late Responses," 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS., August 31-September 4, 2010, pp. 6825-6828.
- [7]. Tong, Shanbao. Thakor, Nitish V, "Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Application," Artech House, Boston, 2009.