

Analisa Spektrum *Motor Imagery* pada Sinyal Aktivitas Otak

Johan Chandra, Achmad Arifin, dan M. Hilman Fatoni

Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111

E-mail: arifin@ee.its.ac.id

Abstrak—Otak merupakan organ vital pada tubuh manusia yang berperan sebagai pusat kendali sistem saraf manusia. Sinyal yang dikeluarkan otak (EEG) mengandung berbagai informasi yang dapat dimanfaatkan pada teknologi BCI. Salah satu informasi yang dapat digunakan adalah informasi motorik baik mengenai *motor execution* maupun *motor imagery*. Pada penderita *stroke* yang biasanya mengalami kelumpuhan pada anggota gerak tubuhnya, informasi mengenai *motor imagery* dapat dimanfaatkan untuk aplikasi *Brain Computer Interface* terutama dalam rehabilitasi kelumpuhan anggota gerak pasien tersebut. Pada penelitian ini dirancang sebuah alat sistem EEG untuk merekam sinyal EEG pada otak untuk menganalisa spektrum *motor imagery* pada sinyal aktivitas otak. Sistem terdiri dari rangkaian filter pasif, rangkaian proteksi, penguat instrumentasi, *common mode rejection*, *amplifier*, dan *filter*. Pengujian dilakukan dengan membandingkan sinyal EEG pada *tasking motor imagery* dan *motor execution*. Selanjutnya, informasi motorik baik *motor execution* dan *motor imagery* dapat diaplikasikan lebih lanjut pada sistem BCI terutama pada rehabilitasi medik.

Kata Kunci—EEG, *Motor Imagery*, *Motor Execution*, Upper Limb Segment

I. PENDAHULUAN

Stroke merupakan salah satu penyakit berbahaya yang menyebabkan fungsi otak terganggu akibat terhambatnya suplai darah ke otak. Pasca terjadinya *stroke*, seseorang biasanya mengalami kelumpuhan pada anggota tubuhnya, terutama anggota gerak tubuh seperti tangan dan kaki. Meski demikian, sinyal kelistrikan atau aktivitas di otak secara motorik masih berfungsi dengan baik terutama saat membayangkan gerakan atau saat akan menggerakkan anggota gerak tubuhnya^[2]. Informasi berupa sinyal kelistrikan pada otak/ *Electroencephalogram* ini dapat dimanfaatkan untuk aplikasi *Brain Computer Interface* terutama dalam rehabilitasi kelumpuhan anggota gerak pasien tersebut.

Langkah yang dapat dilakukan untuk mengembalikan fungsi motorik anggota gerak pada pasien *stroke* dapat dilakukan dengan penggunaan *Functional Electrical Stimulation*. *Control command* untuk mengontrol FES bisa didapatkan menggunakan teknologi BCI dengan memanfaatkan informasi motorik pada sinyal EEG dari pasien^[3]. Saat pasien menghendaki gerakan pada anggota gerak tertentu, maka sinyal EEG dapat diidentifikasi pada

bagian *Motor Area* yang aktif seperti, *Primary Motor Cortex*, *Supplementary Motor Area*, dan *Premotor Cortex*^[4].

Dengan menganalisa sinyal EEG pada *Motor Area*, akan didapatkan informasi mengenai *Motor Imagery*. Dari proses ini, sinyal EEG diproses dan diekstrak untuk mendapatkan parameter-parameter yang dapat digunakan untuk mengidentifikasi gerakan yang dibayangkan subjek. Informasi tersebut dapat digunakan pada aplikasi BCI lebih lanjut.

II. METODE PENELITIAN

A. DIAGRAM BLOK SISTEM

Secara umum, sistem terdiri dari perangkat keras dan perangkat lunak. Perangkat keras berupa sistem instrumentasi EEG dan mikrokontroler STM32F407VG. Sedangkan perangkat lunak terdiri dari program berupa filter digital, analisa sinyal dalam domain frekuensi (DFT-FFT), analisa sinyal dalam domain waktu-frekuensi (STFT-CWT), *power spectrum*, *energy*, RMS untuk mengidentifikasi *motor imagery*.

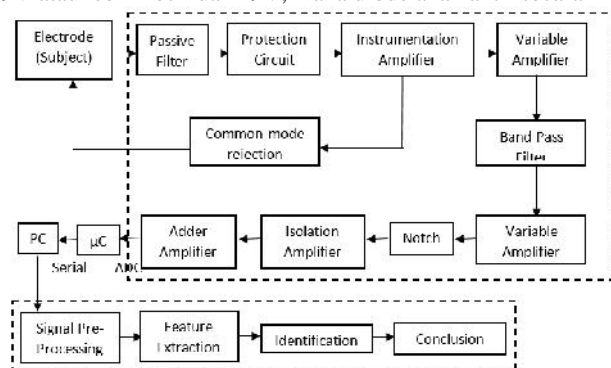
B. PERANCANGAN PERANGKAT ELEKTRONIK

• *Passive Filter*

Filter pasif merupakan rangkaian paling awal pada rangkaian instrumentasi EEG. Filter pasif ini berupa *low pass filter* orde 1 dengan frekuensi cut-off 160 Hz. Filter pasif ini berfungsi meredam sinyal dengan frekuensi tinggi diatas 160 Hz, karena setiap rangkaian penguat operasional memiliki parameter *Gain Bandwidth*.

• *Protection Circuit*

Rangkaian proteksi ini berfungsi untuk membatasi sinyal input yang dapat masuk ke rangkaian instrumentasi sebesar 9V dan -9V. Ketika tegangan input lebih besar dari 9V atau lebih kecil dari -9V, maka diode akan aktif secara



Gambar 1 Diagram Blok Sistem Secara Keseluruhan

otomatis sehingga tegangan input pada kaki (+) dan (-) instrumentasi adalah $\pm 9V$.

- **Instrumentation Amplifier**

Secara keseluruhan, rangkaian *instrumentation amplifier* ini terdiri dari 2 blok utama.

Blok pertama adalah IC INA128 yang berfungsi sebagai penguat instrumen. CMRR pada IC ini mencapai 100 dB saat penguatan $G=10.68$. IC penguat instrumen ini dipilih karena memiliki spesifikasi yang sangat baik dan karakteristik yang tepat untuk sinyal EEG dibanding IC penguat instrumen lainnya.

Penguatan pada penguat instrumentasi ini dirancang tidak terlalu besar yaitu sekitar 10.68 kali. Penguatan tidak dapat diatur terlalu besar akibat komponen DC^[9].

Blok kedua adalah rangkaian yang dikenal sebagai *common mode rejection* untuk mengurangi *noise* dengan memberikan *feedback* ke tubuh subjek. Rangkaian ini memberikan tegangan ke permukaan kulit untuk meminimalisir interferensi *common mode* pada tubuh dan menguatkan sinyal.

- **Main Amplifier**

Sinyal EEG memiliki amplitudo yang sangat kecil. Setelah melalui rangkaian penguat instrumentasi dengan penguat sekitar 10 kali, sinyal keluarannya masih terlalu kecil, memiliki banyak *noise*, dan belum mencukupi untuk analisa dan pengambilan data. Sehingga sinyal EEG perlu dikuatkan dengan penguatan *multi-stage*.

Penguatan pada *main amplifier* adalah sebesar 53.7 kali. Selain berfungsi sebagai penguat, pada blok rangkaian ini terdapat kapasitor dan resistor berfungsi sebagai *low pass filter* orde satu untuk meredam sinyal diatas 100Hz.

- **Band Pass Filter**

- **Low Pass Filter**

Rangkaian LPF yang dirancang adalah filter *Butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini berfungsi mereduksi sinyal dari interferensi gelombang RF dan menghindari *anti-aliasing* saat proses sampling sinyal. *Low Pass Filter* dirancang dengan frekuensi *cutoff* sebesar 68 Hz.

- **High Pass Filter**

Rangkaian HPF yang dirancang adalah filter *Butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini berfungsi mereduksi sinyal dari interferensi sinyal listrik otot dan sinyal DC *drift* berfrekuensi rendah. *High Pass Filter* dirancang dengan frekuensi *cutoff* sebesar 0.23 Hz.

- **Variable Amplifier**

Blok rangkaian *variable amplifier* berfungsi sebagai penguat tahap akhir pada rangkaian agar sinyal EEG memiliki amplitudo yang cukup untuk proses *sampling* dengan ADC. Hal ini perlu dilakukan karena subjek yang berbeda memiliki range sinyal EEG yang berbeda pula. Sinyal EEG pada blok ini dikuatkan dengan penguatan berbeda menggunakan resistor *multiturn*. Pada blok *variable amplifier*, penguatan ditetapkan sebesar 40 kali untuk menguatkan sinyal EEG yang telah dikuatkan 10.68 kali pada tahap pertama dan 53.7 kali pada tahap kedua.

- **Notch Filter**

Rangkaian *Notch Filter* berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi jala-jala berfrekuensi 50Hz. Rangkaian *notch filter* dirancang dengan konfigurasi Twin-T dengan frekuensi resonansi 50 Hz.

- **Isolation Amplifier**

Rangkaian *isolation amplifier* merupakan rangkaian isolasi antara EEG dengan PC agar subjek aman dari kemungkinan adanya arus balik. Desain rangkaian *isolation amplifier* yang digunakan adalah optical insulation. Rangkaian ini memanfaatkan 2 buah *optocoupler* untuk mentransmisikan sinyal antara kedua rangkaian secara terpisah.

- **Non-Inverting Adder Amplifier**

Rangkaian *Adder Amplifier* berfungsi menambah *level* tegangan sinyal EEG agar mencukupi untuk proses sampling dengan ADC. Range dari ADC internal mikrokontroler STM32F407VG adalah 0-3.3V. Sehingga diperlukan adanya rangkaian *adder amplifier* untuk menambahkan sinyal *offset* sebesar 2 Volt agar sinyal EEG dapat terekam dari puncak atar hingga puncak bawah.

C. PERANCANGAN PERANGKAT LUNAK

- **Continuous Wavelet Transform**

CWT adalah metode untuk dekomposisi sinyal dalam domain waktu dan frekuensi. Sinyal input $x(t)$ dikonvolusi dengan fungsi *window*. Pada penelitian ini digunakan CWT dengan fungsi *window mother wavelet*. Persamaan CWT didapatkan dengan

$$CWT_x(t, s) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \mathbb{E}^* \left(\frac{t - \dagger}{s} \right) dt$$

dimana \dagger adalah *time shift* yang menunjukkan translasi dari *mother wavelet* dan s adalah skala. Fungsi *window mother wavelet* disimbolkan sebagai \mathbb{E}^* dengan jenis *complex morlet*. *Morlet* merupakan fungsi dari *Gaussian* yang termodulasi oleh eksponensial kompleks. Fungsi *morlet mother wavelet* didapatkan dengan

$$\mathbb{E}^*(t) = f^{-1/4} \cdot e^{-j\mathfrak{S}_0 t} \cdot e^{-t^2/2}$$

dimana nilai \mathfrak{S}_0 sama dengan $2ff_0$ dan f_0 sebesar 0,849 Parameter skala dapat ditransformasikan menjadi parameter frekuensi dengan persamaan

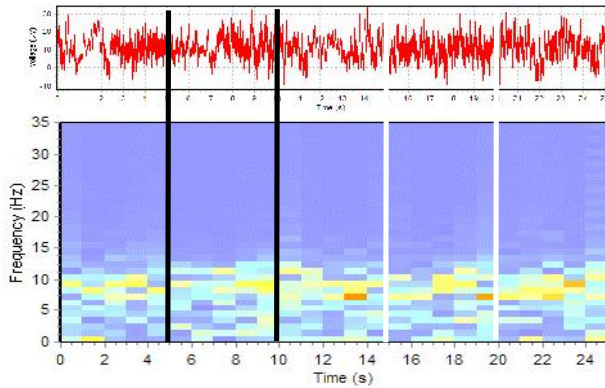
$$f = \frac{f_c}{s}$$

dimana f_c adalah frekuensi pusat setiap skala s yang nilainya sama dengan f_0 . Pada penelitian ini, nilai skala yang digunakan adalah 10^{-3} dengan langkah sebesar 10^{-3}

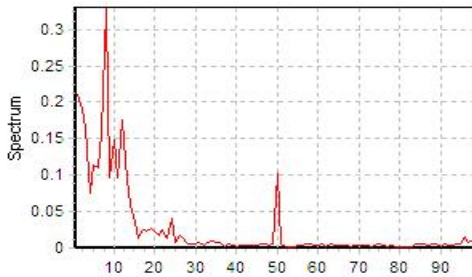
III. HASIL PENGUKURAN DAN ANALISA

A. Pengujian Alat Keseluruhan

Pengujian sistem EEG secara keseluruhan dilakukan dengan mengukur sinyal EEG pada scalp kepala menggunakan sistem yang dirancang. Pengujian dilakukan dengan membandingkan hasil pengukuran pada titik C3 dan C4 pada scalp kepala dengan tasking motor imagery. Ilustrasi tasking motor imagery dapat dilihat pada gambar 13. 1 Sesi perekaman berdurasi 25 detik.



Gambar 2 Hasil perekaman pada titik C3 subjek 1 pada domain waktu-frekuensi dengan sistem yang dirancang

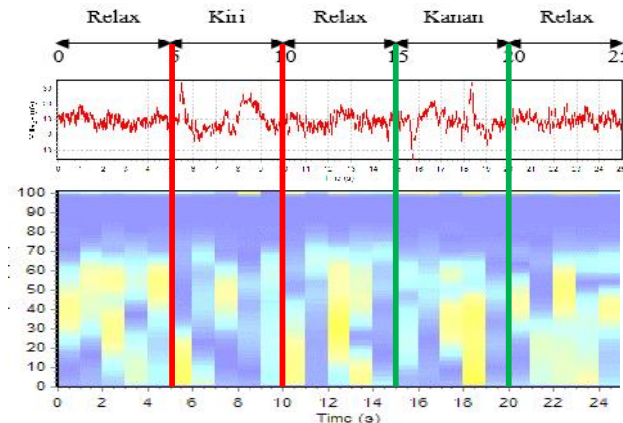


Gambar 3 Hasil DFT sinyal terekam dengan sistem yang dirancang

Dari hasil pengukuran, didapatkan bahwa sinyal EEG yang terekam memiliki karakteristik yang sama yaitu *random* dan *chaos* serta berfrekuensi rendah. Dari hasil pengujian didapatkan bahwa rangkaian yang dirancang mampu menangkap sinyal EEG dengan baik ditandai dengan aktivitas motorik yang ditunjukkan perubahan spectrum frekuensi pada rentang alfa (7-13 Hz) pada *plotting* dalam domain waktu-frekuensi. Selain itu, *noise* dan frekuensi jala-jala dapat diminimalisir dengan baik.

B. Perbandingan Motor Imagery dengan Motor Execution

Pengujian sistem EEG yang dirancang dilakukan untuk membandingkan aktivitas motorik saat terjadinya *motor execution* dengan *motor imagery*. Selama proses perekaman, tasking yang diberikan memiliki durasi yang sama yaitu 25 detik tiap sesi.



Gambar 4 Hasil pengukuran sinyal EEG dalam domain waktu dan waktu-frekuensi menggunakan CWT saat tasking *motor execution*

Tabel 1 Amplitudo sinyal rata-rata EEG pada 4 subjek saat *motor execution* di titik C3

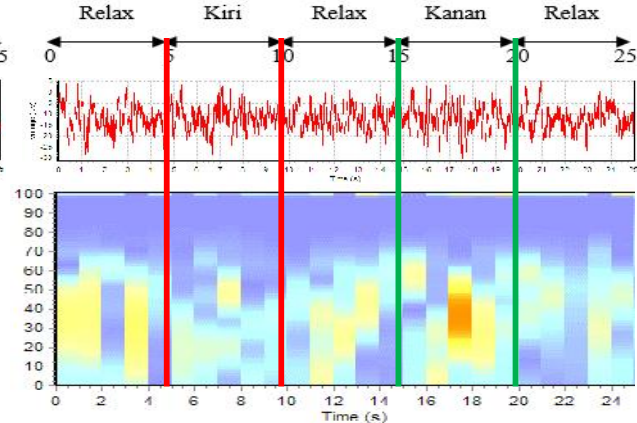
Subjek	C3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-6.0155	19.36798	-12.3885	23.00386	-11.0369	26.92358
2	-54.201	43.39526	-36.8462	52.25306	-38.7858	46.73166
3	7.8001	46.62162	7.80018	50.36654	6.72538	51.1642
4	-6.9076	27.95082	-15.9334	34.39992	-10.2079	32.64914

Dari hasil pengukuran sinyal saat *motor execution*, terlihat pada sinyal raw EEG bahwa terjadi perubahan sinyal saat subjek menggerakkan tangan baik tangan kiri maupun tangan kanan. Hal ini dapat diamati dengan menganalisa amplitudo minimal dan maksimal sinyal seperti pada tabel 1 dan 2. Pada saat terjadi gerakan, amplitudo minimum dan maksimum mengalami perubahan signifikan dibandingkan saat kondisi relax. Selain itu, pada *plotting* sinyal dalam domain waktu-frekuensi, didapatkan bahwa saat terjadi tasking, terjadi penurunan dan peningkatan *power spectrum* (ERD/ERS) pada rentang frekuensi alfa seperti pada gambar 18.

Hasil pengujian pada *tasking motor imagery* menunjukkan perbedaan dengan *tasking motor execution*. Pada *tasking motor imagery*, tidak terdapat perubahan signifikan pada amplitudo maksimum dan minimum dari raw signal. Amplitudo sinyal cenderung konstan baik saat kondisi *relax* maupun terdapat bayangan gerakan tangan seperti data pada tabel 3 dan 4.

Tabel 2 Amplitudo sinyal rata-rata EEG pada 4 subjek saat *motor execution* di titik C4

Subjek	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-8.8201	12.2787	-10.5435	16.2795	-13.5779	19.8208
2	-43.847	42.3865	-32.4399	50.5303	-41.1511	44.2068
3	9.6118	47.2435	6.2657	48.676	2.8722	52.8744
4	-13.99	37.141	-14.7437	37.74602	-12.0668	37.9217



Gambar 5 Hasil pengukuran sinyal EEG dalam domain waktu dan waktu-frekuensi menggunakan CWT saat tasking *motor imagery*

Tabel 3 Perbandingan MPF pada 4 Subjek saat *Motor Execution*

Subjek	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	10.21156	8.4681	8.63287	10.40595	8.72908	9.222418
2	10.3905	9.625	9.483756	10.8207	9.464238	8.91684
3	11.83598	11.0571	11.97562	11.73652	11.14063	11.13442
4	9.475	8.2160	7.75888	11.43036	11.36092	10.05508
Mean	10.47826	9.3415	9.462782	11.09838	10.17372	9.83219

Tabel 4 Amplitudo sinyal rata-rata EEG pada 4 subjek saat *motor imagery*

Subjek	C3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-22.0121	38.1353	-26.9928	37.29056	-30.189	37.1146
2	-38.0896	39.0476	-17.713	38.0542	-37.778	42.1834
3	-11.188	36.7726	-17.407	35.8059	-13.729	35.0962
4	-5.1099	28.3833	-6.0493	28.6672	-8.3471	26.2545

Tabel 5 Amplitudo sinyal rata-rata EEG pada 4 subjek saat *motor imagery*

Subjek	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-18.5924	32.4785	-22.4174	28.6198	-21.2348	26.045
2	-34.1429	30.9987	-15.4634	30.2215	-23.4988	28.5658
3	-3.9415	27.7077	-10.0997	29.2827	-10.8906	32.3382
4	-22.7013	48.6509	-22.7757	43.704	-20.7415	45.1164

Tabel 6 Perbandingan MPF pada 4 Subjek saat *Motor Imagery*

Subjek	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	8.2292	8.33359	8.2621	8.0575	8.72306	8.6629
2	8.86818	9.82048	8.7913	8.51017	9.32964	8.90684
3	8.361224	8.51762	8.247	9.4367	8.80332	9.37388
4	8.9414	9.1145	9.1859	11.0561	11.8845	11.107
Mean	8.6001	8.94654	8.6215	9.2651	9.68513	9.512678

Hanya saja, pada plotting sinyal dalam domain waktu-frekuensi menggunakan CWT, didapatkan bahwa terjadi perubahan *power spectrum* pada rentang frekuensi alfa (7-13 Hz) saat subjek diberi tasking untuk membayangkan gerakan tangannya terutama pada saat instruksi tangan kanan seperti terlihat pada gambar 19.

IV. KESIMPULAN

Dari perancangan, realisasi, dan pengujian pada tugas akhir ini didapatkan beberapa kesimpulan untuk perangkat keras dan lunak. Dari sisi perangkat keras, penguatan yang digunakan untuk menguatkan sinyal EEG adalah sebesar 23842 kali yang terbagi ke dalam tiga *stage* penguatan untuk menghindari penguatan yang terlalu besar pada tiap *stagenya*. Frekuensi *cut-off* pada *low pass filter* sebesar 68 Hz, frekuensi *cut-off high pass filter* sebesar 0.56 Hz,

frekuensi resonansi *notch filter* sebesar 50 Hz, tegangan *offset* pada *non-inverting adder amplifier* sebesar 1 Volt, dan frekuensi *sampling* sebesar 200 Hz. Rangkaian instrumentasi yang dirancang dapat merekam sinyal EEG dengan baik dan mampu menangani interferensi sinyal *noise* serta jala-jala listrik.

Pada tasking motor execution, terdapat perubahan signifikan pada nilai amplitudo sinyal EEG di titik C3 dan C4. Perubahan yang dihasilkan memiliki karakteristik yang sama di kedua titik dan memiliki konsistensi setiap adanya *event* menggerakkan tangan. Selain itu, saat sinyal diamati dalam domain waktu-frekuensi, didapatkan bahwa terjadi peningkatan maupun penurunan *power spectrum* pada rentang frekuensi 7-13 Hz (ERD/ ERS). Pada *tasking motor imagery* perubahan pada sinyal EEG saat subjek membayangkan gerakan tangan cenderung tidak terlihat pada plotting sinyal dalam domain waktu. Namun, pada analisa dalam domain waktu-frekuensi, terlihat aktivitas dominan pada rentang 7-13 Hz seperti pada *tasking motor execution* ditandai dengan peningkatan dan penurunan *power spectrum*. Hanya saja pola yang ditunjukkan berbeda pada dua kondisi tersebut. Pola tersebut dapat dimanfaatkan lebih lanjut pada aplikasi BCI.

DAFTAR PUSTAKA

- Martini, Dr. Frederic, "Fundamental Of Anatomy and Physiology Fifth Edition", 2001.
- Lotze, Martin. Halsband, Ulrike, "Motor Imagery". Journal of Physiology, Paris, vol. 99. Pp.386-395, 2006.
- Pfurtscheller, G. Silva, F.H. Lopes da, "Event-related EEG/MEG synchronization dan desynchronization: basic principles". Clinical Neurophysiology 110. Pp 1842-1857, 1999.
- Cortical Functions Reference, Trans Cranial Technologies ldt, Hong Kong, 2012.
- J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T.M. Vaughan, Brain-computer interfaces for communication and control. Clin Neurophysiol, 113, 6, 767-791, 2002.
- J. Malmivuo, R. Plonsey, "Bioelectromagnetism, Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields", Oxford University Press, 1995.
- <URL: <http://eegatlas-online.com/index.php/en/montages>>
- <URL: <http://openeeg.sourceforge.net>>
- Z. Lei, et al, "Low-Cost Circuit Design of EEG Signal Acquisition for the Brain-Computer Interface System", 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 2013.
- INA128 datasheet, Texas Instruments Incorporated: Instrumentation Amplifiers.
- D. E. Johnson, J.L. Hilburn, "Rapid Practical Designs of Active Filters", Wiley-Interscience Publication, 1975.
- Pujiono, "Rangkaian Elektronika Analog", Graha Ilmu, Yogyakarta, 2006.
- Setiawan, Rachmad, "Teknik Akuisisi Data", Graha Ilmu, Yogyakarta, 2008.
- Reference manual STM32F4, STMicroelectronics, 2012.
- W. Kester, "Mixed Signal and DSP Design Techniques, Section 6: Digital Filter", Analog Devices, Inc, USA, 2000.
- Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Digital Sinyal ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal Berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Surabaya, 2015.
- Fathoni, M. Hilman., "Identifikasi Motor Imagery Pada Sinyal EEG Ketika Memerintahkan Upper Limb Segment", ITS, Surabaya, 2012.
- Arifin, A., "Handout TE091545 Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika", Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.