

# Instrumentasi dan Pendektsian Sinyal EMG Dinamik selama *Elbow Joint* Bergerak

P. Susetyo Wardana\*, Achmad Arifin

Bidang Keahlian Teknik Elektronika, Program Pascasarjana Teknik Elektro

Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

\*Email : paulus10@mhs.ee.its.ac.id

**Abstrak** — Sinyal *Electromyograph* adalah salah satu sinyal penting yang menunjukkan aktifitas otot manusia, sedangkan untuk merekam data sinyal *EMG* yang mempunyai karakteristik amplitudo cukup kecil (0 – 10 mV) dan frekuensi pada range 20 – 500 Hz diperlukan rangkaian pendukung seperti penguat *differential*, *filter low pass*, *high pass* dan *notch filter*. Sinyal *EMG* yang dihasilkan oleh sebuah *instrumentasi EMG* memerlukan beberapa analisa yang membuktikan bahwa yang diperoleh adalah sinyal *EMG* bukan noise. Untuk menganalisa sinyal *EMG* dalam kawasan frekuensi digunakan (*Discrete Fourier Transform*) *DFT* dan (*Mean Power Frequency*) *MPF*. Dari penelitian ini diperoleh nilai *MPF* pada otot *Triceps brachii* untuk gerakan *Elbow Flexion* sebesar 75,156 Hz sedangkan gerakan *Elbow Extension* sebesar 65,069 Hz, gerakan *Elbow Supination* sebesar 27,627 Hz, gerakan *Elbow Pronation* sebesar 47,659 Hz. Dari keempat data *MPF* diatas membuktikan bahwa *Instrumentasi EMG* telah berfungsi merekam data sinyal *EMG* yang berada pada frekuensi 20 – 500 Hz.

**Kata Kunci :** Sinyal *Electromyograph*, *Elbow Joint*, Penguat *Instrumentasi*, Rangkaian *Filter*, *Discrete Fourier Transform* (*DFT*), *Mean Power Frequency* (*MPF*)

## I. PENDAHULUAN

Pengembangan teknologi Elektronika Biomedik semakin pesat dan salah satunya pada bidang rehabilitasi medik, sehingga penulis dalam penelitian ini mengangkat masalah sinyal *Electromyograph* khususnya *Elbow Joint* yang sangat berperan sebagai pendukung gerakan lengan manusia.

Sinyal *EMG* yang dideteksi menggunakan surface electrode dan ditampilkan pada osiloskop merupakan jumlahan dari beberapa *fiber muscle*.[1]

Sinyal *EMG* mempunyai range frekuensi pada energi dominan antara 20 – 500Hz, dengan amplitudo antara 0 – 10 mV. [2].

Banyak metode penelitian berbasis *EMG* telah dilakukan para peneliti untuk semakin meningkatkan tingkat akurasi gerakan lengan maupun tingkat akurasi dari pengenalan pola sinyal *EMG*. Beberapa peneliti seperti Huang dan Chen [3] membangun sebuah sistem “*myoelectric discrimination*” untuk sebuah lengan buatan banyak sudut (*multi-degree prosthetic hand*). Mereka menggunakan *Back Propagation Neural Network* (*BPNN*) untuk memisahkan beberapa set ciri

(*feature set*). Dari sistem pemisah ini tingkat sukses rata – rata mencapai 85% untuk *off-line test* dan 71 % untuk *on-line test*.

Karlik [3] mengklasifikasikan sinyal *EMG* untuk kontrol perangkat *prosthetic multifunction* menggunakan 3 layer *Back Propagation Neural Network* (*BPNN*). Input *BPNN* adalah hasil dari segmentasi sinyal *EMG* menggunakan *Auto Regressive (AR)* yaitu a1,a2,a3,a4,dan sinyal *power*. Penelitian ini mempunyai tingkat akurasi rata-rata 97,6% untuk kategori 6 gerakan (*R* : Resting, *EF*: Elbow Flexion, *EE*: Elbow Extension, *WS*: Wrist Supination, *WP*: Wrist Pronation dan *G*: Grasp) dengan 5000 iterasi.

Dalam paper ini penulis mencoba menyampaikan hasil dan analisa dari beberapa pekerjaan pendahuluan pendektsian sinyal *EMG*, yaitu bagian instrumentasi elektronik yang digunakan. Bagian ini memerlukan informasi penting seperti pengambilan data pada otot tertentu yang dominan bekerja pada *Elbow Joint*, dan pengetahuan rangkaian elektronik untuk mendisain rangkaian instrumentasi *EMG*.

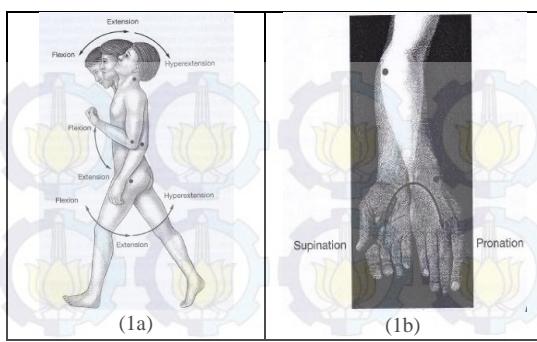
## II. GERAKAN *ELBOW JOINT*

Beberapa gerakan *elbow joint* seperti ditunjukkan pada gambar 1a dan 1b. Keempat gerakan *Elbow Joint* tersebut mempunyai beberapa istilah yaitu *flexion* (bergerak meninggalkan posisi *resting*), *extension* (bergerak menuju posisi *resting*), *Pronation* (bergerak menuju posisi punggung telapak tangan menghadap ke depan), *Supination* (bergerak menuju posisi telapak tangan menghadap ke depan).

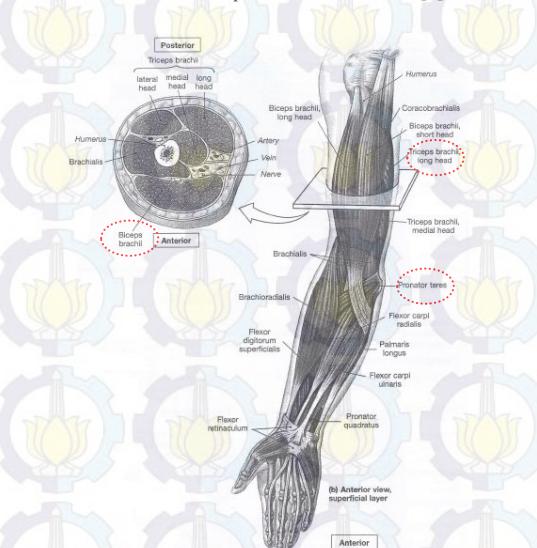
Dari referensi yang digunakan menjelaskan bahwa sinyal otot yang berperan untuk 4 pola gerakan *Elbow Joint* ada 9 otot [4] seperti ditunjukkan pada tabel 1.

Tabel 1. Otot yang menggerakkan *Elbow Joint* [4]

Muscle	Action
<i>Biceps Brachi</i>	<i>Flexion at Elbow</i>
<i>rachialis</i>	<i>Flexion at Elbow</i>
<i>Brachioradialis</i>	<i>Flexion at Elbow</i>
<i>Anconeus</i>	<i>Extension at Elbow</i>
<i>Triceps brachi (TB)Lateral head</i>	<i>Extension at Elbow</i>
<i>TB. Long Head</i>	<i>Extension at Elbow</i>
<i>TB. Medial Head</i>	<i>Extension at Elbow</i>
<i>Pronator Quadratus</i>	<i>Pronation</i>
<i>Pronator Teres</i>	<i>Pronation</i>
<i>Supinator</i>	<i>Supination</i>



Gambar 1a. Flexion dan Extension Elbow Joint,  
1b. Pronation dan Supination Elbow Joint [4]



Gambar 2. Otot yang menggerakkan Lengan.[4]

Otot yang menggerakkan *Elbow Joint* dapat ditunjukkan seperti pada gambar 2.

Dari 9 otot yang ada dipilih 3 otot yang dapat mewakili gerakan *Elbow Joint*, yaitu *triceps brachii*, *biceps brachii*, dan *pronator teres*.

### III. ANALISA DOMAIN FREKUENSI

Untuk mengetahui komponen frekuensi yang ada pada sinyal rekaman suara, maka digunakan metoda fourier transform (FT) diantaranya adalah *Discrete Fourier Transform* (DFT), dan *Mean Power Frequency* (MPF)

#### 1. Discrete Fourier Transform (DFT)

Secara matematis DFT dapat dihitung menggunakan persamaan (1) sebagai berikut :

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (1)$$

dimana  $X(f)$  adalah *magnitude* dari sinyal  $x(t)$  dan  $f$  adalah frekuensi. Persamaan diatas dapat ditulis ulang menjadi persamaan sebagai berikut :

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-\frac{j2\pi kn}{N}}, \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (2)$$

dimana  $X[k]$  adalah *magnitude* pada frekuensi ke- $k$ ,  $k$  adalah indeks frekuensi,  $x[n]$  adalah sinyal pada sample ke- $n$  dan  $N$  adalah jumlah sample sinyal.

#### 2. Mean Power Frequency (MPF)

MPF merupakan hasil dari penjumlahan bobot *magnitude* disetiap frekuensi yang dibagi dengan jumlah *magnitude*. MPF dirumuskan seperti pada persamaan berikut :

$$\mathbf{F}\{x(t)\} = X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (3)$$

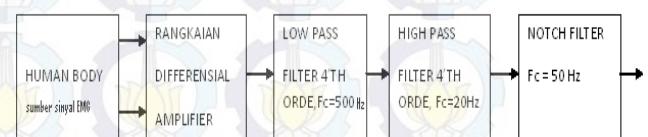
$$\mathbf{DFT}\{x(n)\} = X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (4)$$

$$\mathbf{MPF} = \frac{\sum_{i=1}^{\frac{N}{2}} f(i) \times \text{mag}(i)}{\sum_{i=1}^{\frac{N}{2}} \text{mag}(i)} \quad (5)$$

### IV. PENDETEKSI SINYAL EMG

Dari karakteristik sinyal EMG yang mempunyai *amplitude* cukup kecil (0-10 mV) dengan frekuensi 20 – 500 Hz, maka dibuat sebuah rangkaian instrumentasi EMG yang terdiri dari *Penguat Differensial*, *Low Pass Filter* 500 Hz dan *High Pass Filter* 20 Hz.

Diagram Blok keseluruhan seperti ditunjukkan pada gambar 3.



Gambar 3. Blok Diagram Rangkaian Instrumentasi

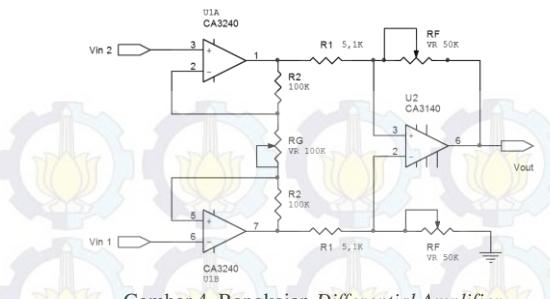
Rangkaian Instrumentasi yang digunakan dapat dijelaskan sebagai berikut :

#### 1. Rangkaian Differensial Amplifier

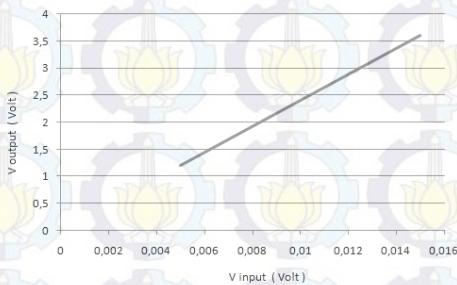
Persamaan *Differential Amplifier* [7] adalah

$$Vo = \left(\frac{Rf}{R1}\right) \cdot \left(1 + \frac{2 \cdot R2}{RG}\right) \cdot (Vin2 - Vin1) \quad (6)$$

Perencanaan penguat : 1,2 Volt output pada Input 5 mV, sehingga Penguatan sebesar 240 x Desain penguat : nilai  $Rf$  dan  $R1 = 5,1\text{K}\Omega$  Maka dengan  $A_v = 240$ , nilai  $Rg = 836,82 \Omega$

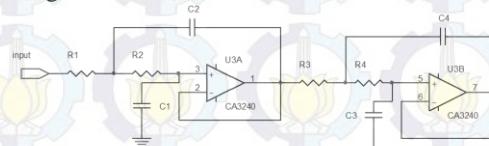


Gambar 4. Rangkaian Differential Amplifier



Gambar 5. Hasil Uji Rangkaian Differential Amplifier

## 2. Rangkaian Low Pass Filter orde 4



Gambar 6. Rangkaian Low Pass Filter orde 4

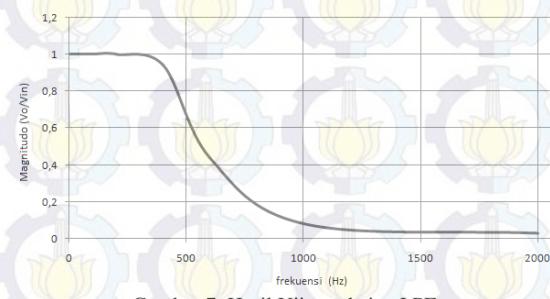
Perencanaan LPF : frek. Cutoff 400 Hz, orde 4 Butterworth filter, model Sallen Key untuk desain LPF orde 2 pertama digunakan C1 sebesar 47 nF

maka nilai C2 dihitung dengan persamaan :

$$C2 \geq C1 \frac{4b_1}{a_1^2} \quad (7)$$

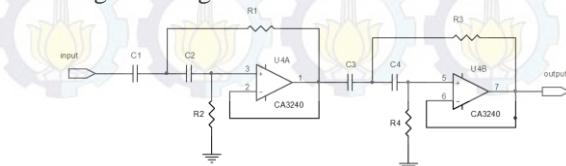
sehingga nilai R1 dan R2 dapat ditentukan dengan rumus :

$$R_{1,2} = \frac{a_1 \cdot C_2 + \sqrt{a_1^2 \cdot C_2^2 - 4 \cdot b_1 \cdot C_1 \cdot C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad (8)$$



Gambar 7. Hasil Uji rangkaian LPF

## 3. Rangkaian High Pass Filter orde 4



Gambar 8. Rangkaian High Pass Filter orde 4[6]

Perencanaan HPF : frek. Cutoff 20 Hz, orde 4 Butterworth filter, model Sallen Key Untuk desain HPF orde 2 pertama dan kedua digunakan C sebesar 1 uF maka nilai R1 dihitung dengan persamaan :

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \quad (9)$$

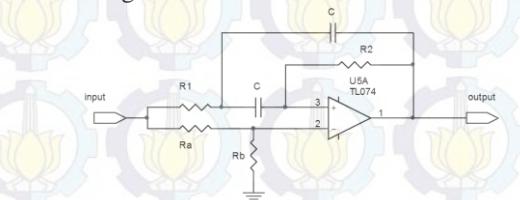
nilai R2 dapat ditentukan dengan rumus :

$$R_2 = \frac{a_1}{4\pi f_c C b_1} \quad (10)$$



Gambar 9. Hasil Uji rangkaian HPF

## 4. Rangkaian Notch Filter



Gambar 10. Rangkaian Notch Filter 50 Hz[6]

Rangkaian Notch Filter dengan  $f_c = 50$  Hz, type Butterworth  $Q = 0,71$

Maka dapat dihitung nilai B :

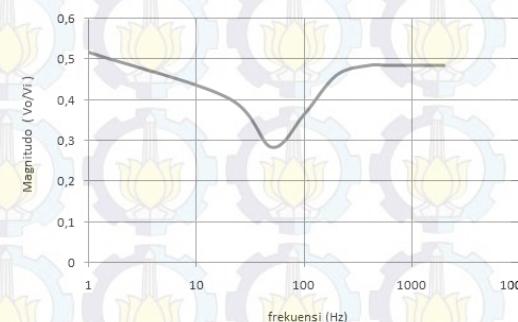
$$B = \frac{\omega_r}{Q} \quad (11)$$

Dengan nilai  $C = 1 \mu F$ ,  $R_a = 1 K\Omega$  maka nilai R2, R1 dan Rb dapat dihitung dengan persamaan :

$$R_2 = \frac{2}{BC} \quad (12)$$

$$R_1 = \frac{R_2}{4Q^2} \quad (13)$$

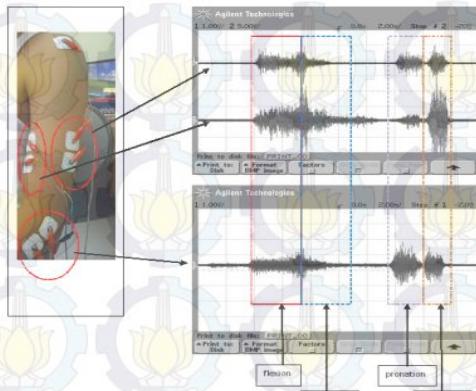
$$R_b = 2Q^2 R_a \quad (14)$$



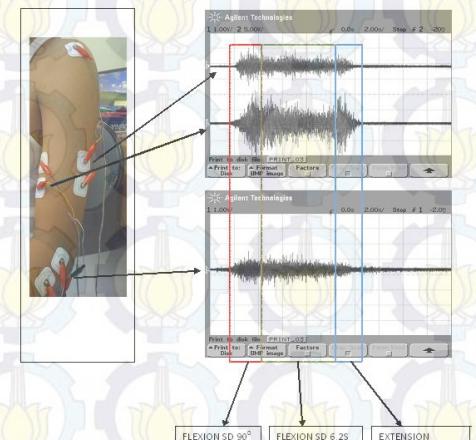
Gambar 11. Hasil Uji rangkaian Notch Filter

## V. HASIL DAN ANALISA

Hasil Eksperimen yang dihasilkan oleh rangkaian Instrumentasi EMG yang terpasang pada 3 titik pengujian ( Biceps Brachii Muscle, Triceps brachii Muscle, Pronator Teres Muscle) dilakukan menggunakan pola gerakan *Elbow Joint*. Pola gerakan 1 adalah RESTING → FLEXION → EXTENSION → RESTING → PRONATION → SUPINATION → RESTING. Hasil dari percobaan gerakan 1 ditampilkan pada gambar 12 .



Gambar 12. Hasil Percobaan Pola Gerakan 1.



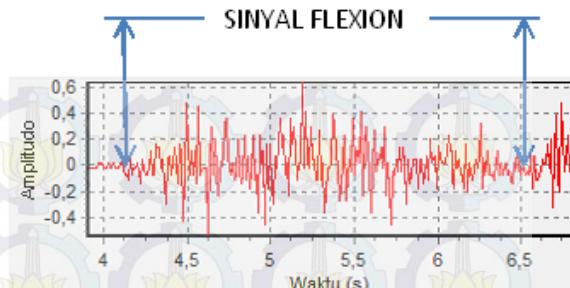
Gambar 13. Hasil Percobaan Pola Gerakan 2.

Pada percobaan 2 dilakukan dengan pola gerakan sebagai berikut: RESTING → FLEXION (sd 90°) → bertahan pada 90° selama durasi 6 S → EXTENSION → RESTING. Hasil dari percobaan gerakan 2 ditampilkan pada gambar 13.

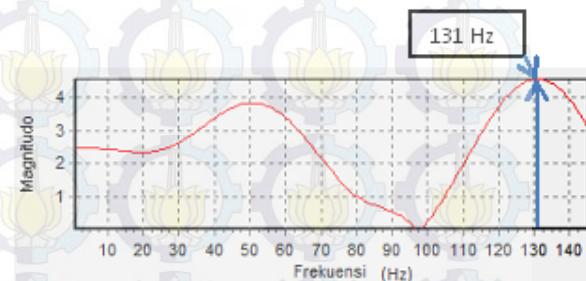
Perekaman data sinyal EMG menggunakan osiloskop agilent54621A dengan sampling rate sebesar 10.000sample / detik.

Selanjutnya dilakukan analisa frekuensi terhadap sinyal EMG melalui rumusan DFT untuk mendapatkan spectrum frekuensi sinyal EMG Otot Tricep Brachii.

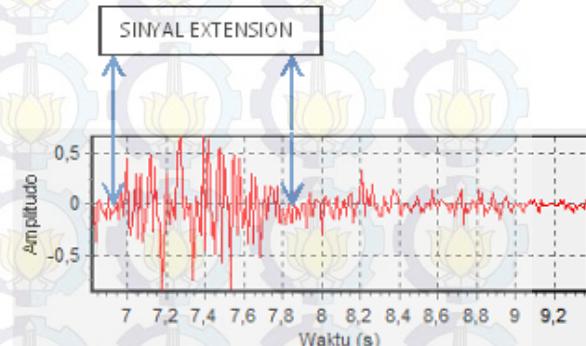
Hasil Plot Sinyal Tricep Brachii dengan gerakan elbow flexion ditunjukkan pada gambar 14 , Hasil Plot DFT nya ditunjukkan pada gambar 15 dibawah, sedangkan hasil plot Sinyal Tricep Brachii dengan gerakan elbow extension ditunjukkan pada gambar 16 dan plot DFT nya pada gambar 17.



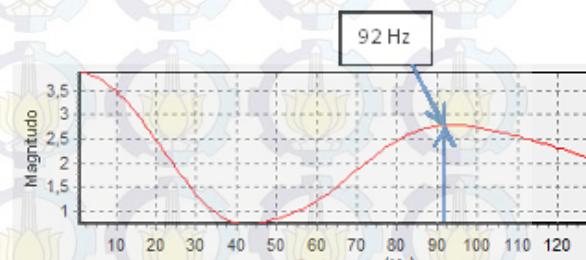
Gambar 14. Sinyal Triceps brachii dengan gerakan elbow flexion



Gambar 15. Spektrum Frekuensi sinyal Otot Triceps B. elbow Flexion mempunyai frekuensi maksimum sebesar 131 Hz.



Gambar 16. Sinyal Triceps brachii dengan gerakan elbow extension.



Gambar 17. Spektrum Frekuensi sinyal Otot Triceps brachii Elbow Extension mempunyai frekuensi maksimum sebesar 92 Hz.

Dari Hasil Transformasi Fourier selanjutnya dilakukan perhitungan MPF, dan hasilnya seperti pada tabel berikut:

Tabel 2. Hasil Uji MPF dan frekuensi maksimum sinyal Electromyograph

Gerakan Elbow Joint	Mean Power Frekuensi (Hz)	Frekuensi Maksimum (Hz)
Flexion	71,958	131
Extension	65,069	92
Supination	27,627	75
Pronation	47,659	110

Nilai yang dihasilkan MPF dan frekuensi maksimum tabel 2 telah menunjukkan bahwa Instrumentasi yang didesain dapat digunakan sebagai instrumentasi EMG yang mempunyai data pada frekuensi sekitar 20–500 Hz.

Setelah mendapatkan sinyal EMG pada gerak Elbow, penelitian akan dilanjutkan pada tahap pre processing sinyal dan Pengenalan Pola Sinyal EMG pada pasien amputee lengan. Setelah pola gerakan lengan dikenali dengan baik maka peneliti berharap dapat menjalankan system dan memvisualkan gerakan pasien amputee dengan ketepatan gerak yang sesuai.

## VI. KESIMPULAN

Dari hasil percobaan dapat disimpulkan bahwa rangkaian instrumentasi mampu mengidentifikasi sinyal EMG dengan munculnya energy rata - rata pada frekuensi (MPF) sebesar 75,156 Hz untuk gerakan Elbow Flexion, dan 65,069 Hz untuk gerakan Elbow Extension. Gerakan Elbow Supination 27,627 Hz. Gerakan Elbow Pronation 47,659 Hz. Dari keempat data MPF diatas membuktikan bahwa Instrumentasi EMG telah berfungsi merekam data sinyal EMG yang berada pada frekuensi 20 – 500 Hz.

Pengembangan penelitian ini ke depan adalah Pengolahan data menggunakan pemrosesan sinyal digital dan mengenali pola gerakan dengan metode

pengenalan pola seperti neural network.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Sarbast Rasheed, “A Multiclassifier Approach to Motor Unit Potential Classification for EMG Signal Decomposition”, Thesis Ph.D., University of Waterloo, Ontario, Canada, 2006
- [2] Jun-Uk Chu, Inhyuk Moon, and Mu Seong Mun, “A Real Time EMG Pattern Recognition System Based on Linear-NonLinear Feature Projection for a Multifunction Myoelectric Hand”, IEEE Transaction on Biomedical Engineering vol 53 no 11, November 2006.
- [3] Ericka Janet Rechy – Ramirez and Huosheng Hu, “Stages for Developing Control Systems Using EMG and EEG sinyal: A Survey”, Technical Report: CES-513, School of Computer Science and Electronic Engineering, University of Essex, United Kingdom.
- [4] Frederic H. Martini, PH.D, “Fundamentals of Anatomy & Physiology”, Prentice hall, New Jersey, 2009.
- [5] Vaseghi, Saeed V., “Advanced Digital Sinal Processing and Noise Reduction”, Fourth Edition John Wiley & Sons, 2008
- [6] Texas Instruments, “Chapter 16 Active Filter Design Techniques”, Literature Number SLOA088.
- [7] Curtis D. Johnson, “Process Control Instrumentation Technology”, Prentice hall International, Inc ,1993