

Identifikasi Sinyal Electromyograph (Emg) Pada Gerak Ekstensi-Fleksi Siku Dengan Metode Konvolusi Dan Jaringan Syaraf Tiruan

Rika Rokhana, Kemalasari, Paulus Susetyo Wardana
Jurusan Teknik Elektronika, Politeknik Elektronika Negeri Surabaya
Kampus PENS ITS Sukolilo, Surabaya
rika@eepis-its.edu

Abstrak – Paper ini memaparkan hasil penelitian tentang identifikasi dan klasifikasi sinyal EMG pada gerak Ekstensi – fleksi siku (gerak 45°, 90° dan 135°) dengan menggunakan metode konvolusi dan jaringan syaraf tiruan. Pengambilan data EMG menggunakan bantuan peralatan medis Biopac MP30. Output Biopac berupa sinyal rms EMG, dan disampling sebanyak 2000 titik. Diperoleh nilai amplitudo rata-rata sebesar 0,242mV pada sinyal gerak lengan 45°, 0,253 pada sinyal gerak lengan 90° dan 0,372mV untuk sinyal gerak lengan 135°.

Proses berikutnya adalah Hamming windowing dengan frekuensi stop band atenuasinya sebesar -53dB. Kemudian dilakukan pemfilteran secara digital tipe Band Pass Filter dengan frekuensi cut off 50Hz dan 500Hz. Disini dilakukan proses konvolusi sinyal EMG terhadap respon impuls filter FIR, dengan hasil nilai rata-rata output sinyal sebesar 0,0712mV untuk sinyal gerak lengan 45°, 0,092mV untuk sinyal gerak lengan 90° dan 0,163 untuk sinyal gerak lengan 130° dengan penurunan amplitudo rata-rata sebesar 0,12mV.

Identifikasi sinyal dilakukan oleh metode jaringan syaraf tiruan. Diperoleh parameter optimal untuk memproses 2000 titik data sinyal EMG dengan kebutuhan 3 kategori output adalah layer hidden 4 neuron dan layer output digunakan 2 output, learning rate sebesar 0,75 dengan nilai iterasi maksimum sebanyak 2000 iterasi, toleransi error 0,001 dan *sum square error* sebesar 0,0369. Diperoleh hasil pengujian nilai akurasi sebesar 78,33% untuk data learning (sudah teruji), akurasi 54,3% untuk input belum teruji.

Kata kunci : Electromyograph, windowing, konvolusi, jaringan syaraf tiruan.

1. Pendahuluan

Perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi saat ini berdampak pada perkembangan teknologi bidang elektronika, utamanya pada bidang *biomedical engineering*. Penelitian tentang *Electromyograph* (EMG) yang merupakan bagian dari *biomedical engineering* telah berkembang pesat pula, sebagai contoh yaitu penelitian aplikasi biosignal pada manusia untuk kontrol buatan pada manusia maupun untuk mendeteksi adanya kelainan aktifitas pada otot. Beberapa penelitian mengenai *electromyograph*

(EMG) dalam hubungannya dengan aplikasi pada robot lengan maupun pada lengan buatan telah dikembangkan oleh para ahli, diantaranya adalah beberapa paper berikut:

1. *Biosignal Based Human-Machine Interface for Robotic Arm.* [1]
2. *Impedance Characteristic Of Human Arm For Cooperative Robot.* [2]
3. *Perancangan Protese Lengan Dengan Input Sinyal Ektromyograp.*[3]

Sedang penelitian yang kami lakukan ini dimaksudkan untuk melakukan identifikasi dan klasifikasi sinyal EMG. Hasil yang diperoleh akan dikembangkan untuk penelitian berikutnya, dengan digunakan sebagai input untuk robot lengan sehingga robot lengan dapat melakukan gerakan sama persis seperti gerakan subyek yang sedang diambil datanya.

2. Kontraksi Otot

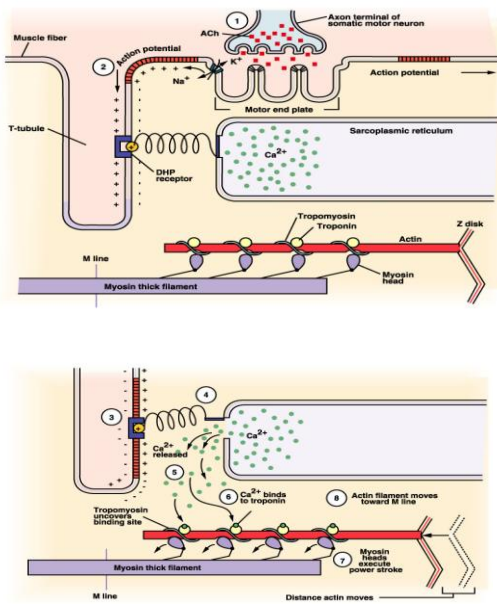
Otot adalah sebuah jaringan konektif dalam tubuh yang tugas utamanya kontraksi. Kontraksi otot berfungsi untuk memindahkan /menggerakkan bagian-bagian tubuh & substansi dalam tubuh. Ada tiga macam sel otot dalam tubuh manusia (jantung, lurik dan polos) namun yang berperan dalam pergerakan kerangka tubuh manusia adalah otot lurik (otot rangka).

Otot rangka adalah jaringan peka rangsang yang diatur oleh saraf motorik somatic dalam kesatuan yang disebut syaraf motorik unit (*smu*). Seperti halnya syaraf-syaraf yang lain, *smu* juga memiliki ambang rangsang tertentu. Jika rangsang yang diberikan melewati ambangnya, maka pada syaraf tersebut akan muncul potensial aksi dan dihantarkan sebagai impuls.

Pergerakan impuls potensial aksi dari *smu alfa* ke *endplate* motorik di membran otot rangka adalah awal dari kontraksi otot. Sebelumnya di *smu endplate* telah terjadi proses depolarisasi, dan timbul *potensial endplate* (EPP). Potensial EPP kemudian menjalar sepanjang membran sel otot. Akibatnya *Ca gate* membuka dan melepaskan ion Ca ke sitoplasma sel. Ion Ca kemudian menyebar ke seluruh sitoplasma dan melakukan ikatan dengan isi sel yang lain dan menimbulkan perubahan formasi molekul, dan filamen sel akan bergeser dan menghasilkan kontraksi otot.

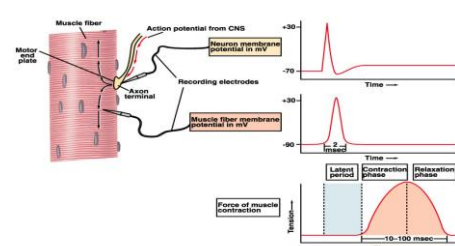
Jika kemudian impuls *smu* berhenti, ion Ca^{+} akan kembali ke asalnya (retikulum sarkoplasma),

binding site di filamen tertutup lagi, dan terjadi relaksasi otot.



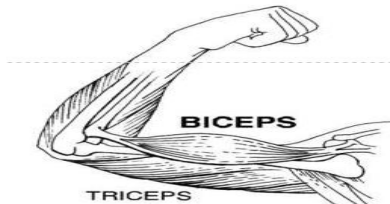
Gambar 2.1 Proses terjadinya kontraksi otot

Dalam serat otot rangka, peristiwa elektrik sudah selesai sebelum peristiwa mekanik mulai. Peristiwa listrik berlangsung selama 2ms, peristiwa mekanika selama 10 – 100 ms.



Gambar 2.2 Diagram waktu proses elektrik dan mekanik pada kontraksi otot

Salah satu gerak yang dilakukan otot lengan dengan melibatkan otot bicep dan trisep yaitu gerak ekstensi-fleksi. Gerak ekstensi-fleksi ini merupakan gerakan menekuk dan membengkok, dimana gerakan ayunan ke depan merupakan (ante) fleksi dan ayunan ke belakang disebut (retro) fleksi/ekstensi.



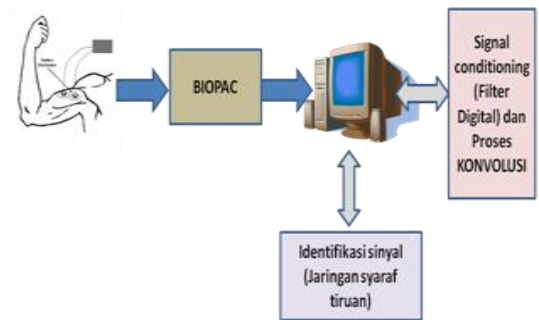
Gambar 2.4. Gerak lengan ekstensi – fleksi

Electromyogram adalah teknik untuk mengevaluasi dan merekam aktivitas kontraksi dan relaksasi jaringan otot lengan/kaki. Aktivitas *Electromyogram* ditunjukkan oleh *Electromyograph*. *Electromyograph* berfungsi untuk mendeteksi adanya potensial listrik yang dihasilkan oleh otot lengan/kaki

saat kontraksi dan relaksasi. Teknik pengukuran electromyograph yang sering digunakan adalah surface EMG, yaitu teknik non-invasive untuk mengukur hasil aktifitas elektrik otot dari proses kontraksi dan relaksasi.

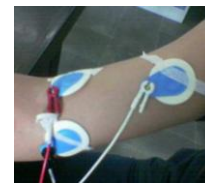
3. Pengambilan Data

Pengambilan dan perekaman data sinyal EMG dilakukan dengan menggunakan peralatan Biopac MP30.



Gambar 3.1. Blok diagram sistem

Pengambilan sinyal dilakukan dengan menempatkan disposable electrode pada otot bicep, dengan posisi peletakan electrode seperti ditunjukkan pada gambar 3.2.



Gambar 3.2. Penempatan electrode

Setelah peletakan electrode, otot lengan akan digerakkan pada hubungan gerak ekstensi-fleksi dengan sudut 45°, 90° dan 135° yang bertujuan untuk mengetahui perbedaan tiap sinyal pengukuran berdasarkan nilai amplitudonya.

Kemudian sinyal diukur dengan Biopac dan disimpan dalam bentuk data *.txt agar dapat digunakan pada proses selanjutnya yaitu pemfilteran noise dengan filter digital FIR, konvolusi sinyal hasil pemfilteran serta identifikasi gerak dengan metode jaringan syaraf tiruan.

4. Perancangan filter digital FIR

Filter yang digunakan untuk identifikasi sinyal pengukuran adalah filter digital FIR-BPF, dan kemudian dilakukan proses konvolusi antara sinyal EMG dengan respons filter.

Konvolusi adalah cara matematis untuk mengkombinasikan dua sinyal ke bentuk sinyal ketiga. Konvolusi antara dua sinyal diskrit $x[n]$ dan $v[n]$ dapat dinyatakan pada persamaan (4.1) [8].

$$x[n]*v[n] = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x[i]v[n-i] \dots\dots\dots(4.1)$$

Bentuk penjumlahan yang ada di bagian kanan persamaan 3.1 disebut sebagai *convolution sum*. Jika $x[n]$ dan $v[n]$ memiliki nilai 0 untuk semua integer pada $n < 0$, dan $x[i] = 0$ untuk semua integer pada $i < 0$ dan $v[i-n] = 0$ untuk semua integer $n - i < 0$ atau $n < i$. Sehingga hasil penjumlahan pada persamaan 2.1 akan mendapatkan nilai 0 pada range $i = 0$ sampai dengan $i = n$. Sehingga persamaan 4.1 dapat ditulis ulang seperti persamaan 4.2.

$$x[n]*v[n] = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x[i]v[n-i], \text{ utk } n \geq 0 \text{ dan } n < 0 \dots\dots\dots(4.2)$$

Pada proses pengolahan data sinyal EMG ini, filter FIR dirancang dengan windowing pada BPF frekuensi 50-500Hz, frekuensi cutoff -53dB, frekuensi resonansi 545 Hz. Pada pencuplikan sinyal 10 KHz dengan window hamming, perancangan yang dilakukan adalah sbb :

a. Menentukan nilai ω_c dan ω_r ,

Untuk $Kc \geq -3 \text{ dB}$, diperoleh nilai :

$$\omega_{c1} = 2\pi fc.Ts = 2\pi \times 500 \times 0,0005 = 0,05\pi \text{ rad}$$

$$\omega_{c2} = 2\pi fc.Ts = 2\pi \times 500 \times 0,0005 = 0,5\pi \text{ rad}$$

Untuk $Kr \leq -53 \text{ dB}$, diperoleh nilai :

$$\omega_{r1} = 2\pi fc.Ts = 2\pi \times 35 \times 0,0005 = 0,035\pi \text{ rad}$$

$$\omega_{r2} = 2\pi fc.Ts = 2\pi \times 515 \times 0,0005 = 0,515\pi \text{ rad}$$

b. Menentukan orde filter

$$N \geq K \times 2\pi / (\omega_c - \omega_r)$$

Karena Hamming, $K = 4$

$$N \geq (4 \times 2\pi) / (0,11\pi - 0,01\pi) = 800$$

Jadi $N \geq 800$

Untuk delay input ganjil, $N = 801$

Nilai pergeseran fase (α) :

$$(\alpha) = (N - 1) / 2 = 800 / 2 = 400$$

c. Menentukan impuls respon

$$h(n) = h_d(n) \cdot w_B(n) = \frac{\sin[\omega_c(n - \alpha)]}{\pi[n - \alpha]} \cdot w_B(n) = \frac{\sin[\omega_c(n - 400)]}{\pi(n - 400)} \cdot w_B(n) \dots\dots\dots(4.3)$$

Dan diperoleh rumusan untuk window hamming w_B seperti persamaan 3..

$$w_j = \{0,54 - 0,46 \cos \frac{(2\pi J)}{(N-1)}, 0 < n \leq N-1 \dots\dots(4.4)$$

Sehingga, nilai $h(n)$ atau $h(J)$:

$$h(J) = 0,1 \left(\frac{\sin[0,1(J - 400)]}{\pi(J - 400)} \right) \cdot \{0,54 - 0,46 \cos \frac{2\pi J}{801} \} \dots\dots\dots(4.5)$$

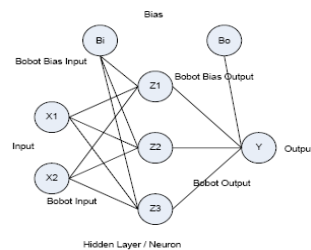
d. Persamaan beda

$$y(I) = \sum_{J=0}^N h(J) \cdot x(I - J) \dots\dots\dots(4.6)$$

$$Y[I] = \sum_{J=0}^N (x(I - J) \cdot \left(0,1 \left(\frac{\sin[0,1(J - 400)]}{\pi(J - 400)} \right) \cdot \{0,54 - 0,46 \cos \frac{2\pi J}{801} \} \right)) \dots\dots\dots(4.7)$$

5. Perancangan Jaringan Syaraf Tiruan

Dasar dari algoritma ini adalah memodifikasi bobot interkoneksi W_{nj} pada jaringan sehingga sinyal kesalahan mendekati nol. Pola jaringan syaraf tiruan ditunjukkan pada gambar 5.1.



Gambar 5.1. Pola jaringan syaraf tiruan

Dalam jaringan syaraf tiruan, suatu jangka waktu (disebut *epoch*) adalah satu set putaran vektor-vektor pelatihan. Beberapa *epoch* diperlukan untuk pembelajaran sebuah JST sehingga kesalahan mendekati nol. Selama ini belum ada konsensus mengenai besarnya nilai β dan α yang harus digunakan dalam proses belajar. Sebab dalam kenyataannya nilai β dan α tergantung pada permasalahan yang dihadapi. [7]

Adapun algoritma pembelajaran meliputi beberapa tahap berikut:

a. Inisialisasi awal:

1. Menginisialisasi bobot, yaitu menetapkan bobot dalam nilai acak.
2. Menetapkan kondisi, jika kondisi pemberhentian proses salah maka akan dilakukan langkah pembelajaran ke 3 sampai ke 10.
3. Untuk tiap pasangan pelatihan akan dikerjakan langkah ke-4 sampai ke-9.

b. Umpan maju (feedforward)

4. Tiap unit masukan (X_i , untuk $i=1, \dots, n$) akan menerima isyarat masukan X_i dan meneruskannya ke unit-unit tersembunyi (*hidden layer*).
5. Tiap unit tersembunyi (Z_j , untuk $j=1, \dots, p$) akan menjumlahkan isyarat masukan terbobot,

$$Z_in_j = V_{0j} + \sum_{i=1}^n X_i + V_{ji} \dots\dots\dots(5.1)$$

Menerapkan fungsi aktivasi, menghitung sinyal output:

$$Z_j = f(Z_in_j) \dots\dots\dots(5.2)$$

dan mengirim sinyal ini ke semua unit pada layer di atasnya (unit output).

6. Tiap unit output ($Y_k, k=1, \dots, m$) menjumlahkan sinyal-sinyal input pembobotnya.

$$Y_{in_k} = w_{0k} + \sum_{j=1}^p Z_j w_{jk} \dots \dots \dots (5.3)$$

Menerapkan fungsi aktivasi, dan menghitung sinyal outputnya:

$$Y_k = f(Y_{in_k}) \dots \dots \dots (5.4)$$

c. *Backpropagation*

7. Tiap output unit ($Y_k, k=1, \dots, m$) akan menerima suatu pola target yang bersesuaian dengan pola pelatihan input, menghitung batas informasi errornya :

$$\delta_k = (t_k - Y_k) f'(Y_{in_k}) \dots \dots \dots (5.5)$$

Serta mengkalkulasi batas koreksi pembobotnya yang digunakan untuk update W_{jk} selanjutnya:

$$\Delta w_{jk} = \alpha \delta_k Z_j \dots \dots \dots (5.6)$$

Mengkalkulasi batas biasnya (digunakan untuk menghitung update W_{0j} selanjutnya):

$$\Delta w_{0k} = \alpha \delta_k \dots \dots \dots (5.7)$$

Dan mengirimkan δ_k pada unit-unit layer di bawahnya.

8. Tiap-tiap hidden unit ($Z_j, j=1, \dots, p$) akan menjumlahkan delta input-inputnya dari unit layer di atasnya:

$$\delta_{in_j} = \sum_{k=1}^m \delta_k w_{jk} \dots \dots \dots (5.8)$$

Mengalikan dengan turunan dari fungsi aktivasinya untuk mengkalkulasi batas informasi errornya:

$$\delta_j = \delta_{in_j} f'(Z_{in_j}) \dots \dots \dots (5.9)$$

Mengkalkulasi batas koreksi pembobotnya (digunakan untuk mengupdate V_{ij} kemudian):

$$\Delta v_{ij} = \alpha \delta_j X_i \dots \dots \dots (5.10)$$

Dan mengkalkulasi batas koreksi biasnya (digunakan untuk mengupdate V_{0j} selanjutnya):

$$\Delta v_{0j} = \alpha \delta_j \dots \dots \dots (5.11)$$

d. *Update bobot dan bias*

9. Tiap output unit ($Y_k, k=1, \dots, m$) meng-update bias dan pembobot ($j = 0, \dots, p$):

$$w_{jk}(new) = w_{jk}(old) + \Delta w_{jk} \dots \dots \dots (5.12)$$

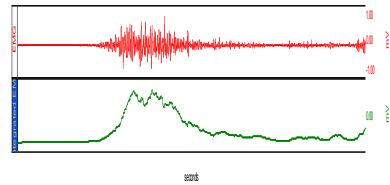
Tiap hidden unit ($Z_j, j = 1, \dots, p$) meng-update bias dan bobot ($i = 0, \dots, n$):

$$v_{ij}(new) = v_{ij}(old) + \Delta v_{ij} \dots \dots \dots (5.13)$$

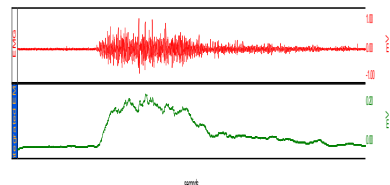
10. Uji kondisi pemberhentian (syarat berhenti).

6. Analisa Data

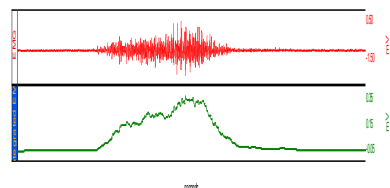
Gambar 6.1, gambar 6.2, dan gambar 6.3 terdiri dari dua komponen sinyal EMG yaitu raw sinyal (sinyal asli) EMG (bagian gambar yang atas) dan mean power sinyal EMG (bagian gambar yang bawah).



Gambar 6.1. Sinyal EMG pada gerak 45°

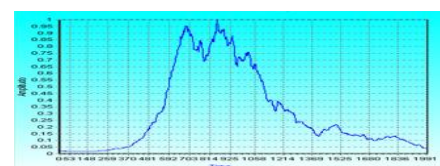


Gambar 6.2. Sinyal EMG pada gerak 90°

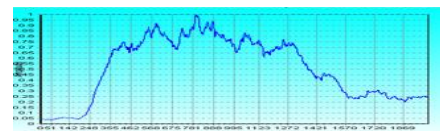


Gambar 6.3. Sinyal EMG pada gerak 135°

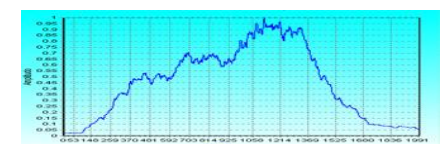
Sinyal-sinyal hasil pengukuran di atas kemudian disampling untuk mendapatkan 2000 titik sampling dan diperoleh tampilan sinyal sampling seperti pada gambar 6.4, gambar 6.5, dan gambar 6.6.



Gambar 6.4. Sinyal RMS EMG gerak lengan 45 °



Gambar 6.5. Sinyal RMS EMG gerak lengan 90 °



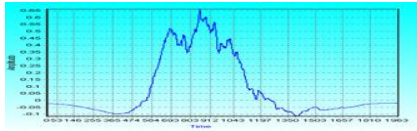
Gambar 6.6. Sinyal RMS EMG gerak lengan 135°

Dari gambar tersebut terlihat jelas amplitudo sinyal, dengan nilai amplitudo rata-rata sebesar 0,242mV pada sinyal gerak lengan 45°, 0,253 pada sinyal gerak lengan 90° dan 0,372mV untuk sinyal gerak lengan 135°.

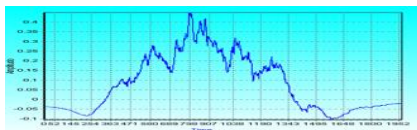
a. *Pengujian windowing sinyal*

Setelah sinyal EMG disampling, maka tahap pengolahan selanjutnya adalah proses windowing

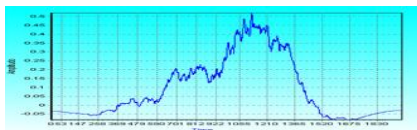
dengan tujuan untuk mengurangi efek diskontinuitas sinyal. Dalam proses windowing sinyal ini digunakan windowing hamming dengan pelemahan stopband sebesar -53 dB, sehingga tampak jelas penghalusan respon pada ujung-ujung sinyal yang mendekati nilai nol seperti tampak pada gambar 6.7, gambar 6.8, dan gambar 6.9.



Gambar 6.7. Sinyal RMS EMG gerak lengan 45 °



Gambar 6.8. Sinyal RMS EMG gerak lengan 90 °



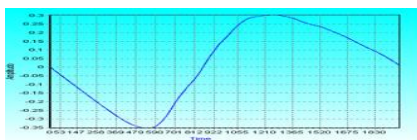
Gambar 6.9. Sinyal RMS EMG gerak lengan 135 °

Proses windowing di atas merupakan hasil perkalian input sinyal EMG dengan fungsi window hamming yang ditunjukkan dengan fungsi windowing sebagai berikut:

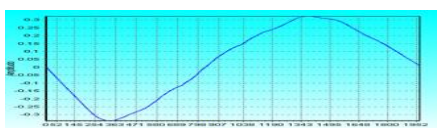
$$w(n) = \begin{cases} 0.5 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

b. Pengujian konvolusi sinyal dengan filter FIR

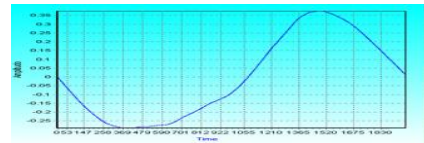
Pada konvolusi sinyal dengan filter FIR ini, dilakukan konvolusi antara sinyal input EMG sebanyak 2000 titik sampel dengan respon impuls filter FIR. Hasil dari konvolusi ini akan menghasilkan respon sinyal seperti yang ditunjukkan pada gambar 6.10, gambar 6.11 dan gambar 6.12 di bawah ini.



Gambar 6.10. konvolusi Sinyal RMS EMG gerak 45 °



Gambar 6.11. konvolusi Sinyal RMS EMG gerak 90 °



Gambar 6.12. konvolusi Sinyal RMS EMG gerak 135 °

Konvolusi sinyal pada filter FIR menghasilkan nilai rata-rata output sinyal sebesar 0,0712mV untuk sinyal gerak lengan 45°, 0,092mV untuk sinyal gerak lengan 90° dan 0,163 untuk sinyal gerak lengan 130° dengan penurunan amplitudo rata-rata sebesar 0,12mV.

d. Pengujian system identifikasi

Identifikasi sinyal EMG ini dilakukan menggunakan jaringan syaraf tiruan metode backpropagation yang terdiri dari 3 layer dengan layer input sinyal berupa sinyal RMS EMG hasil konvolusi, sebanyak 60 data *learning* dan 35 data *nonlearning* dengan target output sebanyak 3 yaitu 00 untuk sinyal gerak 45°, 01 untuk sinyal gerak lengan 90° dan 10 untuk sinyal gerak lengan 135°.

Pada layer hidden digunakan 4 neuron hidden dan pada layer output digunakan 2 output. Setelah beberapa pengujian maka dipilih parameter learning rate yang digunakan sebesar 0,75 dengan nilai iterasi maksimum sebanyak 2000 iterasi dan toleransi error sebesar 0,001. Hasil proses learning jaringan ditampilkan pada gambar 4.14.

Dari hasil learning pada gambar 4.14 di atas memperlihatkan bahwa sistem menghasilkan output learning yang nilainya mendekati target 00, 01 dan 10 dengan nilai *sum square error* sebesar 0,0369 yang berarti bahwa proses learning telah memenuhi syarat keberhasilan dengan nilai *SSE* < 0,1.

output target(i)=0	6.59652228890811E-02
	1.57632654884429E-04
output target(i)=1	0.024137868218255
	0.932030710709094
output target(i)=2	0.889642721135512
	3.09119199337102E-04

Gambar 6.13. Output learning JST

Pengujian sistem jaringan syaraf tiruan ini dilakukan dengan input sebanyak 60 data learning (yang sudah teruji) dan 35 data input yang belum teruji. Hasil pengujian ditampilkan pada tabel 6.1 dan tabel 6.2, dan hanya ditampilkan 10 data saja. Tabel 6.1 menunjukkan hasil untuk data input yang sudah teruji dan tabel 6.2 menampilkan hasil untuk data input yang belum teruji.

Tabel 6.1. Hasil Uji 10 sampel Data Learning (sudah teruji)

No	nama subyek	target		output		keterangan
		1	2	1	2	
1	data1-135	1	0	0.998	0	benar
2	data1-45	0	0	0.035	0.081	benar
3	data1-90	0	1	0	0.018	salah
4	data2-45	0	0	5.4E-05	0.314	benar
5	data2-90	0	1	0	0.929	benar
6	data3-45	0	0	0.0045	0.096	benar
7	data3-90	0	1	0	0.898	benar
8	data4-45	0	0	0.0138	0.235	benar
9	data 4-90	0	1	0	0.999	benar
10	data5-45	0	0	0.00097	0.551	salah

Tabel 6.2. Hasil Uji 10 data input (belum teruji)

No	nama pasien	target		output		keterangan
		1	2	1	2	
1	data3-135	1	0	0.762	0.015	benar
2	desie135	1	0	0.893	0.0008	benar
3	mapola90	0	1	0	0.999	benar
4	ref90-5	0	1	0	0.917	benar
5	ref1-90	0	1	0.047	0.95	benar
6	ref2-90	0	1	0	0.959	benar
7	ref5-90	0	1	0	0.999	benar
8	ref3-90	0	1	0	0.963	benar
9	ref4-90	0	1	0	0.999	benar
10	desie45	0	0	0	0.998	salah

Pengujian data menghasilkan 66 data teridentifikasi dari 95 data total dengan rincian 18 data sinyal gerak lengan 45°, 23 data sinyal gerak lengan 90° dan 25 data sinyal gerak lengan 135°.

Tingkat keberhasilan dari sistem identifikasi ini yaitu, tingkat keberhasilan learning sebesar 78,33%, tingkat keberhasilan uji data baru (belum teruji) sebesar 54,3% dan tingkat keberhasilan sistem secara keseluruhan sebesar 69,47%.

7. Kesimpulan

Setelah melakukan tahap perancangan dan pembuatan sistem yang kemudian dilanjutkan dengan tahap pengujian dan analisa maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Sinyal *electromyograph* memiliki perbedaan amplitudo yang tidak terlalu besar, yaitu 0,242mV pada sinyal gerak lengan 45°, 0,253 pada sinyal gerak lengan 90° dan 0,372mV untuk sinyal gerak lengan 135°.
2. Hasil pengolahan sinyal menggunakan Filter FIR menghasilkan nilai rata-rata output sinyal

sebesar 0,0712mV untuk sinyal gerak lengan 45°, 0,092mV untuk sinyal gerak lengan 90° dan 0,163 untuk sinyal gerak lengan 130° dengan penurunan amplitudo rata-rata sebesar 0,12mV.

3. Parameter jaringan syaraf tiruan yang optimal untuk memproses 2000 titik data sinyal EMG dengan kebutuhan 3 kategori output adalah layer hidden 4 neuron dan layer output digunakan 2 output, learning rate sebesar 0,75 dengan nilai iterasi maksimum sebanyak 2000 iterasi dan toleransi error sebesar 0,001.
4. Hasil pengolahan sinyal menghasilkan 66 data teridentifikasi dari 95 data total dengan rincian 18 data sinyal 45°, 23 data sinyal 90° dan 25 data sinyal 135° dengan nilai *sum square error* sebesar 0,0369.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Saravanan N Madras, Mr.Mehboob Kazi M.S. Prof.G.Muralidharan "Biosignal Based Human-Machine Interface for Robotic Arm." Technology Chromepet, Chennai, Electronic Engineering Corporation, Technology Institute of Technology Mechatronics, Madras Institute of Department of Production. Paper diakses menggunakan <http://www.Google.com> pada 30 Mei 2008.
- [2] M. M. Rahman, R. Ikeura and K. "Impedance Characteristic Of Human Arm For Cooperative Robot". Mizutani Department of Mechanical Engineering, Mie University. Paper diakses menggunakan <http://www.Google.com> pada 21 Oktober 2008 pukul 13.41 WIB.
- [3] Januardi Effyandono, Purnomo, Donny. 1998. Penelitian, "Studi Perancangan Protese Lengan Dengan Input Sinyal Elektromyograp ". Teknik Fisika, Institute Teknologi Bandung-ITB. Bandung. Paper diakses menggunakan <http://www.Google.com> pada 8 September 2008.
- [4] Adil, Ratna, Kemalasari, Arief Zaenal. "Praktikum Elektronika Medika". Buku Penunjang Praktikum. Surabaya.
- [5] Jee Hong Quach. "Surface Electromyography - Use, Design & Technological Overview". Paper diakses menggunakan <http://www.Google.com> Pada 8 januari 2009 pukul 11.32 WIB.
- [6] Hary O. "Modul Praktikum Pengolahan Sinyal – Analog to Digital Converter (ADC)". 2007, eepis-its.
- [7] Ardik Wijayanto. Modul Praktikum Jaringan Syaraf Tiruan. Eepis-its.
- [8] Tri Budi Santoso, group sinyal. "Design Filter FIR". eepis-its.