

PENGOLAHAN SINYAL ELEKTROMIOGRAFI PADA LENGAN UNTUK MENGERAKKAN LENGAN ROBOT DENGAN 3 DOF (DEGREE OF FREEDOM)

Safarudin Basri, Paulus Susetyo W, ST, Ir. Rika Rokhana, M.T, Ir. Kemalasar, M.T
Jurusan Teknik Elektronika, Politeknik Elektronika Negeri Surabaya
Kampus PENS-ITS Sukolilo, Surabaya

Abstrak – Otot merupakan bagian tubuh manusia yang berfungsi dalam sistem gerak. *Electromyography* pada otot berfungsi untuk mendeteksi adanya potensial listrik yang dihasilkan otot saat kontraksi dan relaksasi sehingga dapat digunakan untuk mengendalikan suatu sistem. Proyek akhir ini memanfaatkan sinyal elektromiografi untuk menggerakkan lengan robot. Pengolahan sinyal elektromiografi dilakukan dalam sisi hardware yaitu dengan menggunakan rangkaian comparator, rangkaian *one shoot multivibrator*, dan rangkaian logika. Sinyal elektromiografi yang terekam oleh rangkaian instrumentasi akan dikuatkan. Pada rangkaian comparator ini nilai amplitudo dari sinyal elektromiografi di bandingkan dengan nilai terkecil dari sinyal elektromiografi itu sendiri. Sebelum masuk pada rangkaian *one shoot multivibrator* selisih nilai t pada rangkaian comparator dicari dan kemudian dijadikan nilai input pada rangkaian *one shoot multivibrator*. Sehingga dengan nilai t yang sudah ditentukan tersebut output sinyal akan berbentuk sinyal kotak dengan panjang sinyal sama dengan sinyal elektromiografi. Untuk mengetahui otot mana yang bekerja menggunakan rangkaian logika. Dimana output dari ketiga rangkaian *one shoot multivibrator* dibandingkan mana yang terlebih dahulu bergerak pada masing – masing gerakan.

Kata kunci: Sinyal Elektromiografi, Rangkaian Instrumentasi, Rangkaian Comparator, Rangkaian *One Shoot Multivibrator*, Rangkaian Logika

I. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi saat ini berjalan cepat dan berdampak pada perkembangan teknologi khususnya di bidang elektronika, utamanya *biomedical engineering*. Penelitian tentang EMG (Electromyography) yang merupakan salah satu dari ilmu *biomedical engineering* itu sendiri telah berkembang cepat. Penelitian tentang EMG untuk aplikasi biosignal dalam kontrol buatan pada manusia maupun untuk mendeteksi kelainan aktifitas otot. Hal ini diakibatkan karena adanya potensial dan motor unit yang dapat dibangkitkan oleh kontraksi otot.

Pada tugas akhir kali ini, mencoba meneliti dan memanfaatkan sinyal elektrik yang ada di dalam tubuh manusia agar dapat digunakan sebagai input untuk menggerakkan lengan robot. Munculnya sinyal elektrik ini dibangkitkan oleh aktifitas *neuromuscular*. Pemanfaatan pergerakan sederhana pada lengan sehingga otot berkontraksi menimbulkan sinyal elektrik yang kemudian dijadikan sebagai input pada lengan robot.

Dalam hal ini perekaman sinyal dilakukan melalui rangkaian instrumentasi. Hasil perekaman sinyal oleh rangkaian instrumentasi ini akan diolah dalam sisi hardware.

II. TINJAUAN PUSTAKA

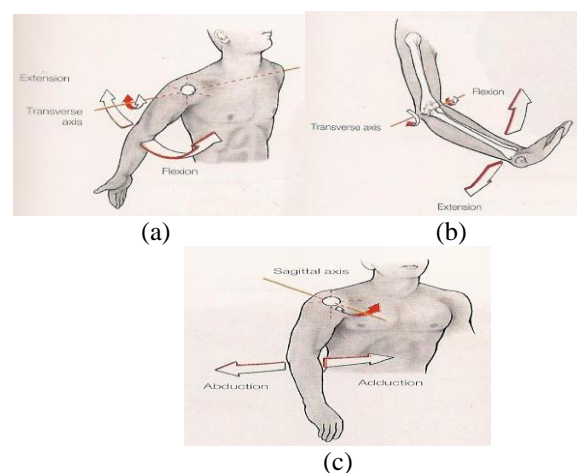
2.1 Otot Manusia

Unit motor adalah motoneuron bersama dengan axon dan seluruh serabut otot yang diinervasinya. Pada saat sebuah motoneuron beraksi, seluruh serabut otot yang diinervasinya berkontraksi. Satu serabut saraf dapat menginervasi banyak serabut otot karena axon mempunyai banyak cabang. Sehingga dapat disimpulkan bahwa psikologi kontraksi otot dikontrol oleh:

- Aktifitas dari motor unit dengan otot.
- Mengontrol frekuensi dari rangsangan motor neuron dari masing – masing motor unit.

Tabel 2.1 Otot yang digunakan [11]

Gerakan	Otot
Abduksi	Deltoid Supraspinatus
Adduksi	Coracobrachialis
Ekstensi	Teres Major Latissimus Dorsi
Fleksi	Pectoralis Major
Externa R	Infrapinatus Teres Minor
Internal R	Subcapularis



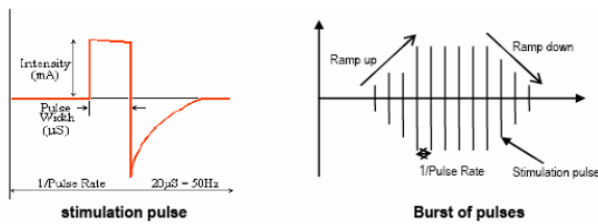
Gambar 2.1 (a) Gerak ekstensi dan fleksi pada shoulder joint, (b) Gerak ekstensi dan fleksi pada elbow joint, (c) Gerak abduction dan adduction pada shoulder joint.

2.2 Sinyal Elektromiografi

Electromyogram adalah teknik untuk mengevaluasi dan merekam aktifitas otot aktifitas electromyogram ditunjukkan oleh electromyography. Electromyograph berfungsi untuk mendeteksi adanya potensial listrik yang dihasilkan oleh otot saat kontraksi dan relaksasi.

Dalam electromyography, terdapat beberapa teknik pengukuran yang meliputi:

1. Surface Electromyography (SEMG)
Adalah teknik non - invasive untuk mengukur hasil aktifitas elektrik dari proses kontraksi dan relaksasi.
2. Fire Wire Electromyography (Intramuscular EMG)
Adalah teknik invasive untuk mengukur hasil aktifitas elektrik otot dari proses kontraksi dan relaksasi.
3. Neuromuscular Electrical Simulation (NMES)
Burst pulsa elektrik dari rangsangan kontraksi otot yang ditargetkan melalui elektrode.
Parameter dari NMES adalah:
 - a. Pulse width: durasi dari pulsa individual.
 - b. Pulse rate: tingkat dimana sejumlah pulsa dikirimkan.
 - c. Intensity: intensitas saat ini disampaikan setiap denyut nadi. Penggunaan electrode NMES sangat baik untuk aplikasi ini sebagai daya kerapatan elektroda, serta faktor keselamatan.
 - d. Ramp: waktu yang diperlukan intensitas pulsa berturut - turut untuk mencapai nilai preset maksimum atau menurunkan kembali ke nol.

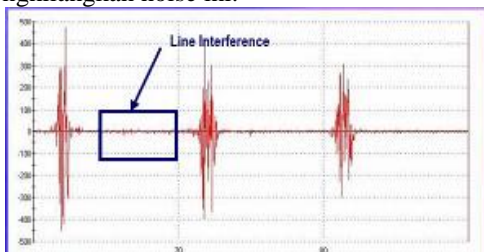


Gambar 2.2 Typical pulsa pada NMES [3]

2.3 Noise Artifact

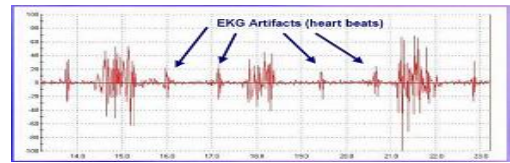
Noise Artifact adalah sinyal atau kumpulan sinyal yang dihasilkan secara teknis maupun pengganggu lain yang tidak disebabkan oleh aktifitas otak. Beberapa artifact yang muncul, yaitu:

- 1) 50 - 60 Hz power line interference
Artifact ini adalah paling umum. Hal ini terjadi karena adanya transmisi dari peralatan listrik. Dengan menggunakan filter jenis notch filter dalam perangkat lunak, dapat digunakan untuk menghilangkan noise ini.



Gambar 2.3 50 - 60 Hz power line interference [3]

- 2) EKG artifact
Sinyal yang dihasilkan oleh jantung dan dapat terekam pada saat pengukuran sinyal EMG.



Gambar 2.4 EKG Artifact [3]

- 3) Movement artifact
Artifact ini terjadi ketika objek bergerak dan elektroda terganggu atau terjadi penarikan pada kabel. Elektroda harus ditempatkan secara langsung dengan kulit dan kabel harus dikencangkan untuk menghindari artifact. Filter (hardware atau software) dapat diaplikasikan untuk menghilangkan artifact.



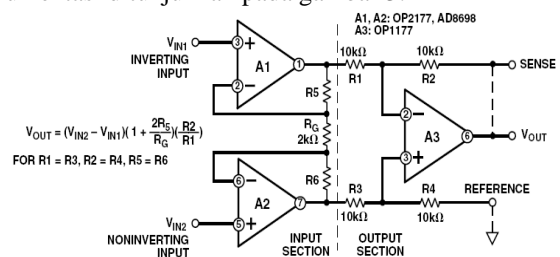
Gambar 2.5 Movement Artifact [3]

- 4) DC offset
Hasil dari perbedaan potensial aksi antara kulit dan elektroda - elektroda.
- 5) Muscle crosstalk
Hasil dari sinyal - sinyal yang dihasilkan oleh otot - otot lain selain otot yang bersangkutan.

III. PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

3.1 Rangkaian Instrumentasi

Penggunaan rangkaian instrumentasi ini dikarenakan instrumentation Amplifier biasanya digunakan untuk memperkuat sinyal dari transducer output tingkat rendah di lingkungan yang bising. Dan amplifier instrumentasi yang ideal adalah mendeteksi perbedaan potensial pada input, maka noise atau voltage drops akan di reject sebelum memasuki amplifier. Rangkaian instrumentasi ditunjukkan pada gambar 3.2



Gambar 3.1 Rangkaian Instrumentasi [9]

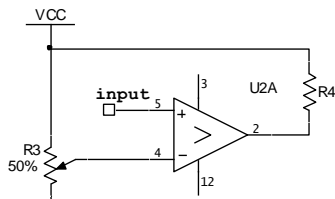
Dengan nilai tegangan output adalah

$$V_{out} = (V_{in2} - V_{in1}) \left(1 + \frac{2R_5}{R_6} \right) \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

3.2 Rangkaian Comparator

Rangkaian comparator atau biasa disebut rangkaian pembandingan biasanya digunakan untuk membandingkan dua input. Namun dalam proyek akhir kali ini rangkaian

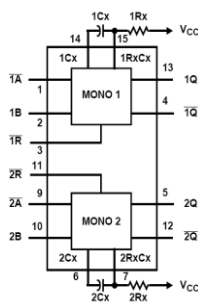
comparator / pembanding digunakan untuk membandingkan tegangan input yang masuk dengan tegangan referesinya. Diagram schematic dari rangkaian comparator / pembanding yang digunakan dalam proyek akhir ini adalah sebagai berikut,



Gambar 3.3 Rangkaian Comparatotor

3.3 Rangkaian One Shoot Multivibrator

Rangkaian multivibrator adalah rangkaian yang dapat menghasilkan sinyal kontinu, yang digunakan sebagai pewaktu dari rangkaian – rangkaian digital sekuensial. Berikut adalah gambar IC yang digunakan,



Gambar 3.11 IC 74HC123 [14]

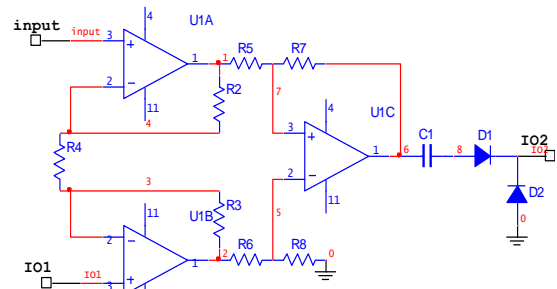
3.4 Rangkaian Logika

Dalam proyek akhir ini penggunaan gerbang logika sangat diperlukan, karena gerbang logika ini bertujuan untuk menentukan otot mana yang bergerak. Gerbang – gerbang logika ini yang digunakan adalah Gerbang logika OR dan AND serta kombinasi dari keduanya.

IV. PENGUJIAN PERANGKAT KERAS

4.1 Rangkaian Instrumentasi

Berdasarkan perencanaan dan pembuatan sistem pada perangkat keras bahwa IC Instrumentasi yang digunakan adalah IC Instrumentasi dengan tipe INA114BP. Dan penguatan pada rangkaian instrumentasi itu sendiri adalah sebesar 500 kali. Pengujian dari rangkaian instrumentasi ini meliputi pengujian efek pembebanan pada lengan saat melakukan gerakan, berikut adalah tabel hasil pengujian dari efek pembebanan saat lengan bergerak. Pengujian pertama adalah melakukan pengujian efek pembebanan pada gerak fleksi dan ekstensi pada elbow joint.



Gambar 4.1 Rangkaian Instrumentasi

Tabel 4.1 Efek Pembebanan pada Gerak Abduksi dan Adduksi pada Shoulder Joint

Data ke-	Amplitudo Sinyal		
	Tanpa Beban	Beban 1 kg	Beban 2.5 kg
1	850 mV	1220 mV	1560 mV
2	810 mV	1160 mV	1880 mV
3	850 mV	1190 mV	1930 mV
4	720 mV	1120 mV	1500 mV
5	810 mV	1090 mV	1690 mV

Tabel 4.2 Efek Pembebanan pada Gerak Fleksi dan Ekstensi pada Elbow Joint.

Data ke-	Amplitudo Sinyal		
	Tanpa Beban	Beban 1 kg	Beban 2.5 kg
1	880 mV	1310 mV	1870 mV
2	880 mV	1340 mV	1930 mV
3	940 mV	1780 mV	2280 mV
4	750 mV	1460 mV	2350 mV
5	880 mV	1530 mV	2120 mV

Tabel 4.3 Efek Pembebanan pada Gerak Flesi dan Ekstensi pada Shoulder Joint.

Data ke-	Amplitudo Sinyal		
	Tanpa Beban	Beban 1 kg	Beban 2.5 kg
1	970 mV	1090 mV	2570 mV
2	940 mV	1150 mV	2500 mV
3	850 mV	1340 mV	2500 mV
4	780 mV	1280 mV	2570 mV
5	900 mV	1280 mV	2130 mV

4.2 Rangkaian Comparator

Rangkaian comparator ini bertujuan untuk mencari waktu yang digunakan untuk menentukan panjang dari sinyal elektromiografi yang sudah keluar dari rangkaian *one shoot multivibrator*. Berikut adalah data hasil pengujian pada rangkaian comparator,

Tabel 4.4. Pengujian Delta X pada a. Fleksi den Ekstensi pada elbow joint, b. Abduksi dan Adduksi, c. Fleksi dan ekstensi pada Shoulder joint

Uji ke-	Delta X
1	56 ms
2	42.4 ms
3	62.2 ms
4	91.2 ms
5	64.4 ms

a.

Uji ke-	Delta X
1	50.4 ms
2	84.8 ms
3	48.8 ms
4	67.2 ms
5	78.4 ms

b.

Uji ke-	Delta X
1	60 ms
2	48 ms
3	46.2 ms
4	57.2 ms
5	78 ms

c.

4.3 Rangkaian One Shoot Multivibrator

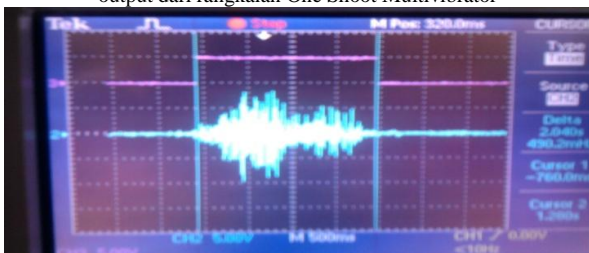
Rangkaian One Shoot Multivibrator ini berfungsi untuk membentuk sinyal kotak dari sinyal elektromiografi, hal ini bertujuan agar panjang sinyal dapat dihitung pada mikrokontroller. Berikut adalah gambar dari pengambilan sinyal pada Rangkaian One Shoot Multivibrator,



Gambar 4.2 Sinyal Fleksi dan Ekstensi pada Elbow Joint dan hasil output dari rangkaian One Shoot Multivibrator



Gambar 4.3 Sinyal Fleksi dan Ekstensi pada Shoulder Joint dan hasil output dari rangkaian One Shoot Multivibrator



Gambar 4.4 Sinyal Abduksi dan Adduksi pada Shoulder Joint dan hasil output dari rangkaian One Shoot Multivibrator

4.4 Rangkaian Logika

Pengujian ini dilakukan dimana semua rangkaian instrumentasi berada pada lengan. Pengujian dilakukan untuk mengetahui logika dari otot saat lengan bergerak.

Tabel 4.5 Tabel Gerbang Logika untuk sinyal EMG

Gerak 1	Gerak 2	Gerak 3	Output
0	0	0	0
0	1	0	0
1	1	0	1
1	1	1	1
1	1	0	1
1	0	0	1

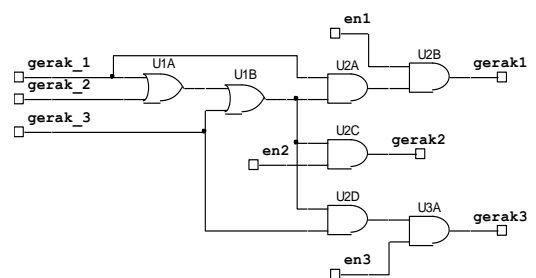
a.

Gerak 1	Gerak 2	Gerak 3	Output
0	0	0	0
0	1	0	1
1	1	0	1
1	1	1	1
0	1	0	1
0	0	0	0

b.

Gerak 1	Gerak 2	Gerak 3	Output
0	0	0	0
0	0	1	1
1	0	1	1
1	1	1	1
1	1	0	0
0	1	0	0

c.



Gambar 4.5 Gerbang Logika pada sinyal EMG

4.5 Pengiriman Data ke Lengan Robot

Pengiriman data dilakukan ketika dari tiap – tiap text waktu pada Visual Basic berubah. Berikut adalah pengujian pengiriman data,

Tabel 4.6 Pengiriman data pada lengan Ketiga Lengan 1

Time	Data Terkirim
756 ms	@1075600000000000y
840 ms	@1084000000000000y
1460 ms	@1146000000000000y

Lengan 2

Time	Data Terkirim
1401 ms	@0000011401000000y
1207 ms	@0000011207000000y
1360 ms	@0000011360000000y

Lengan 3

Time	Data Terkirim
1685 ms	@000000000011685y
1992 ms	@00000000001992y
1933 ms	@00000000001933y

Dari pengujian diatas dapat dilihat bahwa pengiriman data sudah sesuai dengan format pengiriman data. pengiriman data akan tereksekusi jika sudah mendapatkan informasi bahwa lengan robot sudah siap untuk menerima data.

4.5 Integrasi Total dengan Lengan Robot

Pengujian dilakukan untuk mengetahui apakah sudut lengan saat bergerak sama dengan gerak robot. Berikut adalah tabel pengujiannya,

Tabel 4.7 Perbandingan sudut motor 1 dengan lengan manusia

Time (ms)	Robot ($^{\circ}$)	Manusia ($^{\circ}$)	Error %
756	88	90	2,2
840	90	85	5,8
1401	118	115	2,6

Tabel 4.8 Pengujian perbandingan sudut yang dicapai motor 2 dengan lengan manusia

Time (ms)	Robot ($^{\circ}$)	Manusia ($^{\circ}$)	Error %
1401	75	80	6.25
1207	72	75	4
1360	85	83	2.4

Tabel 4.9 Pengujian perbandingan sudut yang dicapai motor 3 dengan lengan manusia

Time (ms)	Robot ($^{\circ}$)	Manusia ($^{\circ}$)	Error %
1685	98	95	3,1
1992	122	120	1,6
1933	115	110	4,5

Dari tabel 4.7, tabel 4.8 dan tabel 4.9 bahwa pengujian dilakukan untuk mengetahui kepresisian gerak lengan robot dan gerak lengan manusia. Dan dari pengujian tersebut didapati error, dimana error ini dikarenakan saat lengan bergerak dengan kontraksi otot yang berbeda saat bergerak dan tidak ada yang sama satu dengan yang lain (misalkan pada saat pengujian pencarian *set point*, lengan manusia dengan sudut yang sama menghasilkan time yang berbeda). Dengan otot yang besar kontraksinya maka akan semakin lama *time* yang didapat.

V. KESIMPULAN DAN SARAN

Setelah melakukan tahap perancangan dan pembuatan sistem yang dilanjutkan dengan pengujian dan analisa, maka dapat dilakukan analisa, yaitu:

1. Dengan error maksimal pada pengujian lengan pertama sebesar 2.6%, lengan kedua 6.25%, lengan ketiga 4.5 % mengindikasikan bahwa kecepatan motor yang diatur konstan belum bisa menyamai posisi lengan sebenarnya, dikarenakan lengan dapat mencapai suatu sudut dengan nilai *time* yang berbeda - beda.
2. Penggunaan beban sangat berpengaruh pada kontraksi otot, dengan kenaikan amplitudo sinyal berkisar 200mV – 700mV untuk beban 1 kg, dan 1000mV – 1500mV, sehingga semakin besar nilai beban yang digunakan maka nilai amplitudo yang dihasilkan menjadi lebih besar.
3. Nilai T_{off} pada rangkaian comparator terjadi karena terdapat sinyal elektromiografi yang nilai amplitudonya tidak melebihi tegangan yang ada pada rangkaian comparator.
4. Sinyal yang dihasilkan pada rangkaian *one shoot multivibrator* lebih lambat 10 ms – 20 ms daripada sinyal elektromiografi, karena perhitungan nilai T_{off} pada rangkaian comparator.
5. Waktu yang terhitung pada mikrokontroler tidak sama dengan waktu yang tercatat pada oscilloscope, dengan perbedaan 20ms – 40 ms untuk pengujian lengan pertama, 40 ms – 60 ms untuk pengujian lengan kedua, dan 40 ms – 60 ms untuk pengujian lengan ketiga. Hal ini dikarenakan eksekusi program pada mikrokontroler membutuhkan waktu.

5.1. SARAN

Proyek Akhir ini masih banyak kekurangan dalam kesesuaian gerak. Oleh karena itu penulis memberikan saran bahwa pengolahan sinyal elektromiografi lebih ke pengolahan sinyal secara software demi mendapatkan hasil yang lebih baik.

DAFTAR PUSTAKA

1. *Selected Topics in Surface Electromyography For Use in The Occupation Setting: Expert Perspectives*, U.S. Department of Health And Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health.
2. http://en.wikipedia.org/wiki/Driven_right_leg_circuit.
3. Quach, Jee Hong. 2007. *Surface Electromyography: Use, Design & Technological Overview*. Concordia University.
4. De Luca, Carlo J. 1993. *The Use of Surface Electromyography in BioMechanics*. NeuroMuscular Research Center, Boston University.
5. Kim, Jonghwa., Mastnik, Stephan., Andre, Elisabeth., 2008. *EMG – Based Hand Gestured Recognition for Realtime Biosignal Interfacing*. Lehrstuhl fur Multimedia Konzepte und ihre Anwendungen Eichleinerstr. Augsburg. Germany.
6. Saravanan, N. and Kazi M.S., Mr. Mehboob., *Biosignal Based Human – Machine Interface for Robotic Arm*. Madras Institute of Technology.
7. Crawford, B., Miller, K., Shenoy, P., Rao, R., 2005. *Real Time Classification of Electromyographic Signal for Robotic Control*. Department of Computer Science. University of Washington. United State of America.
8. Susianti, M., 2009. *Identifikasi Sinyal Electromyography (EMG) Pada Gerak Ekstensi – Flexi Siku Dengan Metode Konvolusi dan Jaringan Saraf Tiruan Untuk Input Robot Lengan*. Politeknik Elektronika Negeri Surabaya – Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Surabaya.
9. Kitchin, Charles and Counts, Lew. 2006. *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifier*. Third Edition. Analog Device. United State of America.
10. *Active Filter Design Techniques*. Texas Instrument
11. <http://binhasyim.wordpress.com/2008/04/04/fungsi-unit-motor-elektromiografi-bag4/>
12. Hamdy, Nadder. 2008. *Applied Signal Processing: Concept, Circuits, and Systems*. CRC Press. London
13. Buku Diktat RE3, PENS – ITS
14. Datasheet 74HC123
15. Datasheet Mikrokontroler ATmega 32
16. <http://id.wikipedia.org/wiki/Potensiometer>

DAFTAR PUSTAKA

17. *Selected Topics in Surface Electromyography For Use in The Occupation Setting: Expert Perspectives*, U.S. Department of Health And Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health.
18. http://en.wikipedia.org/wiki/Driven_right_leg_circuit.
19. Quach, Jee Hong. 2007. *Surface Electromyography: Use, Design & Technological Overview*. Concordia University.
20. De Luca, Carlo J. 1993. *The Use of Surface Electromyography in BioMechanics*. NeuroMuscular Research Center, Boston University.
21. Kim, Jonghwa., Mastnik, Stephan., Andre, Elisabeth., 2008. *EMG – Based Hand Gestured Recognition for Realtime Biosignal Interfacing*. Lehrstuhl für Multimedia Konzepte und ihre Anwendungen Eichleinerstr. Augsburg. Germany.
22. Saravanan, N. and Kazi M.S., Mr. Mehboob., *Biosignal Based Human – Machine Interface for Robotic Arm*. Madras Institute of Technology.
23. Crawford, B., Miller, K., Shenoy, P., Rao, R., 2005. *Real Time Classification of Electromyographic Signal for Robotic Control*. Department of Computer Science. University of Washington. United State of America.
24. Susianti, M., 2009. *Identifikasi Sinyal Electromyography (EMG) Pada Gerak Ekstensi – Flexi Siku Dengan Metode Konvolusi dan Jaringan Saraf Tiruan Untuk Input Robot Lengan*. Politeknik Elektronika Negeri Surabaya – Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Surabaya.
25. Kitchin, Charles and Counts, Lew. 2006. *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifier*. Third Edition. Analog Device. United State of America.
26. *Active Filter Design Techniques*. Texas Instrument
27. <http://binhasyim.wordpress.com/2008/04/04/fungsi-unit-motor-elektromiografi-bag4/>
28. Hamdy, Nadder. 2008. *Applied Signal Processing: Concept, Circuits, and Systems*. CRC Press. London
29. Buku Diktat RE3, PENS - ITS