



**PERANCANGAN SISTEM KENDALI ROBOT TANGAN
BERBASIS JARINGAN SYARAF TIRUAN DAN *SYNERGY FEATURE***

SKRIPSI

Oleh

Nuharizka Intan Fauziah

NIM 141910201087

PROGRAM STUDI STRATA 1 TEKNIK ELEKTRO

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS JEMBER

2019



**PERANCANGAN SISTEM KENDALI ROBOT TANGAN
BERBASIS JARINGAN SYARAF TIRUAN DAN *SYNERGY*
*FEATURE***

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Strata 1 Teknik Elektro
dan mencapai gelar Sarjana Teknik

Oleh

Nuharizka Intan Fauziah

NIM 141910201087

**PROGRAM STUDI STRATA 1 TEKNIK ELEKTRO
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS JEMBER**

2019

PERSEMBAHAN

Alhamdulillah, atas berkat rahmat Allah Subhanahu Wa Ta'ala serta kasih sayangnya yang melimpah kepada seluruh alam serta kepada hamba-hambanya, sehingga saya bisa menyelesaikan penelitian ini.

Akhirnya, saya persembahkan skripsi ini kepada.

1. Kedua orang tua, Ibu Widiarti Kuncoro dan Bapak Anang Hariono;
2. Guru-guru dan dosen sejak taman kanak-kanak hingga perguruan tinggi;
3. Almamater tercinta, Jurusan Teknik Elektro Universitas Jember;
4. Serta seluruh teman-teman yang penulis kenal dan teman-teman yang membaca skripsi ini.

MOTO

Allah akan meninggikan orang-orang yang beriman di antaramu dan orang-orang yang diberi ilmu pengetahuan beberapa derajat.
(terjemahan Q.S. al-Mujadalah : 11)*)

Menuntut ilmu wajib hukumnya bagi setiap muslim.
(HR. Ibnu Majah)

Miracle is another name of hard effort and pray.
(Nuharizka Intan Fauziah)

Baik tak selalu baik, buruk tak selalu buruk. Ikuti saja fasenya.
(Widiarti Kuncoro)

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Nuharizka Intan Fauziah

NIM : 141910201087

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya ilmiah yang berjudul “Perancangan Sistem Kendali Robot Tangan Berbasis Jaringan Syaraf Tiruan Dan *Synergy Feature*” adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumbernya, belum pernah diajukan pada institusi mana pun, dan bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab penuh atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa adanya tekanan dan paksaan dari pihak manapun serta bersedia mendapat sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 07 Februari 2019

Yang menyatakan

Nuharizka Intan Fauziah

NIM 141910201087

SKRIPSI

**PERANCANGAN SISTEM KENDALI ROBOT TANGAN
BERBASIS JARINGAN SYARAF TIRUAN DAN *SYNERGY FEATURE***

Oleh

Nuharizka Intan Fauziyah

NIM 141910201087

Pembimbing :

Dosen Pembimbing Utama : Khairul Anam, S.T., M.T., Ph.D

Dosen Pembimbing Anggota : Sumardi, S.T., M.T.

PENGESAHAN

Skripsi berjudul ” **Perancangan Sistem Kendali Robot Tangan Berbasis Jaringan Syaraf Tiruan Dan Synergy Feature**” telah diuji dan disahkan oleh Fakultas Teknik Universitas Jember pada :

Hari : Rabu

Tanggal : 7 Februari 2019

Tempat : Fakultas Teknik Universitas Jember

Tim penguji,

Ketua,

Sekretaris,

Khairul Anam, S.T., M.T., Ph.D

NIP 197804052005011002

Sumardi, S.T., M.T.

NIP 196701131998021001

Anggota I,

Anggota II,

Alfredo Bayu Satriya, S.T., M.T.

NIP 198905192015041001

Guido Dias Kalandro, S.ST., M.Eng.

NRP 760015734

Mengesahkan

Dekan Fakultas Teknik

Dr. Ir. Entin Hidayah, M.U.M.

NIP 196612151995032001

Perancangan Sistem Kendali Robot Tangan Berbasis Jaringan Syaraf Tiruan Dan *Synergy* *Feature*

Nuharizka Intan Fauziyah

Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Jember

ABSTRAK

Amputasi merupakan pemisahan sebagian dari bagian tubuh ekstremitas atau seluruhnya, dapat dikatakan pembedahan dengan tindakan pembuangan bagian tubuh. Amputasi merupakan pilihan terakhir apabila ‘bagian tubuh’ ekstremitas tidak dapat disembuhkan dengan cara lain. Banyaknya kasus amputasi yang terjadi menyebabkan pasien pasca amputasi mengalami isolasi sosial dan kurangnya pemenuhan kebutuhan, sehingga perlunya solusi untuk pasien pasca amputasi. Perancangan system kendali untuk robot tangan ini diharapkan menjadi solusi bagi pasien pasca amputasi sebagai pengganti lengan. Robot tangan yang dirancang ini menggunakan Arduino Uno pada mikrikontrolernya dan menggunakan motor linear dari Actuonix sebagai penggeraknya. Robot tangan ini bekerja berdasarkan hasil olah data sinyal EMG yang diidentifikasi dengan Myo Armband. Seluruh data sinyal EMG yang terakuisisi diolah menggunakan fitur sinergi dan diklasifikasikan menggunakan jaringan syaraf tiruan. Pengujian sistem dilakukan pada lima orang sehat dengan melakukan tiga jenis gerakan yaitu genggam ringan, sedang dan kuat. Serta dengan tiga posisi yang berbeda yaitu tangan lurus ke bawah (P1), tangan direbahkan di atas meja (P2) dan tangan berdiri di atas meja (P3). Pengujian dilakukan dengan parameter *windows size* sebesar 150ms, *win increament* sebesar 50 ms, fitur sinergi jenis MAV dengan *number of synergy* 8, dan jenis klasifikasi RBF-ELM dengan nilai gamma 0,1 pada pengujian *offline* dan pengujian *online* atau *real-time*, dengan masing-masing memiliki nilai akurasi 96,16 % pada pengujian *offline* dan 62.88% pada pengujian *online*.

Kata kunci: Electromyograph (EMG), Myo Armband, Extreme Learning Machine, Fitur Sinergi

Design of Hand Robot Control System Based on Artificial Neural Network and Synergy Feature

Nuharizka Intan Fauziyah

Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, University of Jember

ABSTRACT

Amputation is the separation of part of the body part of the extremity or entirely, it can be said to be surgery with the action of a part of the body. Amputation is the last option when the 'body' extremities can not be cured by any other means. The number of amputation cases that occur causes post amputation patients to experience social isolation and lack of fulfillment of needs, so the need for a solution for patients after amputation. The design of the control system for the robot arm is expected to be a solution for patients with post-amputation as a replacement arm. The hand robot designed uses Arduino Uno on its microcontroller and uses a linear motor from Actuonix as its driver. This hand robot works based on the results of EMG signal data processing identified with Myo Armband. All acquired EMG signal data is processed using synergy features and classified using artificial neural networks. System testing was carried out on five healthy people by carrying out three types of movements namely low, medium and strong handheld. And with three different positions, hands straight down (P1), hands rested on the table (P2) and hands stand on the table (P3). Tests are carried out with a windows size parameter of 150 ms, windows increment of 50 ms, synergy features of MAV types with number of synergy 8, and RBF-ELM classification types with gamma values of 0.1 in offline testing and online or real-time testing, with each has an accuracy value of 96.16% in offline testing and 62.88% in online testing.

Keywords: *Electromyograph (EMG), Myo Armband, Extreme Learning Machine, Synergy Feature.*

RINGKASAN

Perancangan Sistem Kendali Robot Tangan Berbasis Jaringan Syaraf Tiruan Dan Synergy Feature; Nuharizka Intan Fauziyah; 141910201087; 2019; 65 halaman; Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Jember.

Manusia dapat bergerak dan melakukan aktivitas karena memiliki anggota gerak, berupa tangan dan kaki. Kehilangan anggota gerak memberikan dampak yang besar bagi manusia, baik disebabkan kelumpuhan maupun amputasi. Pengertian dari amputasi sendiri merupakan pemisahan sebagian dari bagian tubuh ekstremitas atau seluruhnya. Amputasi merupakan pilihan terakhir apabila ‘bagian tubuh’ ekstremitas tidak dapat disembuhkan dengan cara lain, sehingga membahayakan keselamatan pasien, atau merusak bagian tubuh pasien yang masih dalam kondisi baik, seperti terjadinya infeksi. Banyaknya kasus amputasi yang terjadi memberikan dampak bagi pasien pasca amputasi berupa isolasi social maupun kurangnya pemenuhan kebutuhan, baik dari segi keuangan, pekerjaan dan kegiatan bersosial lainnya. Sehingga perlunya ada upaya dalam mengembalikan kebutuhan pasien. Robot tangan merupakan solusi yang tepat bagi pasien pasca amputasi untuk menggantikan fungsi tangan. Agar robot dapat bergerak sesuai dengan keinginan pasien, diperlukan sistem kontrol dan pengolahan yang tepat. Pada penelitian ini penulis memilih untuk menggunakan sinyal EMG yang diperoleh dari Myo Armband, dan diproses menggunakan fitur sinergi dan jaringan syaraf tiruan.

Tahapan yang dilakukan pada penelitian ini yang pertama, pengambilan data EMG dari lima pasien sehat dengan 3 (tiga) posisi dan kekuatan tekanan tangan yang berbeda. Tiga posisi yang dimaksud adalah tangan lurus ke bawah (P1), tangan direbahkan di atas meja (P2) dan tangan berdiri di atas meja (P3) sedangkan tiga kekuatan tekanan yang dimaksud adalah *low force*, *medium force* dan *strong force*. Tahap kedua dari penelitian ini adalah pengujian secara *offline* untuk menentukan parameter yang menghasilkan nilai akurasi terbaik. Tahap yang terakhir yakni pengujian *online* untuk mengetahui hasil pergerakan dari robot.

Pada pengujian *offline* diperoleh parameter dengan akurasi terbaik yakni nilai *windows size* yang digunakan sebesar 150 ms, *windows increament* sebesar 50

ms, jenis fitur sinergi yang digunakan adalah MAV dengan *number of synergr* 8. Jenis pengklasifikasian yang dipilih dari keempat klasifier (ELM, RBF-ELM, LDA, dan LIBSVM) adalah RBF-ELM dengan nilai gamma 0.1. Pada pengujian *offline* dan *online* memiliki nilai rata-rata yang berbeda, yakni 92.16 % untuk pengujian *offline* dan 62.88 % pada pengujian *online*. Pergerakan robot telah sesuai dengan gerakan tangan dan terdeteksi dengan baik.



SUMMARY

Design of Hand Robot Control System Based on Artificial Neural Network and Synergy Feature; Nuharizka Intan Fauziyah; 141910201087; 2019; 65 pages; Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, University of Jember

Humans can move and do activities because they have limbs, in the form of hands and feet. Loss of limbs has a big impact on humans, both due to disablement and amputation. The definition of amputation itself is the separation of part of the body part of the limb or entirely. Amputation is the last choice if the extremities of the 'body part' cannot be cured by other means, thus endangering patient safety, or damaging the body parts of patients who are still in good condition, such as infection. The number of amputation cases that occur has an impact on patients after amputation in the form of social isolation and lack of fulfillment of needs, both in terms of finance, work and other social activities. So the need for efforts to restore the patient's needs. Robot hand is the right solution for patients after amputation to replace hand function. In order for the robot to move according to the wishes of the patient, an appropriate control and processing system is needed. In this study the authors chose to use EMG signals obtained from Myo Armband, and processed using synergy and neural network features.

The first step in this study was EMG data collection from five healthy patients with 3 (three) different positions and strengths of hand pressure. The three positions in intended are straight down (P1), hands are laid on the table (P2) and hands stand on the table (P3) while the three pressure forces in intended are low force, medium force and strong force. The second step of this research is offline testing to determine the parameters that produce the best accuracy value. The last step is online testing to find out the results of the movement of the robot.

In offline testing parameters obtained with the best accuracy the value of the windows size is used by 150 ms, 50 ms increament windows, the kind of features that synergies be used is the MAV with the number of synergr 8. Type classification selected from the four classifier (ELM, RBF-ELM , LDA, and LIBSVM) is RBF-ELM with a gamma value of 0.1. Offline and online testing has different average

values, 92.16% for offline testing and 62.88% for online testing. The movement of the robot is in accordance with hand movements and detected properly.



PRAKATA

Puji syukur kehadiran Allah SWT yang maha kuasa atas segalanya, karena dengan ridho, hidayah dan petunjuk-Nya, penulis dapat menyelesaikan skripsi ini. Selama penyusunan skripsi ini penulis mendapat bantuan berbagai pihak yang turut memberikan bantuan berupa motivasi, inspirasi, bimbingan, doa, fasilitas dan dukungan lainnya yang membantu memperlancar pengerjaan skripsi ini. Untuk itu penulis mengucapkan terimakasih kepada.

1. Ibu Dr. Ir. Entin Hidayah, M.U.M., Selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Jember;
2. Bapak Dr. Bambang Srikaloko, S.T., M.T., Selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Jember dan dosen pembimbing akademik yang selalu membimbing dan memberi motivasi dari awal semester;
3. Bapak Khairul Anam ST., M.T., PH.D. dan Bapak Sumardi, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing yang telah membimbing menyelesaikan tugas akhir ini;
4. Bapak Alfredo Bayu Satriya, S.T., M.T. dan Bapak Guido Dias Kalandro, S.ST., M.Eng. selaku dosen penguji yang sudah memberikan saran untuk memperbaiki tugas akhir ini;
5. Kedua Orangtua penulis Ibu Widiarti Kuncoro dan Bapak Anang Hariono yang selalu menjadi sumber motivasi penulis untuk segera menyelesaikan skripsi ini serta terima kasih atas segala kasih sayang dan doa yang tidak pernah ada habisnya hingga saat ini;
6. Adik-adik penulis Firdaus Bima Firmansyah, Firdaus Bia Firmansya, Smart Titan Hawayun Ilmi, Hanifah Maahiroh Muzawwidah, Najma Firdausi As-sadidah dan Dzakiya Ziyadatun Najah yang menjadi semangat penulis untuk segera membahagiakan mereka;
7. Keluarga besar Teknik Elektro Universitas Jember Angkatan 2014 yang sudah memberikan warna, pengetahuan, pengalaman, persahabatan, dukungan dan semangat penulis di masa perkuliahan;
8. Mas Wawan dan seluruh keluarga besar Laboratorium Elektronika dan Terapan, serta Laboratorium Sistem Kendali angkatan 2014 – 2015 yang telah memberikan ilmu-ilmunya serta pengalaman kepada penulis;
9. Richard, Faiq, Dhamas, Wahyu, Aden, Drajad, Ikhsan, Muti, Tinton dan Fikri sebagai teman-teman satu konsentrasi Elektronika dan Sistem Kendali yang menemani masa-

masa perkuliahan penulis, memberikan semangat, teman bertukar pikiran dan membantu penulis dalam menghadapi lika-liku tugas masa perkuliahan;

10. Dwi Sukma Aji, S.T sekeluarga yang selalu menjadi tempat penulis untuk meluapkan semua keluh kesah serta dengan sabar memotivasi dalam pengerjaan skripsi ini;
11. Mutiara Nurwidyaning Lusi dan Mas Cries Avian yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan skripsi ini;
12. Hadid, Tjoy, Kaped, Fayer, Arief, Ujek, Adel, Nganjuk, Aji, Hoshi', dan Mas Bagus yang telah rela untuk menjadi tempat keluh kesah baik suka maupun duka selama menjalankan kuliah semester akhir dan selama proses skripsi ini;
13. Sahabat-sahabat penulis di Mojokerto (Firda, Nada, dan Zila) yang telah memberikan keceriaan dan dukungan kepada penulis;
14. Serta semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu per satu yang telah mendukung dan memberikan semangat penulis untuk menyelesaikan skripsi ini.

Semoga skripsi ini dapat bermanfaat dalam mengembangkan ilmu pengetahuan khususnya untuk disiplin ilmu teknik elektro. Kritik dan saran yang membangun diharapkan terus mengalir untuk lebih menyempurnakan skripsi ini dan dapat dikembangkan untuk penelitian selanjutnya;

Jember, 07 Februari 2019

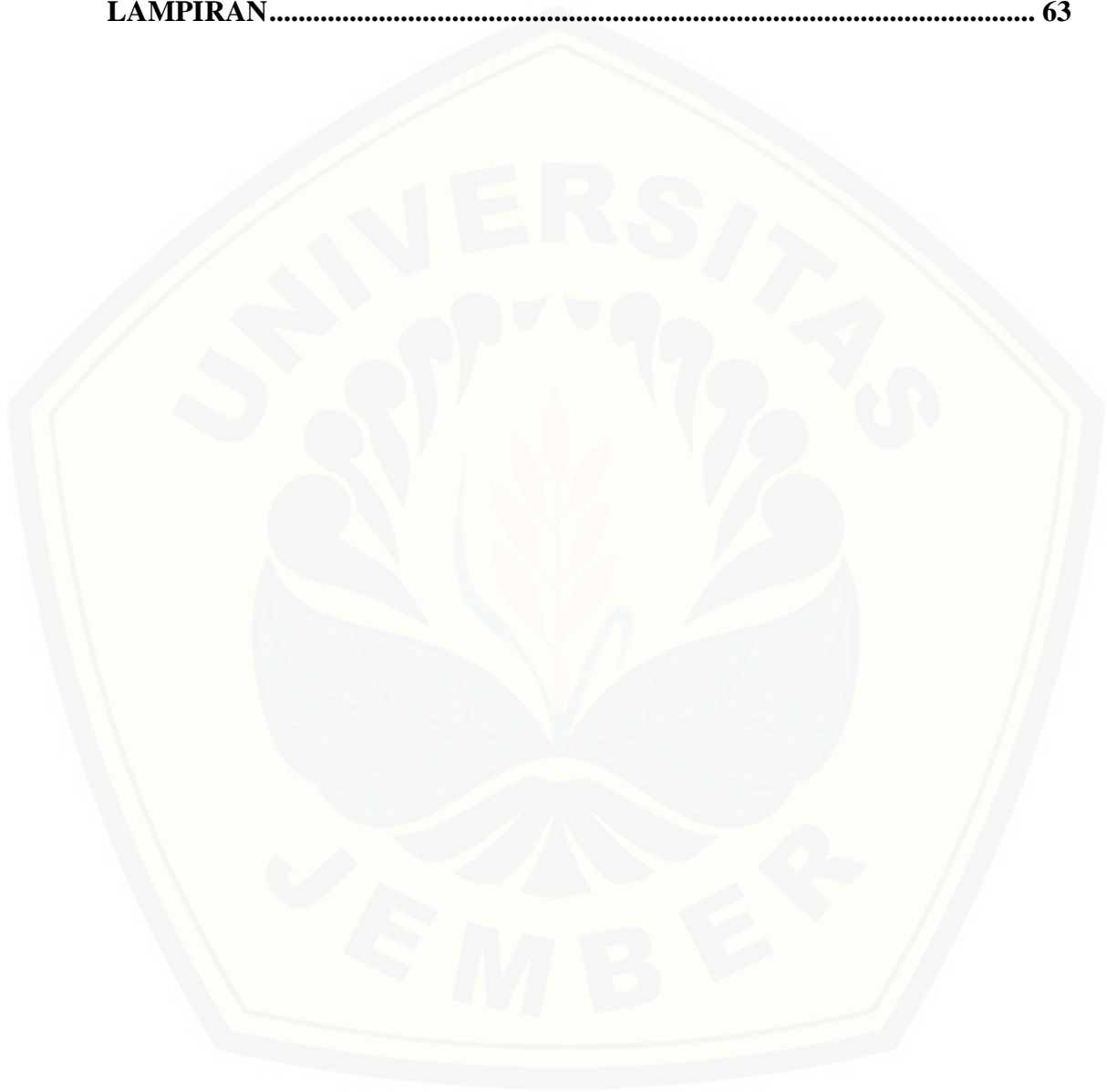
Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL.....	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSEMBAHAN	iii
HALAMAN MOTTO	iv
HALAMAN PERNYATAAN.....	v
HALAMAN PEMBIMBING	vi
HALAMAN PENGESAHAN.....	vii
RINGKASAN	x
SUMMARY	xii
PRAKATA	xiv
DAFTAR ISI.....	xvi
DAFTAR TABEL	xix
DAFTAR GAMBAR.....	xxi
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	4
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Penelitian Terkait	5
2.2 EMG (<i>Electromyography</i>)	6
2.2.1 Resting Membrane Potential.....	6
2.2.2 Muscle Fiber Action Potential	7
2.2.3 Potensial Aksi Motor Unit	7
2.3 ELM (<i>Extreme Learning Machine</i>)	8
2.4 Feature Extraction	10
2.4.1 Fitur EMG	10
2.4.1.1 MAV (<i>Mean Absolute Value</i>)	10
2.4.1.2 VAR (<i>Variance</i>).....	11

2.4.2	Fitur Sinergi	11
2.4.1.	MSV (<i>Mean Square Value</i>).....	12
2.4.2.	MAV (<i>Mean Absolute Value</i>)	12
2.4.3.	RMS (<i>Root Mean Square</i>).....	12
2.5	Myo Armband.....	12
2.6	Arduino Uno R3.....	15
2.7	Pemrograman Arduino dengan Matlab	16
BAB 3.	METODE PENELITIAN.....	19
3.1	Rancangan Penelitian.....	19
3.1.1	Tempat dan Waktu Penelitian	19
3.1.2	Jadwal Pelaksanaan Penelitian	19
3.2	Jenis dan Sumber Data	20
3.3	Metode Pengumpulan Data	20
3.4	Perancangan Alat	20
3.4.1	Perancangan Diagram Blok Sistem	21
3.4.2	Desain Mekanik Robot	21
3.4.4	Desain Elektronika.....	23
3.4.6	Perancangan <i>Software</i>	24
3.4.4.1	Akuisisi Sinyal EMG	24
3.4.4.2	Filtering.....	25
3.4.4.3	<i>Featurs Extraction</i>	25
3.5	Flowchart Sistem	25
4.1.	Rencana Data Pengujian.....	26
BAB 4.	HASIL DAN PEMBAHASAN.....	30
4.1.	Pengujian pada <i>Myo Armband</i>	30
4.2.	Pengujian Akuisisi Data.....	32
4.3.	Pengujian <i>Offline</i>	33
4.4.1.	Penentuan Parameter	33
4.4.2.	Kinerja Pengujian <i>Offline</i>	44
4.4.	Pengujian <i>Online</i>	52
4.4.1.	Pengujian <i>online</i> tanpa robot.....	52
4.4.2.	Pengujian <i>online</i> dengan robot.....	54

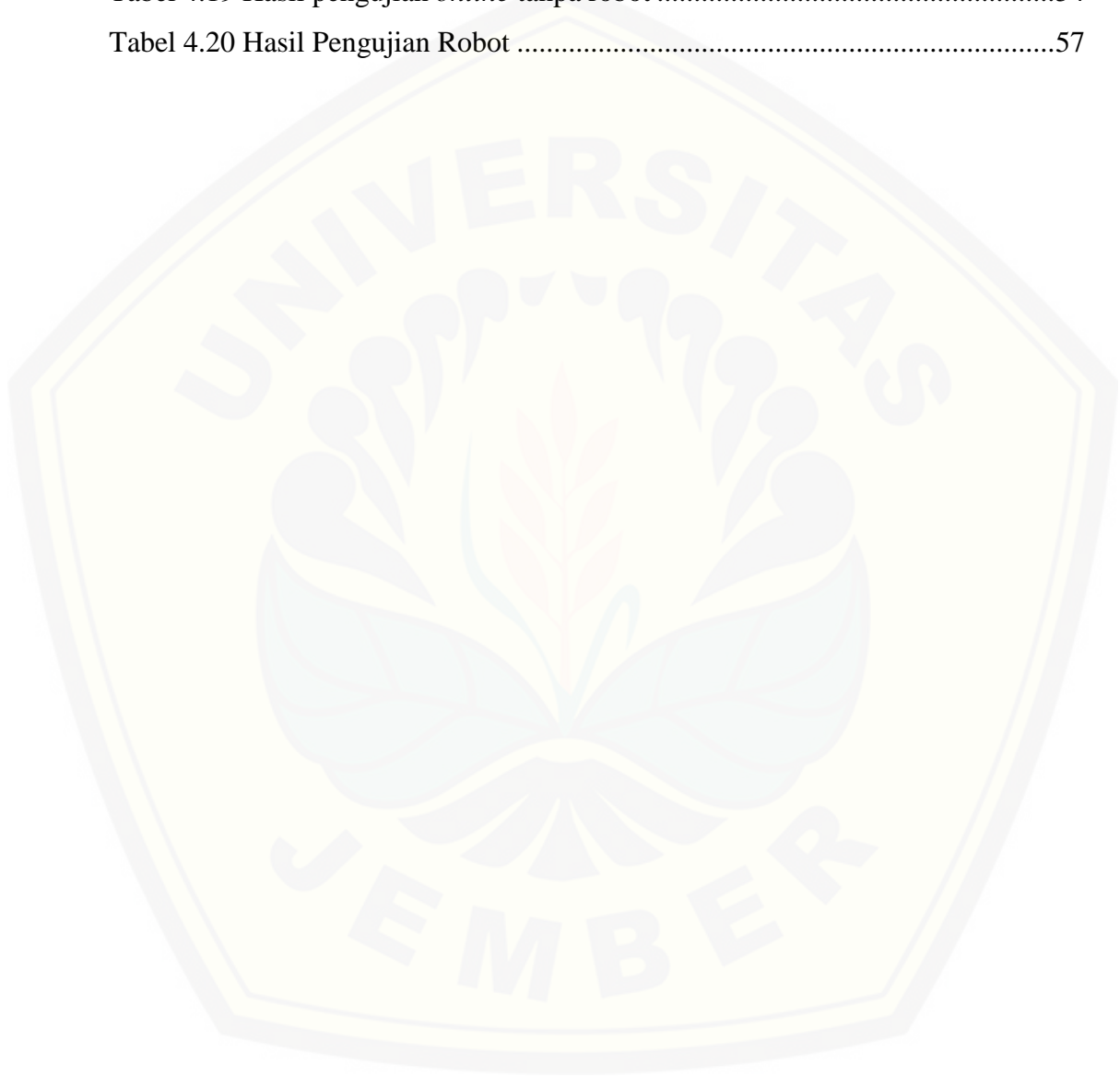
BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN	60
4.5. Kesimpulan	60
4.2. Saran	60
DAFTAR PUSTAKA	61
LAMPIRAN	63



DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Spesifikasi dan fitur sensor Myo Armband.....	14
Tabel 2.2 Spesifikasi dan Fitur Arduino UNO.....	15
Tabel 2.3 Spesifikasi motor linier L12	17
Tabel 3.1 Jadwal kegiatan penelitian	19
Tabel 3.2 Data diri objek.....	27
Tabel 4.1 Hasil Akurasi dalam persen (%) fitur Sinergi pada P1 <i>low force</i>	34
Tabel 4.2 Hasil Akurasi dalam persen (%) fitur Sinergi pada P1 <i>medium force</i> ...	35
Tabel 4.3 Hasil Akurasi dalam persen (%) fitur Sinergi pada P1 <i>strong force</i>	35
Tabel 4.4 Hasil Akurasi dalam persen (%) perubahan pada <i>winsize</i> tanpa <i>Majority Vote</i>	36
Tabel 4.5 Hasil Akurasi dalam persen (%) perubahan pada <i>winsize</i> dengan <i>Majority Vote</i>	37
Tabel 4.6 Hasil Akurasi dalam persen (%) dengan perubahan pada <i>win increament</i> tanpa <i>Majority Vote</i>	38
Tabel 4.7 Hasil dalam persen (%) dengan perubahan pada <i>win increament</i> menggunakan <i>Majority Vote</i>	39
Tabel 4.8 Hasil Akurasi dalam persen (%) dengan perubahan jumlah node pad ELM tanpa <i>Majority Vote</i>	40
Tabel 4.9 Hasil Akurasi dalam persen (%) dengan perubahan jumlah node pad ELM menggunakan <i>Majority Vote</i>	40
Tabel 4.10 Hasil Akurasi dalam persen (%) dengan perubahan gamma pada RBF-ELM tanpa <i>Majority Vote</i>	41
Tabel 4.11 Hasil Akurasi dalam persen (%) dengan perubahan gamma pada RBF-ELM menggunakan <i>Majority Vote</i>	42
Tabel 4.12 Hasil Akurasi dalam persen (%) dengan perubahan klasifikasi tanpa <i>Majority Vote</i>	43
Tabel 4.13 Hasil Akurasi dalam persen (%) dengan perubahan klasifikasi menggunakan <i>Majority Vote</i>	43
Tabel 4.14 Akurasi gerakan pada subjek 1	45

Tabel 4.15 Akurasi gerakan pada subjek 2	47
Tabel 4.16 Akurasi gerakan pada subjek 3	48
Tabel 4.17 Akurasi gerakan pada subjek 4	50
Tabel 4.18 Akurasi gerakan pada subjek 5	51
Tabel 4.19 Hasil pengujian <i>online</i> tanpa robot	54
Tabel 4.20 Hasil Pengujian Robot	57



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 <i>Struktur Otot</i>	7
Gambar 2.2 Struktur ELM	9
Gambar 2.3 <i>Fase testing sinyal EMG</i>	10
Gambar 2.4 <i>Myo Armband</i>	13
Gambar 2.5 <i>Myo Armband</i> dilengkapi kabel <i>USB, Bluetooth Adapter</i> dan <i>Sizing Clips</i>	14
Gambar 2.6 Arduino terhubung ke komputer yang menjalankan MATLAB	16
Gambar 2.7 <i>Simulink</i> mengembangkan algoritma kemudian dikirim ke Arduino.	17
Gambar 2.8 Motor linier L12-1.....	17
Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem	21
Gambar 3.2 Robot tangan dan jari-jari tangan	21
Gambar 3.3 Robot jari tampak samping	22
Gambar 3.4 Robot jari tangan tampak depan.....	22
Gambar 3.5 Desain Elektronika Robot	23
Gambar 3.6 Rangkaian Arduino dengan Motor Linear L12	23
Gambar 3.7 Perancangan <i>Software</i>	24
Gambar 3.8 <i>Myo Armband</i> untuk akuisisi sinyal EMG	24
Gambar 3.9 <i>Flowchart</i> Sistem	26
Gambar 3.10 Tangan direbahkan di atas meja (P2) kondisi mencubit	28
Gambar 3.11 Tangan berdiri di atas meja (P3) kondisi menggenggam.....	28
Gambar 3.12 Tangan lurus ke bawah (P1) kondisi rileks	29
Gambar 4.1 Pengujian <i>Myo ArmBand</i> pada saat rileks dan menggenggam	31
Gambar 4.2 Tampilan Matlab 2015 untuk akuisisi data	32
Gambar 4.3 Tampilan untuk pengujian <i>offline</i>	44
Gambar 4.4 Grafik Nilai Akurasi Subjek 1	45
Gambar 4.5 Grafik Nilai Akurasi Subjek 1	46
Gambar 4.6 Grafik Nilai Akurasi Subjek 2	46
Gambar 4.7 Tampilan <i>matrix confusion</i> Subjek 2	47
Gambar 4.8 Grafik Pengujian Subjek 3	48

Gambar 4.9 <i>Matrix Confusion</i> dari Subjek 3	49
Gambar 4.10 Grafik Pengujian Subjek 4	49
Gambar 4.11 <i>Matrix Confusion</i> dari Subjek 4	50
Gambar 4.12 Grafik Pengujian Subjek 5	51
Gambar 4.13 <i>Matrix Confusion</i> dari Subjek 5	52
Gambar 4.14 tampilan GUI untuk pengujian <i>online</i>	53
Gambar 4.15 Pengujian <i>online</i>	54
Gambar 4.16 Gerakan robot <i>Thumb</i> (T).....	55
Gambar 4.17 Gerakan robot <i>Index</i> (I)	55
Gambar 4.18 Gerakan robot <i>Middle</i> (M)	55
Gambar 4.19 Gerakan robot <i>Ring</i> (R).....	55
Gambar 4.20 Gerakan robot <i>Little</i> (L)	56
Gambar 4.21 Gerakan Robot <i>Thumb-Index</i> (TI).....	56
Gambar 4.22 Gerakan robot <i>Relax</i> (RE)	56
Gambar 4.23 Gerakan Robot <i>Hand-Close</i> (HC).....	56
Gambar 4.24 Gerakan <i>Thumb</i> Robot dan Jari.....	57
Gambar 4.25 Gerakan <i>Index</i> Robot dan Jari	57
Gambar 4.26 Gerakan <i>Middle</i> Robot dan Jari.....	57
Gambar 4.27 Gerakan <i>Ring</i> Robot dan Jari	58
Gambar 4.28 Gerakan <i>Little</i> Robot dan Jari.....	58
Gambar 4.29 Gerakan <i>Thumb-Index</i> Robot dan Jari.....	58
Gambar 4.30 Gerakan <i>Relax</i> Robot dan Jari.....	59
Gambar 4.31 Gerakan <i>Hand-close</i> Robot dan Jari.....	59
Gambar 4.32 Nilai Akurasi Pengujian Robot	59

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Manusia dapat bergerak dan melakukan aktivitas karena memiliki anggota gerak, berupa tangan dan kaki. Menggenggam, menulis, melempar dan memukul merupakan fungsi dari anggota gerak atas, tangan. Karenanya kehilangan anggota gerak memberikan dampak yang besar bagi manusia, baik disebabkan kelumpuhan maupun amputasi.

Amputasi berasal dari kata “Amputate” yang berarti “pancung”. Pengertian dari amputasi sendiri merupakan pemisahan sebagian dari bagian tubuh ekstremitas atau seluruhnya, dapat dikatakan pembedahan dengan tindakan pembuangan bagian tubuh. Amputasi merupakan pilihan terakhir apabila ‘bagian tubuh’ ekstremitas tidak dapat disembuhkan dengan cara lain. Sehingga membahayakan keselamatan pasien, atau merusak bagian tubuh pasien yang masih dalam kondisi baik, seperti terjadinya infeksi. (Bruner dan Sudarth, 2002)

Kasus amputasi di Amerika mencapai 43.000 kasus pertahunnya dengan jumlah penduduk 280.562.489 jiwa, dapat dikatakan kasus amputasi terjadi sekitar 0,02%. Sedangkan pendapat lain menyatakan bahwa kasus amputasi terus meningkat baik jumlah maupun nilai presentase dari jumlah penduduk. Dengan jumlah penduduk 307.212.123 jiwa kasus amputasi terjadi sebanyak 158.000 kasus, dengan kata lain sebanyak 0.05% kasus amputasi. Sebanyak 85% hingga 90% dari kasus amputasi terjadi pada bagian anggota gerak.(Kaban, 2015). Di Indonesia sendiri belum diketahui pasti jumlah kasus amputasi yang terjadi. Walaupun demikian kasus amputasi memberikan dampak yang signifikan berupa isolasi social maupun kurangnya pemenuhan kebutuhan, baik dari segi keuangan, pekerjaan dan kegiatan bersosial lainnya. Sehingga perlunya ada upaya dalam mengembalikan kebutuhan pasien.

Perkembangan robot pada zaman sekarang telah mencakup berbagai bidang, salah satunya bidang kesehatan, dari monitoring atau pemantauan hingga pemulihan atau rehabilitasi. Sehingga meringankan petugas medis dalam penanganan pasien. Penggunaan robot sebagai rehabilitasi telah banyak digunakan diberbagai

negara, salah satunya Indonesia. Upaya yang dapat dilakukan guna mengembalikan kebutuhan pasien amputasi salah satunya adalah prostetik. Menurut KBBI (Kamus Besar Bahasa Indonesia) prostetik berkenaan dengan ilmu kedokteran yang mempelajari desain, produksi, dan penggunaan bagian tubuh buatan.

Berbagai penelitian prostetik juga telah banyak dilakukan. Salah satunya “Desain dan Manufaktur Robot dengan Empat derajat Kebebasan sebagai Alat Bantu Rehabilitasi Rentang Pergerakan Sendi Pasif untuk Lengan” (Rachman, 2014). Penelitian ini menghasilkan desain prostetik untuk lengan dari alumunium yang ringan, namun robot ini hanya focus pada lengan tidak mencakup jari-jari tangan. “Pergerakan Jari Tangan Prostetik menggunakan Aktuator *Muscle Wire* dengan Input Voice Command” (Linda, 2014). Penelitian ini menggerakkan jari jari tangan prostetik menggunakan suara, sehingga kurang praktis jika digunakan oleh penyandang tuna wicara serta masih menggunakan system control *open loop*. “Rancang Bangun *Prototype* Robot Tangan Untuk Terapi Penyandang Disabilitas Pasca Stroke Berbasis EMG Menggunakan Algoritma *Extreme Learning Machine* “ (Gilang, 2018). Penelitian ini bertujuan untuk membantu pasien stroke dalam melakukan terapi menggerakkan tangan, metode yang digunakan yakni metode *Extreme Learning Machine*. Namun penggunaan sensor Myoware pada penelitian ini dianggap kurang tepat, dikarenakan kurang besarnya jangkauan sensor dalam mendeteksi perubahan pergerakan pada lengan, serta gerakan hanya mencakup membuka dan menutup telapak tangan. Hal inilah yang mendasari penulis dalam melakukan penelitian untuk robot tangan pada pasien pasca amputasi, dengan gerakan yang lebih banyak serta menggunakan sensor dengan jangkauan yang dapat meliputi seluruh lengan, yakni Myo Armband. Pemilihan fitur dan klasifikasi nantinya juga akan dibahas pada penelitian ini, untuk mengetahui jenis klasifikasi terbaik.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang diatas, dapat dirumuskan beberapa rumusan masalah sebagai berikut :

1. Bagaimana penentuan parameter untuk mengolah sinyal EMG sehingga dapat menggerakkan jari tangan ?
2. Berapakah nilai akurasi dari pengujian *offline* dan *online*?
3. Bagaimana cara mengklasifikasikan gerakan jari tangan sehingga mengetahui error pada gerakan setiap jari ?
4. Bagaimana kesesuaian gerakan tangan dan gerakan robot dari hasil pengujian *online* menggunakan robot ?

1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah dalam skripsi ini adalah sebagai berikut :

1. Metode yang digunakan adalah *Extreme Learning Machine* (ELM).
2. Robot dikendalikan dengan sinyal EMG yang diterima dari Myo Armband.
3. Gerakan jari-jari robot hanya meliputi membuka dan menutup pada kelima jari.
4. Robot prostetik hanya menjangkau daerah lengan bawah dan jari-jari tangan.
5. Sebagai acuan data dalam keadaan normal, menggunakan data tangan orang sehat.
6. Tidak membahas pengolahan data sensor pada Myo Armband, seperti penguatan sinyal di dalam Myo Armband
7. Menggunakan PC (*Personal Computer*) sebagai mikrokontroler dengan menggunakan Matlab.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari pembuatan skripsi ini adalah sebagai berikut :

1. Menggunakan robot tangan yang dikendalikan oleh sensor MyoBand berdasarkan aktivitas sinyal EMG.
2. Teridentifikasinya karakteristik dari sinyal otot pada saat melakukan gerakan 5 jari membuka dan menutup.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat pembuatan skripsi ini adalah sebagai berikut :

1. Hasil dari penelitian ini diharapkan bermanfaat sebagai alat bantu bagi seseorang yang tangannya di amputasi agar kegunaan tangannya dapat kembali.

1.6 Sistematika Penelitian

Penyusunan laporan penelitian ini disusun sebagai berikut :

1. BAB 1. PENDAHULUAN

Berisi latar belakang penelitian, rumusan masalah, batasan masalah, manfaat penelitian, dan sistematika penelitian.

2. BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

Berisi landasan teori penelitian, teori-teori terkait, dan bahan penelitian.

3. BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN

Mejelaskan tentang metode yang digunakan untuk menyelesaikan penelitian.

4. BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Berisi data hasil penelitan serta analisa terkait tujuan dan hasil penelitian.

5. BAB 5. PENUTUP

Pemaparan kesimpulan dan saran penulis.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

Pada bab ini menjelaskan tentang bagian-bagian dasar dalam penggunaan Myo armband untuk robot tangan sebagai pengganti tangan pasien amputasi. Penjelasan pertama dalam bab ini adalah pengertian dari *electromyography* (EMG) dan proses biologis munculnya EMG saat tubuh beraktifitas, salah satu biopotensial yang terdapat pada tubuh adalah potensial listrik pada otot. EMG mendeteksi potensial listrik dari sel-sel otot saat sel-sel elektrik neurologis diaktifkan, hingga dapat terekam dalam *electromyography*. Sedangkan nantinya pada robot tangan ini akan menggunakan *Myo Armband* sebagai sensor untuk mendeteksi potensial listrik pada otot.

Metode yang akan digunakan sebagai sistem kontrol pada penelitian ini agar dapat bekerja sesuai yang diinginkan merupakan metode ELM (*Extreme Learning Machine*). Metode *Extreme Learning Machine* merupakan salah satu metode pembelajaran baru dari jaringan syaraf tiruan. Metode ini memiliki tingkat pembelajaran yang lebih baik daripada metode konvensional lainnya. Pada bab ini juga akan menjelaskan tentang komponen-komponen yang akan digunakan, seperti *Myo Armband* dan Arduino beserta dengan fungsi masing-masing komponen pada sistem.

2.1 Penelitian Terkait

- a. Desain dan Manufaktur Robot dengan Empat derajat Kebebasan sebagai Alat Bantu Rehabilitasi Rentang Pergerakan Sendi Pasif untuk Lengan

Penelitian ini menghasilkan desain prostetik untuk lengan dari aluminium yang ringan, namun robot ini hanya fokus pada lengan tidak mencakup jari-jari tangan.

- b. Pergerakan Jari Tangan Prostetik menggunakan Aktuator *Muscle Wire* dengan Input Voice Command

Penelitian ini menggerakkan jari-jari tangan prostetik menggunakan suara, sehingga kurang praktis jika digunakan oleh penyandang tuna wicara serta masih menggunakan sistem kontrol *open loop*.

- c. Rancang Bangun *Prototype* Robot Tangan Untuk Terapi Penyandang Disabilitas Pasca Stroke Berbasis EMG Menggunakan Algoritma *Extreme Learning Machine*

Penelitian ini membantu pasien stroke dalam melakukan terapi menggerakkan tangan, metode yang digunakan yakni metode *Extreme Learning Machine*. Namun penggunaan sensor Myoware pada penelitian ini dianggap kurang tepat, dikarenakan kurang besarnya jangkauan sensor dalam mendeteksi perubahan pergerakan pada lengan, serta gerakan hanya mencakup membuka dan menutup telapak tangan.

2.2 EMG (*Electromyography*)

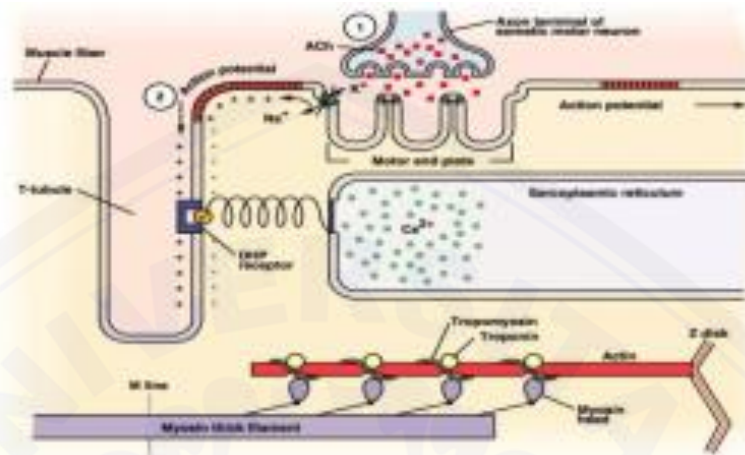
Electromyography adalah pendeteksian aktivitas elektrik dari otot dan saraf perifer, dengan merekam gelombang potensial yang dihasilkan oleh aktivitas elektrik baik ditimbulkan oleh saraf maupun otot, baik ketika otot kontraksi maupun relaksasi. Salah satu biopotensial yang terdapat pada tubuh adalah potensial listrik pada otot. EMG mendeteksi potensial listrik dari sel-sel otot saat sel-sel elektrik neurologis diaktifkan, hingga dapat terekam dalam *electromyography* (Yeni R, 2016). Otot merupakan jaringan pada tubuh yang memiliki tugas utama kontraksi. Kontraksi pada otot akan menimbulkan perpindahan atau pergerakan pada bagian tubuh, otot yang memiliki tugas ini merupakan otot lurik atau otot rangka. Pada otot inilah nantinya akan menimbulkan sinyal listrik atau sinyal EMG. (Rokhana and Wardana, 2009). Berikut beberapa faktor yang dapat mempengaruhi timbulnya sinyal EMG:

2.2.1 Resting Membrane Potential

Semua sel hidup menunjukkan perbedaan potensial listrik dalam dan luar membran. Setiap sel memiliki variasi yang berbeda antara -30 dan -90 mV. Persamaan tegangan Goldman-Hodgkin-Katz menggambarkan keadaan istirahat dari membran. Berikut persamaannya:

$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{p_{Na^+} [Na^+]_o + p_{K^+} [K^+]_o + p_{Cl^-} [Cl^-]_i}{p_{Na^+} [Na^+]_i + p_{K^+} [K^+]_i + p_{Cl^-} [Cl^-]_o}$$

Potensial membran bergantung pada konsentrasi ion permiss dan permeabilitas membran untuk ion-ion ini, yang sebagian besar ditentukan oleh pembukaan / penutupan saluran ion yang spesifik untuk ion tersebut



Gambar 2.1 Struktur Otot

2.2.2 Muscle Fiber Action Potential

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. (Rokhana and Wardana, 2009)

2.2.3 Potensial Aksi Motor Unit

Sejak aktivasi dari sebuah neuron motor alpha (alpha motor neuron) menyebabkan kontraksi serabut otot, sejumlah signal, sebagai kontribusi dari potensial aksi serabut otot yang biasanya diukur. Aktivitas listrik ini disebut

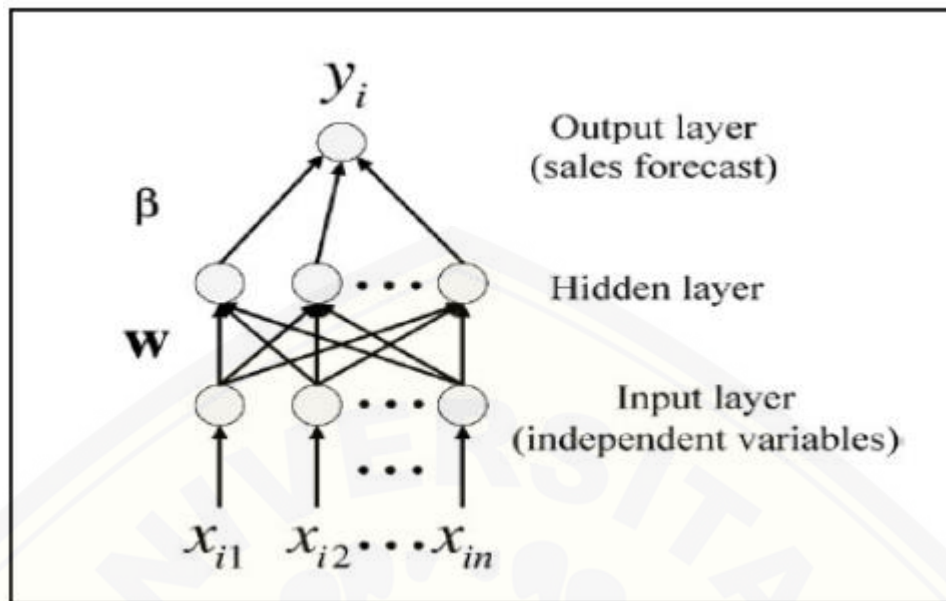
potensial aksi unit motor (MUAP). Jadi MUAP adalah gelombang yang diukur ketika sebuah unit motor diaktivasi pada suatu waktu. (Dharma Wibawa and Surya Sumpeno, 2017)

2.3 ELM (*Extreme Learning Machine*)

Extreme Learning Machine merupakan metode pembelajaran baru dari jaringan syaraf tiruan. Metode ini pertama kali diperkenalkan oleh Huang. ELM merupakan jaringan syaraf tiruan feedforward dengan single hidden layer atau biasa disebut dengan Single Hidden Layer Feedforward neural Networks (SLFNs) Metode pembelajaran ELM dibuat untuk mengatasi kelemahan-kelemahan dari jaringan syaraf tiruan terutama dalam hal learning speed. Metode ini memiliki tingkat pembelajaran yang lebih baik dibandingkan dengan metode konvensional lainnya berdasarkan perhitungan hasil nilai error yang diukur menggunakan nilai MSE (*Mean Square Error*) dan MAPE (*Mean Absolute Percentage Error*) (Khotimah, R and Yulianarta, 2010). Huang *et al* mengemukakan dua alasan mengapa JST feedforward lain mempunyai *learning speed* rendah, yaitu :

1. menggunakan *slow gradient based learning algorithm* untuk melakukan *training*.
2. semua parameter pada jaringan ditentukan secara *iterative* dengan menggunakan metode pembelajaran tersebut.

Pada ELM parameter-parameter seperti input weight dan hidden bias dipilih secara random, sehingga ELM memiliki learning speed yang cepat dan mampu menghasilkan good generalization performance.



Gambar 2.2 Struktur ELM (Agustina et al., 2010)

Metode ELM mempunyai model matematis yang berbeda dari jaringan syaraf tiruan feedforward. Model matematis dari ELM lebih sederhana dan efektif (Agustina *et al.*, 2010). Berikut model matematis dari ELM. Untuk N jumlah sample yang berbeda (X_i, t_i)

$$X_i = [X_{i1}, X_{i2}, \dots, X_{in}]^T \in \mathbb{R}^n \quad (1)$$

$$X_t = [X_{t1}, X_{t2}, \dots, X_{tn}]^T \in \mathbb{R}^n \quad (2)$$

Standart SLFNs dengan jumlah hidden nodes sebanyak N dan activation function $g(x)$ dapat digambarkan secara matematis sebagai berikut :

$$\sum_{i=1}^N \beta_i g_i(x_j) = \sum_{i=1}^N \beta_i g(W_{i \cdot} \cdot X_j + b_i) = o_j \quad (3)$$

Dimana :

$$J = 1, 2, \dots, N$$

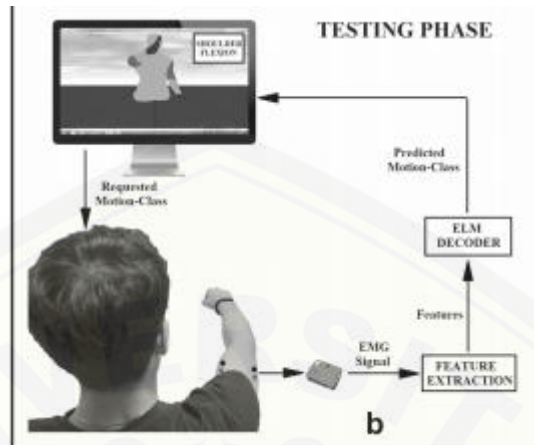
$w_i = (w_{i1}, w_{i2}, w_{i3}, \dots, w_{in})^T$ merupakan vektor dari weight yang menghubungkan i th hidden nodes dan input nodes.

$\beta_i = (\beta_{i1}, \beta_{i2}, \beta_{i3}, \dots, \beta_{in})^T$ merupakan weight vector yang menghubungkan i th hidden dan output nodes.

b_i threshold dari i th hidden nodes.

$w_i x_j$ merupakan inner produk dari w_i dan x_j

2.4 Feature Extraction



Gambar 2.3 Fase testing sinyal EMG (Antuvan et al., 2016)

Sinyal EMG dapat mendeteksi pergerakan manusia setelah melalui beberapa tahapan. Tahap yang pertama yakni pemasangan sensor pada subjek sehat. Setelah itu apabila semua sinyal EMG telah diproses dengan rektifikasi (disearahkan), selanjutnya dilakukan filtrasi, filter yang digunakan merupakan *Low Pass Filter* (LPF), filter ini hanya melewatkan sinyal yang lebih rendah dari frekuensi *cut-off*, sinyal yang lebih tinggi dari frekuensi *cut-off* akan dilemahkan. Untuk pengolahannya, terdapat 2 fitur yang dapat digunakan,

2.4.1 Fitur EMG

Fitur EMG merupakan fitur yang memperhitungkan dua domain waktu untuk mengekstrak informasi dari sinyal EMG. Pengambilan data dilakukan dengan pergeseran *window* dari 100 data (100 ms) dan *overlap* 90 data diantara dua *window* untuk menghitung waktu pemrosesan. Terdapat dua metode yang dapat digunakan, yakni MAV (*Mean Absolute Value*) dan VAR (*Variance*).

2.4.1.1 MAV (*Mean Absolute Value*)

Untuk menghitung pergeseran *window*, metode ini menghitung dengan mengambil nilai rata-rata sinyal EMG pada setiap *window*, sehingga memberikan informasi berupa durasi dan usaha pergeseran. Untuk memperoleh MAV menggunakan rumus sebagai berikut :

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |Xn|$$

Dimana N adalah nilai dari jumlah pergeseran

2.4.1.2 VAR (Variance)

Pada pengukuran ini, menggunakan variabilitas dari sinyal EMG. VAR dapat menjadi indicator dari kekuatan sinyal pada sinyal EMG, serta dapat membantu mengidentifikasi onset kan kontraksi perpindahan. Untuk mendapatkan variance, menggunakan rumus sebagai berikut :

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N |Xn^2|$$

2.4.2 Fitur Sinergi

Pada Fitur ini menggunakan metode NMF (*Non-Negative Matrix Factorization*). Pengertian dari NMF sendiri, merupakan Teknik dekomposisi yang digunakan untuk mentransformasikan sinyal EMG dari ruang aktivitas otot ke ruang sinergi. NMF menghambat koefisien aktivasi, menjadi nilai non negative yang mencerminkan realitas aktifasi syaraf dan otot (*pull-only behavior*). Setiap matrix non-negatif $X \in R^{p \times q}$ didekomposisikan menjadi dua non-negatif factor $A \in R^{p \times k}$ dan $Y \in R^{k \times q}$, dimana p, q, k merupakan channel dari sinyal EMG. Berikut rumus matrix yang digunakan:

$$X = AY + E$$

$$\begin{bmatrix} x_{11} & \cdot & x_{1q} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ x_{p1} & \cdot & x_{pq} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & \cdot & a_{1k} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ a_{p1} & \cdot & a_{pk} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} y_{11} & \cdot & a_{1q} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ y_{k1} & \cdot & y_{kq} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_{11} & \cdot & e_{1q} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ e_{p1} & \cdot & e_{pq} \end{bmatrix}$$

Dimana E merupakan error, X merupakan titik multi-variate, A adalah matrix dasar yang mengandung matrix vector dari *synergy space* dan Y adalah koefisien matrix yang mengandung koefisien aktivasi. Selama fase training, fitur sinergi diperoleh setelah melakukan algoritma dekomposisi diwakili oleh $Y_{SYN} \in R^{k \times q}$. Karena Y_{SYN} koefisien yang dicari, sehingga A (vector dari *synergy space*) diinvers dan dikalikan dengan X , nilai untuk sinyal EMG. Terdapat 3 metode yang akan

digunakan, yakni MSV (*Mean Square Value*), MAV (*Mean Absolute Value*), dan RMS (*Root Mean Square*) (Anam and Al-Jumaily, 2017).

2.4.1. MSV (*Mean Square Value*)

Untuk menghitung pergeseran *window*, metode ini menghitung dengan mengambil nilai rata-rata kuadrat sinyal EMG pada setiap *window*, sehingga memberikan informasi berupa durasi dan usaha pergeseran. Untuk memperoleh MAV menggunakan rumus sebagai berikut :

$$MSV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |Xn^2|$$

Dimana N adalah pergeseran *window* 100 data

2.4.2. MAV (*Mean Absolute Value*)

Pada MAV, pergeseran *windows* atau *window* dilakukan dengan menghitung rata-rata pada sinyal EMG pada setiap pergeseran *window*, menggunakan rumus sebagai berikut :

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |Xn|$$

Dimana N adalah pergeseran *window* 100 data

2.4.3. RMS (*Root Mean Square*)

Sedangkan pada RMS, pergeseran *window* dihitung dengan mencari akar rata-rata dari kuadrat nilai sinyal EMG. Berikut rumus pada metode RMS

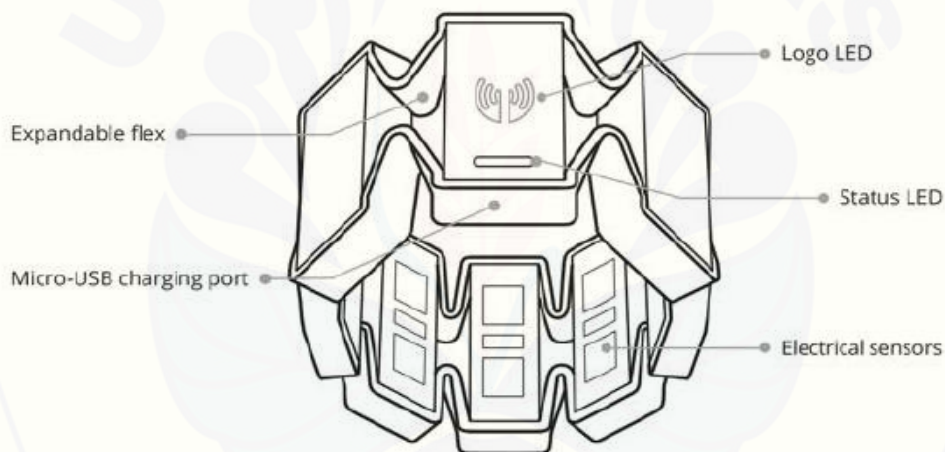
$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |Xn|}$$

2.5 Myo Armband

Myo Armband merupakan perangkat yang dapat memantau pergerakan otot. Myo Armband terdiri dari delapan sensor EMG, yang mengukur ketegangan otot, dan Sembilan sumbu unit pengukuran inersia (IMU), yakni tiga sumbu giroskop,

tiga sumbu akselometer dan magnetometer. Komunikasi data nirkabelnya menggunakan *Bluetooth* (Nyomen, Romarheim Haugen and Jensenius, 2015)

Myo Device Band ini, karena dipasang di pergelangan tangan, menangkap sinyal elektrik dari gerakan otot pergelangan tangan. Sinyal tersebut ditangkap oleh chip dalam *wristband* ini yang kemudian dihubungkan ke perangkat gadget atau komputer untuk mengontrol berbagai perangkat gadget dan komputer tersebut. Pengguna dapat memprogram Myo Band ini untuk mengenali berbagai jenis gestur pergelangan tangan yang nantinya dapat berfungsi sebagai pengganti *keyboard*, *mouse*, atau *remote control* sekalipun



Gambar 2.4 Myo Armband (Thalmic Labs)

Pada Myo Armband terdapat beberapa sinyal EMG telah diklasifikasikan, berupa 3 gerakan. Membuat kepalan tangan, mengetuk atau meebarkan jari, dan melambai ke kanan maupun ke kiri Sinyal EMG hasil keluaran dari Myo Armband masih merupakan raw signal atau mentah. Proses normalisasi diperlukan untuk mendapatkan pola sinyal sesuai fitur yang diharapkan. data sinyal dilakukan proses *norm*, yang selanjutnya dilakukan *smoothing average* dengan tujuan menghilangkan noise (Dharma Wibawa and Surya Sumpeno, 2017)



Gambar 2.5 Myo Armband dilengkapi kabel USB, Bluetooth Adapter dan Sizing Clips (Thalamic Labs)

Tabel 2.1 Spesifikasi dan fitur sensor Myo Armband

Spesifikasi	
• Ukuran lengan	7.5 -13 inci (9-34 cm)
• Ketebalan	0,45 inci
• Berat	93 gram
• Prosesor	ARM Cortex M4
Fitur	
• Terdapat 2 varian warna, yakni hitam dan putih	
• Dilengkapi kabel micro-USB	
• Dilengkapi Bluetooth® Adapter untuk terhubung ke MAC dan <i>Windows</i>	
• Terdapat <i>Myo Sizing Clip</i>	
• Tersedia <i>Myo Market</i> untuk akses aplikasi	
• Perangkat yang sesuai:	
1. <i>Windows</i> 7,8,9 (dengan adaptor USB Bluetooth® yang disertakan dan OpenGL 2.1 atau yang lebih tinggi)	
2. MAC OS X 10.8 (Mountain Lion) atau yang terbaru (menggunakan USB <i>Bluetooth adapter</i>).	
3. IOS 7.0 atau di atasnya dengan perangkat sebagai berikut iPad generasi 3 dan 4, iPad Air, iPad Air 2, iPhone (4s, 5, 5c, 5s, 6, 6 Plus), iPod Touch generasi ke 5, iPad Mini generasi 1 dan 2 , iPad Mini 3.	

4. Android 4.3 (Jelly Bean) atau di atasnya (Perangkat harus memiliki <i>Bluetooth radio</i> yang mendukung <i>Bluetooth 4.0 LE</i>)
• Gerakan tangan dideteksi oleh sensor otot EMG
• Sensor gerak sangat sensitive
• Disertai <i>dual indicator</i> LEDs
• Menggunakan sensor EMG <i>Medical Grade Stainless Steel</i> dengan 9 sumbu IMU dengan sensitifitas yang tinggi antara lain 3 sumbu giroskop, 3 sumbu akselerometer, 3 sumbu magnetometer.
• Umpan balik berupa getaran pendek, sedang maupun panjang
• Komunikasi menggunakan teknologi <i>Bluetooth smart wireless</i>
• Pengisian baterai menggunakan micro-USB
• Menggunakan baterai lithium yang dapat diisi ulang
• Penggunaan sehari penuh hanya dalam sekali pengisian baterai

(<https://www.myo.com/techspecs>)

2.6 Arduino Uno R3

Arduino merupakan system mikrokontroler berupa board minimum yang bersifat open source, di dalamnya terdapat mikrokontroler AVR seri ATmega 328 yang merupakan produk dari ATmel. Arduino memiliki bahasa pemrograman sendiri yakni bahasa C, merupakan kelebihan dari Arduino. Pada Arduino juga terdapat loader berupa USB, yang dapat digunakan juga sebagai serial komunikasi. Sehingga mempermudah pengguna dalam melakukan pemrograman. Spesifikasi dan fitur Arduino Uno dapat dilihat pada tabel 2.2 dibawah ini,

Tabel 2.2 Spesifikasi dan Fitur Arduino Uno R3

Chip	ATMega328P
Tegangan Operasi	5 V
Tegangan <i>Input</i> (Rekomendasi)	7 – 12 V
Tegangan <i>Input</i> (Limit)	6 – 20 V
Pin I/O Digital	14 (6 merupakan PWM)
Pin <i>Input</i> Analog	6
Arus DC pin I/O	20 mA
Arus DC pin 3.3 V	50 mA
<i>Flash Memory</i>	32 KB, 0,5 KB untuk <i>bootloader</i>
SRAM	2 KB

EEPROM	1 KB
<i>Clock Speed</i>	16 MHz

(Sumber : Romzi, 2018)

2.7 Pemrograman Arduino dengan Matlab

Pemrograman pada Arduino dapat dilakukan melalui Matlab dan Simulink, yang memiliki 2 alur kerja, sebagai berikut :

1. Membaca, menulis dan menganalisa sensor dari Arduino

Matlab memungkinkan pengguna untuk menulis program Matlab, yang nantinya akan membaca dan menuliskan data pada Arduino. Hal ini dikarenakan Matlab memiliki bahasa interpretasi yang tinggi, pemrogramana menggunakan Matlab lebih mudah daripada menggunakan C/C++ dan bahasa kompilasi lainnya.



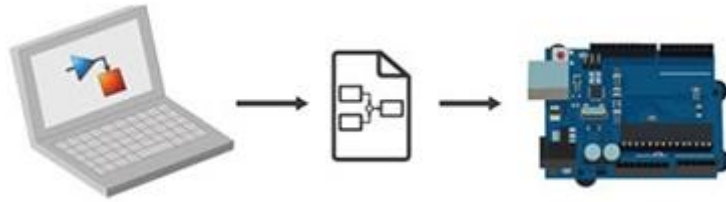
Gambar 2.6 Arduino terhubung ke komputer yang menjalankan MATLAB (au.mathwork.com)

Berikut beberapa manfaat menggunakan Matlab untuk pemrograman pada Arduino:

- Pembacaan dan penulisan data sensor dilakukan secara interaktif, tanpa menunggu program untuk dikompilasi.
- Menganalisa data sensor dapat menggunakan ribuan fungsi pre-built.
- Dapat memvisualisasikan data dengan cepat menggunakan beragam jenis plot dari Matlab.

2. Mengembangkan algoritma pada perangkat Arduino

Simulink dapat mengembangkan algoritma yang telah dimodelkan secara dinamis sehingga nantinya dapat dijalankan di Arduino, pembacaan dan penulisan data dilakukan oleh Arduino.



Gambar 2.7 Simulink mengembangkan algoritma kemudian dikirim ke Arduino
(au.mathwork.com)

2.4 Motor Linear L12-1

Motor linear merupakan suatu motor listrik yang dapat menghasilkan gerakan linear. Motor linear yang dipakai adalah motor linear L12-1 yang merupakan keluaran dari Actuonix. Motor linear ini kompatibel dengan Arduino serta dikendalikan dengan menggunakan PWM.



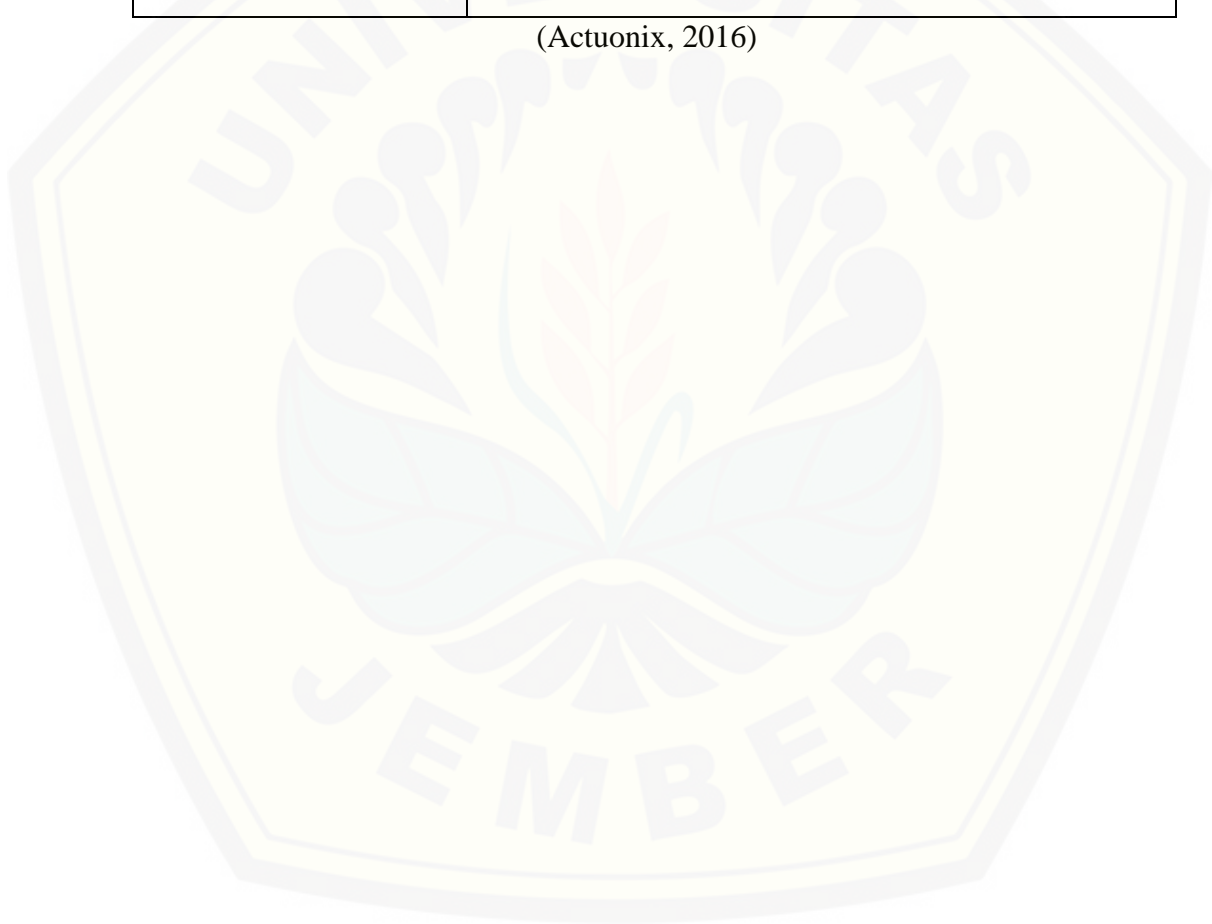
Gambar 2.8 Motor linier L12-1

Tabel 2.3 Spesifikasi Motor Linier L12

Gearing Option	50:1	100:1	210:1
Peak Power Point	17N @ 14mm/s	31N @ 7mm/s	62N@3,2mm/s
Peak Efficiency Point	10N @ 19mm/s	17N @ 10mm/s	36N@4,5mm/s
Max Speed (no load)	25mm/s	13mm/s	6,5mm/s
Max Force (lifted)	22N	42N	80N
Voltage Option	6 VDC		12 VDC

Max Input	7,5V	13,5V
Voltage		
Stall Current	460mA	185mA
Standby Current	7,2mA	3,3mA
Operating Temperature	-10 ⁰ C to +50 ⁰ C	
Potentiometer Linearity	Less than 2,00%	
Max Duty Cycle	20%	
Audible Noise	55dB @ 45cm	
Ingress Protection	IP-54	

(Actuonix, 2016)



BAB 3. METODE PENELITIAN

Pada bab ini dijelaskan beberapa hal pokok yaitu obek penelitian, tahap penelitian, tempat dan waktu penelitian, alat dan bahan yang digunakan serta mekanisme perancangan sistem yang meliputi perancangan elektronika, desain mekanik dan desain sistem kendali. Pada desain mekanik deskripsi desain. Pada subbab desain elektronika dijelaskan fungsi-fungsi setiap komponen pada sistem dan pada subbab desain sistem kendali dijelaskan tahap-tahap mulai dari proses akuisisi sinyal EMG hingga sistem mampu mengeksekusi sesuai dengan klasifikasi fitur dari sinyal EMG tersebut.

3.1 Rancangan Penelitian

3.1.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Pelaksanaan pembuatan alat dan pengambilan data ini dilakukan di Laboratorium CDAST (*Center for Development of Advance Science and Technology*) Universitas Jember

3.1.2 Jadwal Pelaksanaan Penelitian

Waktu penelitian dilaksanakan dilaksanakan selama kurang lebih 6 bulan, berikut adalah tabel jadwal penelitian.

Tabel 3.1 Jadwal Kegiatan Penelitian

no.	Keterangan	Bulan ke-				
		1	2	3	4	5
1.	Tahap Persiapan	■				
2.	Studi Literatur	■	■			
3.	Pengumpulan Data		■	■		
4.	Pengolahan Data			■	■	
5.	Analisa Data				■	■
6.	Pembuatan Laporan					■
7.	Ujian					■

Keterangan:

■ : Kegiatan dilaksanakan

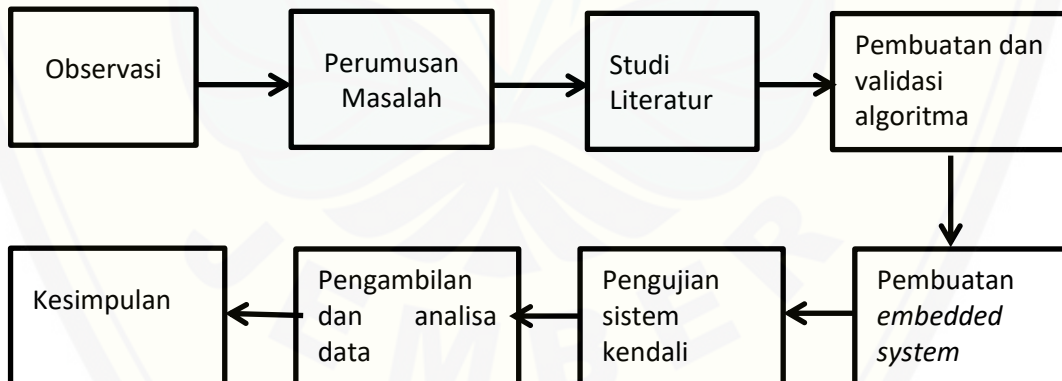
3.2 Jenis dan Sumber Data

Jenis dan sumber data menjelaskan tentang keseluruhan sistem kendali yang akan dibuat, yaitu :

1. *Myo Arm Band* sebagai sensor untuk sinyal dari pergerakan aktifitas robot
2. Laptop yang digunakan sebagai penghubung Myo Armband dengan Arduino
3. *Software Matlab* digunakan untuk pengolahan pola dari pergerakan tangan robot menggunakan metode ELM.
4. Arduino Uno R3 sebagai mikrokontroler pada robot.

3.3 Metode Pengumpulan Data

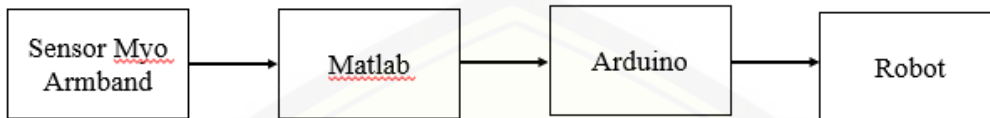
Tahap ini mulai dari observasi kemudian perumusan masalah, studi literatur, pembuatan dan validasi algoritma pendeteksi keinginan manusia dengan EMG, pembuatan *embedded system* untuk pengendali robot tangan, pengujian sistem kendali berbasis EMG pada robot tangan, pengambilan dan analisa data kemudian ditarik kesimpulan. Secara sederhana tahapan penelitian yang akan dilakukan dapat digambarkan sebagai berikut :



3.4 Perancangan Alat

Pada penelitian ini, perancangan alat tersusun atas perancangan blok diagram, perancangan mekanik, perancangan elektronika dan perancangan *software* sebagai berikut,

3.4.1 Perancangan Diagram Blok Sistem

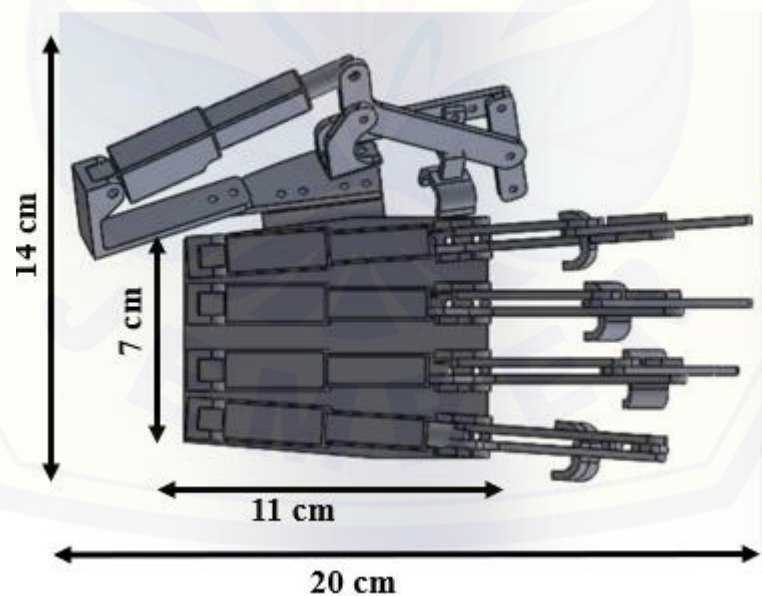


Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem

Sensor Myo Armband memiliki peran sebagai input, yang nantinya diolah oleh Matlab dan dikirimkan ke Arduino, sebagai mikrokontroler. Kemudian Arduino menggerakkan robot yang berperan sebagai output.

3.4.2 Desain Mekanik Robot

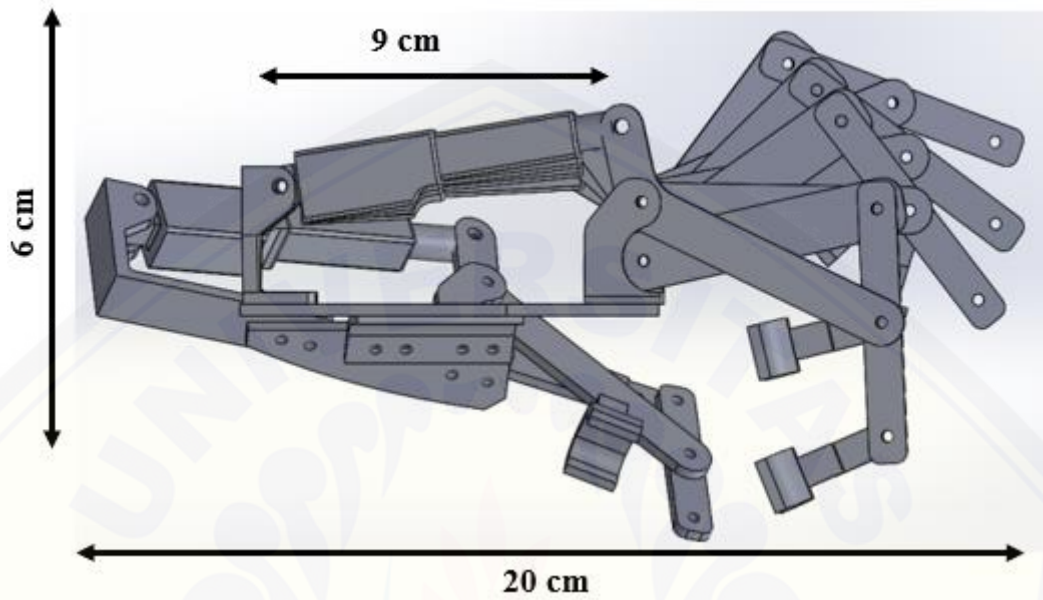
Sub bab ini akan menjelaskan tentang desain mekanik pada robot jari jari tangan.



Gambar 3.2 Robot tangan dan jari-jari tangan

Perancangan desain mekanik pada penelitian ini menggunakan *software* SolidWorks, yang nantinya akan dicetak printer 3D. Bahan yang digunakan selama

proses mencetak yakni filamen PLA. Sedangkan untuk dimensi robot meliputi panjang dan lebar, dapat dilihat pada gambar 3.3 dan 3.4

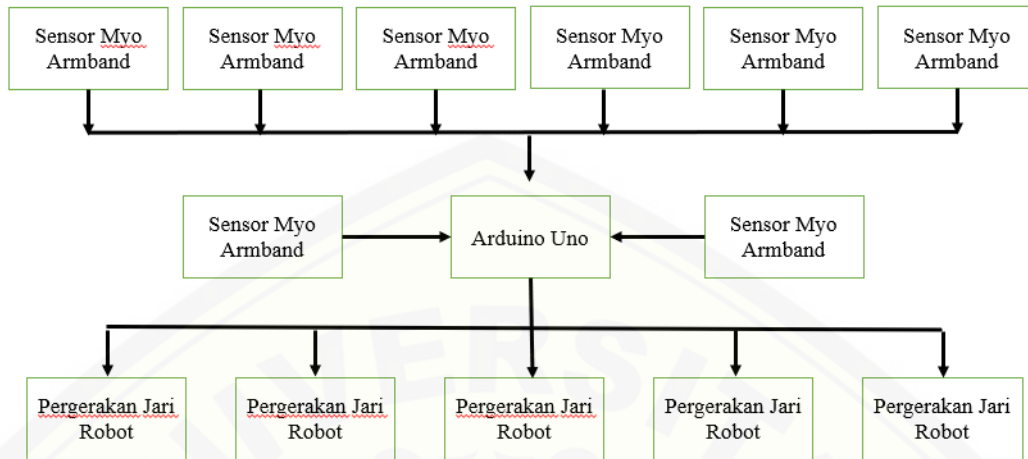


Gambar 3.3 Robot jari tampak samping



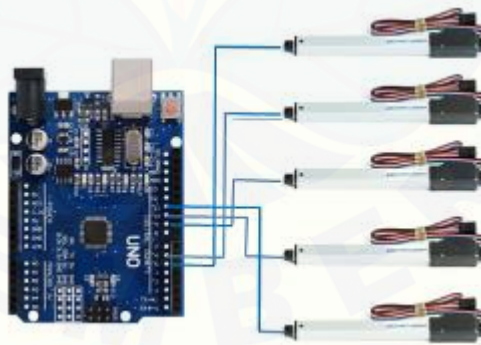
Gambar 3.4 Robot jari tangan tampak depan

3.4.4 Desain Elektronika



Gambar 3.5 Desain Elektronika Robot

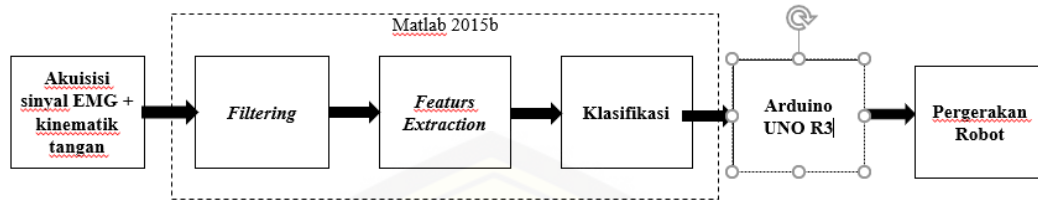
Desain elektronika robot tangan menggunakan Arduino Uno sebagai mikrokontroler (Gambar 3.1), motor linear sebagai penggerak robot (Gambar 3.5) dan delapan sensor pada Myo Armband sebagai umpan balik ke sistem. Arduino Uno menerima sinyal perintah dari komputer yang memproses sinyal EMG. Arduino Uno akan menggerakkan lima motor linear untuk membuka atau menutup jari-jari robot.



Gambar 3.6 Rangkaian Arduino dengan Motor Linear L12

Kabel data dari motor linear akan dihubungkan ke pin PWM Arduino. Pin-pin PWM yang digunakan pada penelitian ini adalah pin 5,6,9,10 dan 11. Pada setiap motor juga memiliki kabel yang dihubungkan ke sumber positif dan sumber negatif untuk memberikan *supply* tegangan pada motor agar motor dapat bekerja.

3.4.6 Perancangan Software

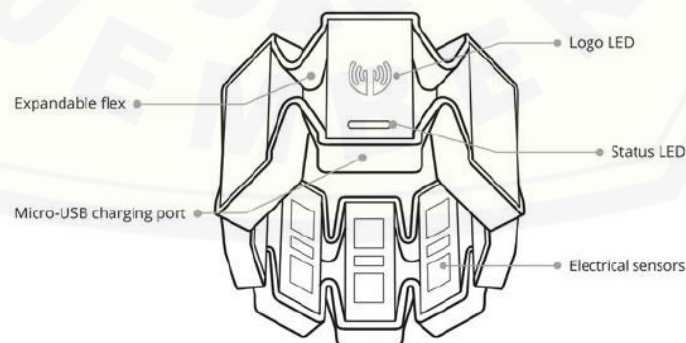


Gambar 3.7 Perancangan Software

Terdapat tiga *software* yang akan digunakan pada penelitian ini, yakni Myo Connect yang merupakan *software* dari Myo Armband, Matlab 2015b dan Arduino. Myo Connect berfungsi sebagai penghubung Myo Armband dengan PC pada saat pengambilan data, kemudian sinyal yang diperoleh berupa sinyal analog, diproses oleh Matlab 2015 meliputi *filtering*, *features extraction*, dan klasifikasi sehingga menghasilkan sinyal digital. Setelah itu dikirim ke Arduino untuk menggerakkan robot. Untuk selebihnya dibahas sebagai berikut,

3.4.4.1 Akuisisi Sinyal EMG

Data akuisisi sinyal EMG menggunakan sensor Myo Armband, sensor ini mampu mengukur aktivitas elektrik saat otot berkontraksi. Pendeteksian dilakukan oleh delapan sensor yang terdapat pada Myo Armband, diletakkan mengelilingi lengan tangan. Untuk dapat menghubungkan Myo Armband ke PC, dibutuhkan *software* Myo Connect.



Gambar 3.8 Myo Armband untuk akuisisi sinyal EMG

3.4.4.2 Filtering

Sinyal EMG yang didapatkan yakni sinyal analog diproses menggunakan Matlab 2015b. Filtrasi sinyal menggunakan *Low Pass Filter* (LPF) dengan frekuensi cut off sebesar 10 Hz. Sehingga hanya frekuensi di bawah 10 Hz yang diloloskan sedangkan frekuensi di atas 10 Hz dilemahkan.

3.4.4.3 Features Extraction

Untuk mengekstraksi sinyal EMG dapat menggunakan dua fitur yakni fitur EMG dan fitur Sinergi, akan tetapi pada penelitian ini hanya menggunakan satu fitur yakni fitur sinergi. Fitur ini menggunakan metode NMF (*Non-Negative Matrix Factorization*), teknik dekomposisi yang digunakan untuk mentransformasikan sinyal EMG dari ruang aktivitas otot ke ruang sinergi. Pada fitur sinergi, nantinya akan menggunakan MAV (*Mean Absolute Value*), MSV (*Mean Square Value*), dan RMS (*Root Mean Square*) seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya.

3.4.4.4 Klasifikasi

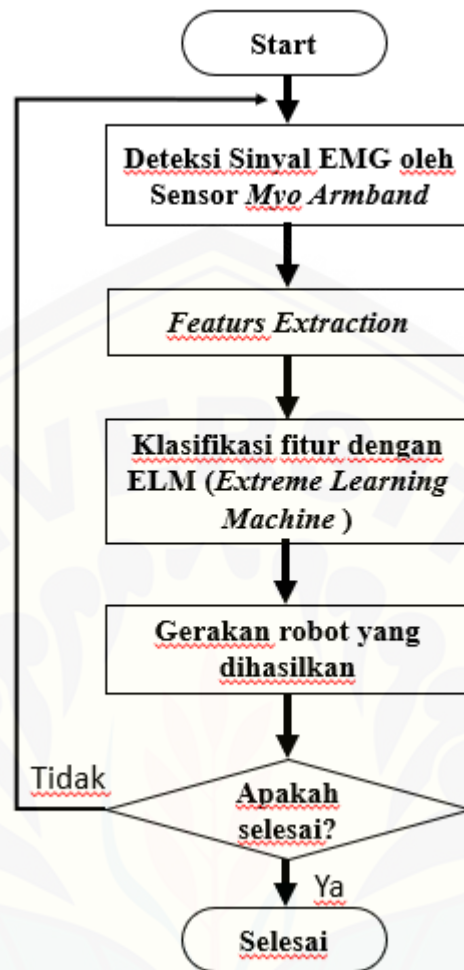
Banyaknya data yang telah diproses akan memunculkan suatu pola yang acak, sehingga membutuhkan pengklasifikasian sinyal. Pengklasifikasian pada penelitian ini menggunakan ELM, dan menggunakan *software* Matlab 2015.

3.4.4.5 Arduino Uno

Data yang telah diklasifikasikan berupa sinyal digital dikirim ke Arduino untuk menggerakkan robot, kecepatan dan besarnya gaya robot nantinya akan diprogram melalui Arduino

3.5 Flowchart Sistem

Berikut merupakan flowchart dari penelitian ini. Untuk dapat menggerakkan robot, sinyal EMG pada lengan bawah dan jari-jari tangan harus terdeteksi oleh sensor Myo Armband, selanjutnya sinyal yang terdeteksi diekstraksi menggunakan fitur-fitur yang telah disebutkan. Kemudian sinyal yang telah diekstraksi diklasifikasikan menggunakan algoritma ELM, sehingga diperoleh output untuk dapat menggerakkan robot tangan.



Gambar 3.9 Flowchart Sistem

4.1. Rencana Data Pengujian

Setelah alat bekerja sesuai dengan rancangan, maka perlu direncanakan data apa saja yang harus didapatkan dari hasil pengujian agar tujuan penelitian dapat dicapai. Data yang akan dicari sebagai berikut :

Melakukan pengambilan data sinyal otot dari 5 subjek dengan prosedur sebagai berikut, setiap subjek melakukan pengambilan data dengan 3 posisi tangan yakni tangan bergelantungan (P1), tangan diletakkan di atas meja (P2) dan tangan berdiri di atas meja (P3) serta 3 gaya yang berbeda, meliputi gaya ringan (*Low Force*), gaya sedang (*Medium Force*) dan gaya kuat (*Strong Force*). Untuk setiap kondisi dan gaya subjek diarahkan untuk melakukan 8 gerakan jari-jari tangan

yang telah ditentukan, yakni gerakan rileks (*relax*), menggenggam (*Hand-Close*), ibu jari (*Thumb*), jari telunjuk (*Index*), jari tengah (*Middle*), jari manis (*Ring*), kelingking (*Little*) dan mencubit (*Thumb-Index*). Pada setiap pengambilan dilakukan sebanyak 6 iterasi, dengan waktu 5 detik pengambilan dan 5 detik *rest* pada setiap iterasi. Sehingga data yang diperoleh dari setiap subjek sebanyak 72 data. Berikut adalah data diri dari ke lima subjek,

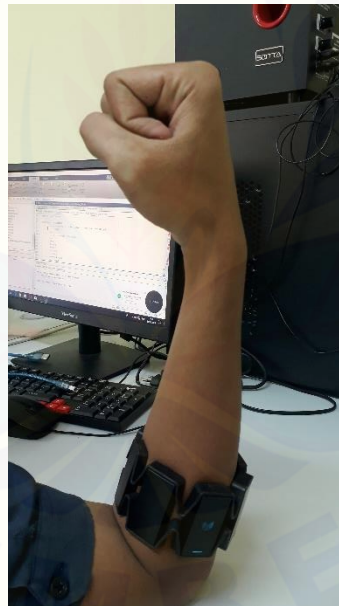
Tabel 3.2 Data Diri Subjek Penelitian

Nama	Jenis Kelamin	Umur	Kondisi
Nuharizka	Perempuan	21 tahun	Sehat
Mutiara	Perempuan	21 tahun	Sehat
Hanifatus	Perempuan	23 tahun	Sehat
Drajad	Laki-laki	22 tahun	Sehat
Dhamas	Laki-laki	22 tahun	Sehat

Pengambilan data pada kelima subjek pada tabel 3.2 dilakukan dengan memasang Myo Armband pada lengan subjek tepat di bawah siku. Selanjutnya subjek diarahkan untuk menggerakkan tangan sesuai dengan gerakan yang telah disebutkan sebelumnya yakni gerakan dari kelima jari, menggenggam, rileks dan mencubit. Posisi tangan pada pengambilan data juga diarahkan, yakni tangan lurus ke bawah atau P1, tangan direbahkan di atas meja atau P2, dan tangan berdiri di atas meja atau P3.



Gambar 3.10 Tangan direbahkan di atas meja (P2) kondisi mencubit



Gambar 3.11 Tangan berdiri di atas meja (P3) kondisi menggenggam



Gambar 3.12 Tangan lurus ke bawah (P1) kondisi rileks

Data yang telah diperoleh selanjutnya diekstraksi menggunakan fitur sinergis, berupa *Mean Square Value (MSV)*, *Mean Absoulute Value (MAV)*, dan *Root Mean Square (RMS)* dengan number of synergis 8.

Pengklasifikasian pada data dilakukan secara *offline* dan menggunakan ELM (*Extreme Learning Machine*), RBF-ELM (*Radial Basis Function ELM*), LDA (*Linier Discriminant Analysis*), dan LIBSVM (*Library for Support Vector Machines*). Sehingga diperoleh akurasi yang berbeda-beda pada setiap klasifikasi.

BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN

4.5. Kesimpulan

Setelah melakukan penelitian ini, didapatkan beberapa kesimpulan dari hasil percobaan sebagai berikut :

1. Pengolahan sinyal EMG untuk dapat mendeteksi gerakan jari tangan, dilakukan dengan pengujian *offline* dan pemilihan nilai akurasi terbaik. Sehingga diperoleh parameter fitur sinergi MAV dengan *number of synergy* 8, ukuran *window (winsize)* sebesar 150 ms, *win inc* sebesar 50 ms, sedangkan untuk pengenalan pola menggunakan RBF ELM dengan nilai *gamma* 0,1.
2. Pada pengujian *offline* dan *online* memiliki rata-rata tingkat akurasi yang sangat berbeda, nilai pengujian *online* cenderung lebih rendah yakni sebesar 62.88 % sedangkan nilai pengujian *offline* sebesar 92.16 %.
3. Pengklasifikasian gerakan jari-jari tangan untuk mengetahui letak pembacaan *error* dilakukan menggunakan *matrix confusion*, subjek yang terklasifikasi dengan sangat baik adalah subjek 1 dan subjek yg terklasifikasi dengan nilai pembacaan *error* terbanyak yakni subjek 4.
4. Kesesuain gerakan jari-jari tangan dalam menggerakkan robot memiliki nilai akurasi yang tinggi, yakni 70.34%

4.2. Saran

Dikarenakan pentingnya pengembangan dan penelitian lanjutan yang terkait dengan penelitian ini, penulis memberikan beberapa saran antara lain sebagai berikut :

1. Penggunaan Matlab 2015 beserta *package* Arduino dirasa cukup berat untuk beberapa PC tertentu, sehingga kedepannya dapat menggunakan *software* lain.
2. Bahan dan rangka robot tergolong rapuh, sehingga untuk kedepannya dapat menggunakan bahan dan rangka yang lebih kuat.

DAFTAR PUSTAKA

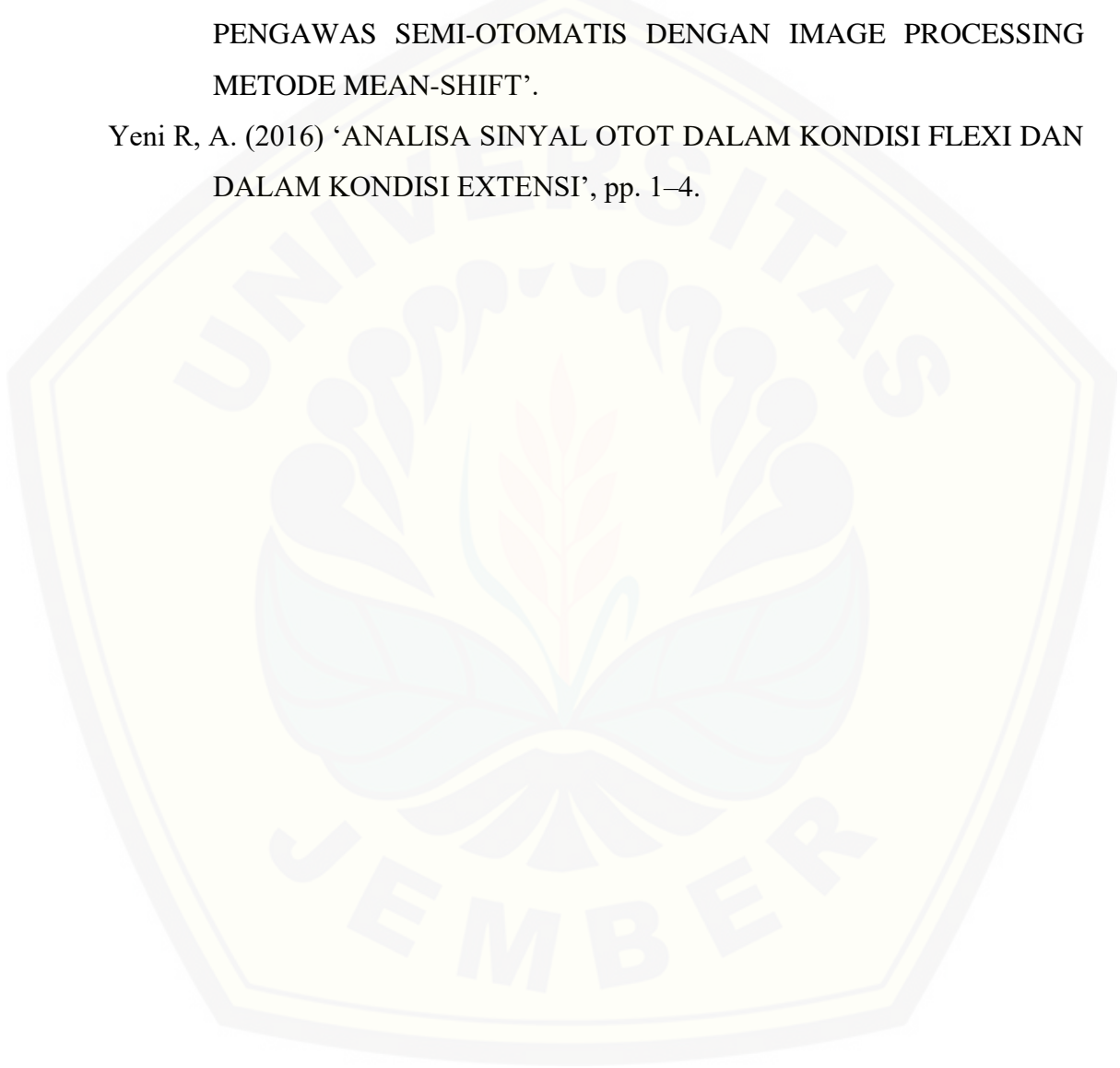
- Agustina, I. D. *et al.* (2010) 'Penerapan Metode Extreme Learning Machine untuk Peramalan Permintaan', pp. 1–6.
- Anam, K. and Al-Jumaily, A. (2017) 'Evaluation of extreme learning machine for classification of individual and combined finger movements using electromyography on amputees and non-amputees', *Neural Networks*. Elsevier Ltd, 85, pp. 51–68. doi: 10.1016/j.neunet.2016.09.004.
- Antuvan, C. W. *et al.* (2016) 'Role of Muscle Synergies in Real-Time Classification of Upper Limb Motions using Extreme Learning Machines', *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1), p. 76. doi: 10.1186/s12984-016-0183-0.
- Dharma Wibawa, A. and Surya Sumpeno, M. (2017) 'Klasifikasi Sinyal Emg Dari Otot Lengan Bawah Sebagai Media Kontrol Menggunakan Naïve Bayes'.
- Gilang, Iqbal ; Cahyadi, Widya; Anam, K. (2018) 'Rancang Bangun Prototype Robot Tangan Untuk Terapi Penyandang Disabilitas Pasca Stroke Berbasis Emg Menggunakan Algoritma Extreme Learning Machine'.
- Kaban, K. (2015) 'Mekanisme Koping Klien Pasca Amputasi Tungkai Bawah di Kota Medan', (2002).
- Khotimah, B. K., R, E. M. S. and Yulianarta, H. (2010) 'Kinerja metode extreme learning machine (elm) pada sistem peramalan *', 1(3), pp. 186–191.
- Linda (2014) 'Pergerakan Jari Tangan Prostetik menggunakan Aktuator Muscle Wire dengan Input Voice Command'.
- Nyomen, K., Romarheim Haugen, M. and Jensenius, A. R. (2015) 'MuMYO — Evaluating and Exploring the MYO Armband for Musical Interaction', *Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression*, pp. 215–218. Available at: <https://nime2015.lsu.edu/proceedings/179/0179-paper.pdf>.
- Rachman, Z. (2014) 'DESAIN DAN MANUFAKTUR ROBOT DENGAN EMPAT DERAJAT KEBEBASAN SEBAGAI ALAT BANTU REHABILITASI RENTANG PERGERAKAN SENDI PASIF UNTUK

LENGAN', p. 289175.

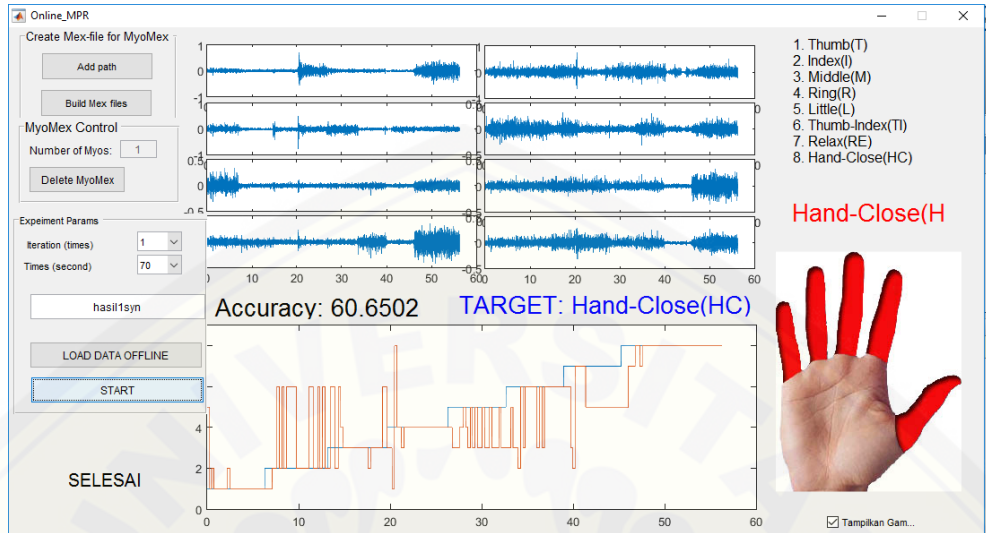
Rokhana, R. and Wardana, P. S. (2009) 'Identifikasi Sinyal Electromyograph (Emg) Pada Gerak Ekstensi-Fleksi Siku Dengan Metode Konvolusi Dan Jaringan Syaraf Tiruan', pp. 1–6.

Romzi, F. A. (2018) 'IMPLEMENTASI OBJECT TRACKING PADA KAMERA PENGAWAS SEMI-OTOMATIS DENGAN IMAGE PROCESSING METODE MEAN-SHIFT'.

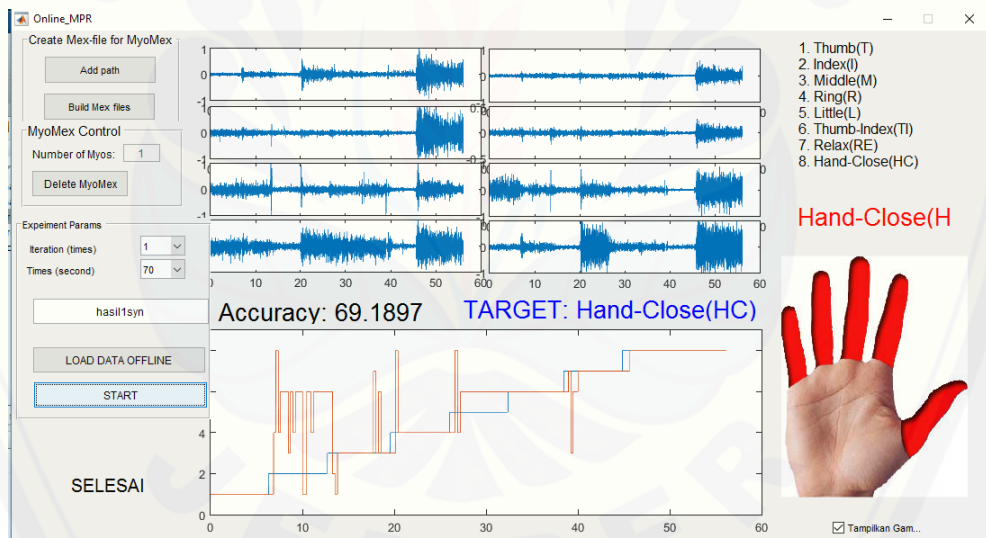
Yeni R, A. (2016) 'ANALISA SINYAL OTOT DALAM KONDISI FLEXI DAN DALAM KONDISI EXTENSI', pp. 1–4.



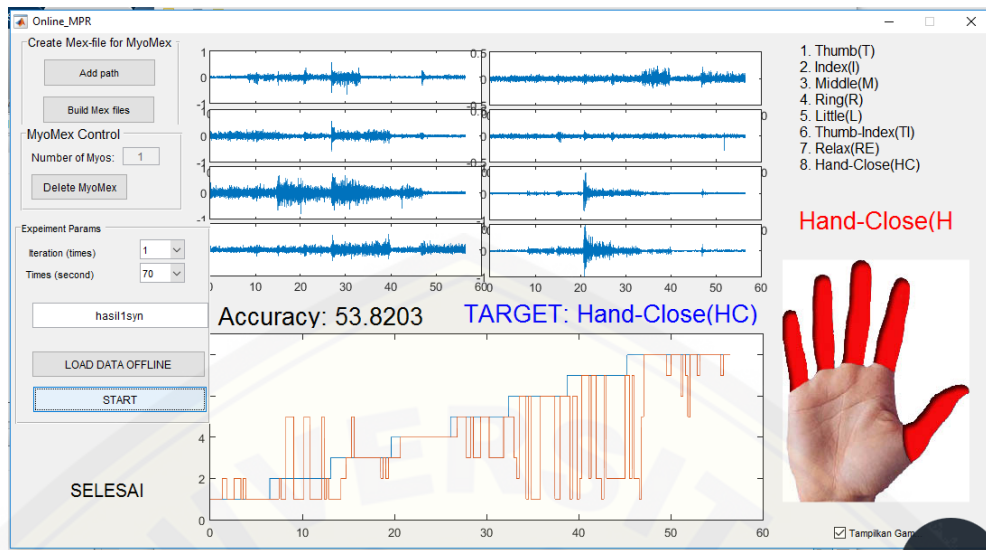
LAMPIRAN



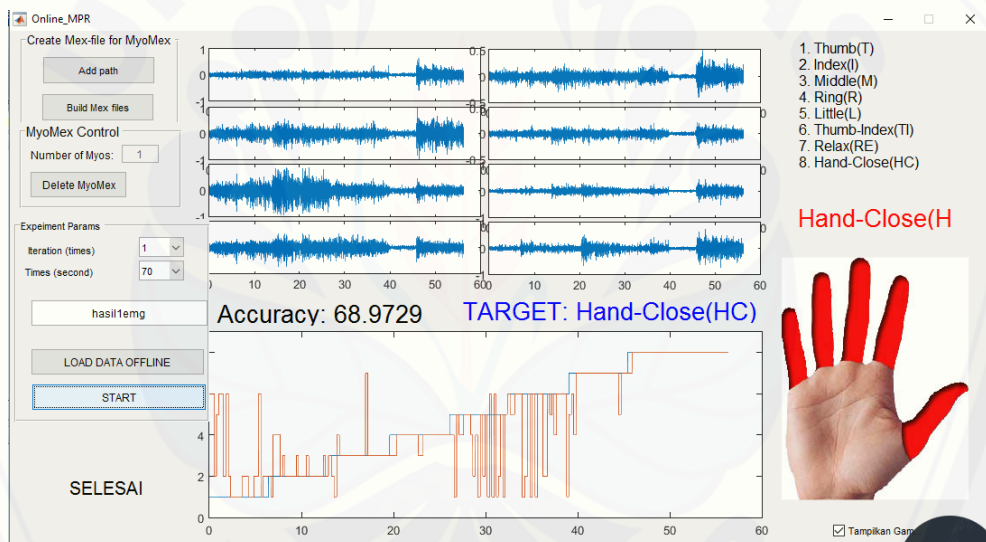
Hasil Pengujian Online tanpa Robot Subjek 1



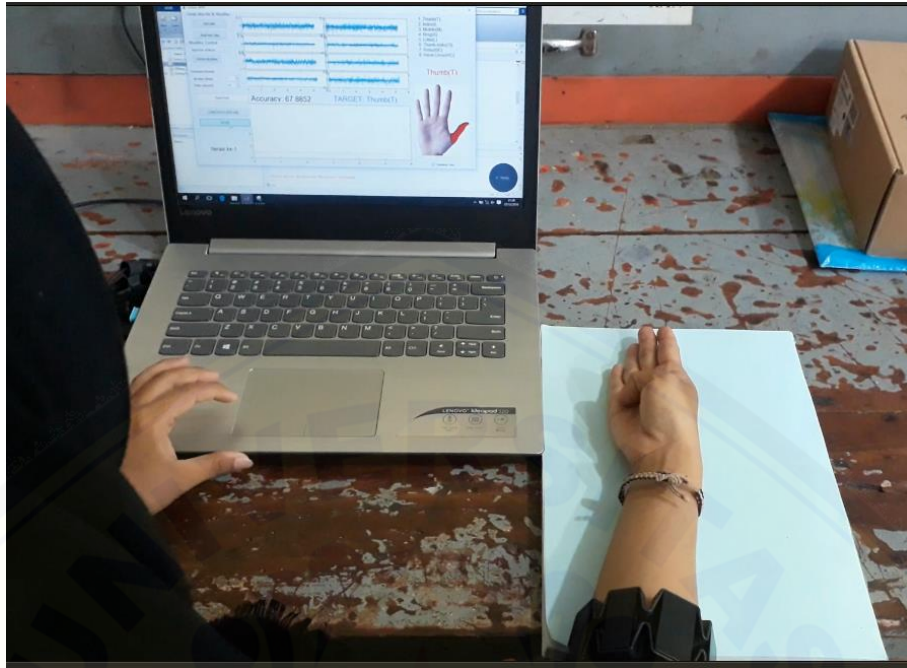
Hasil Pengujian Online tanpa Robot Subjek 2



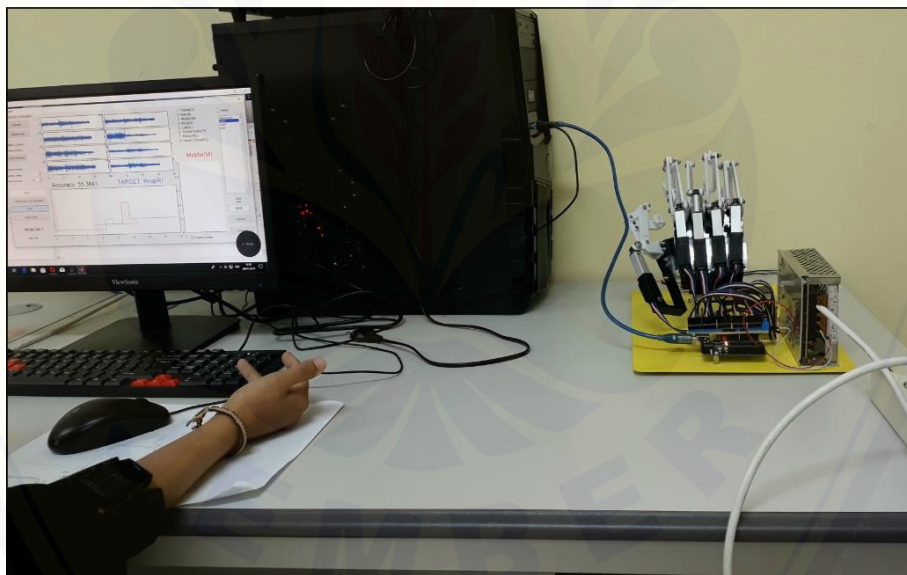
Hasil Pengujian *Online* tanpa Robot Subjek 3



Hasil Pengujian *Online* tanpa Robot Subjek 4



Posisi tangan pengujian tanpa robot



Pengujian *online* menggunakan robot