



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TE 141599

PERANCANGAN *PROSTHESIS* PADA TANGAN MENGUNAKAN *ELECTROMYOGRAPHY* (EMG)

Rizko Trinanda Setyaji
NRP 07111645000053

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, MT.
Rachmad Setiawan, ST.,MT.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



TUGAS AKHIR - TE 141599

PERANCANGAN *PROSTHESIS* PADA TANGAN MENGUNAKAN *ELECTROMYOGRAPHY* (EMG)

Rizko Trinanda Setyaji
NRP 07111645000053

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, MT.
Rachmad Setiawan, ST.,MT.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



FINAL PROJECT - TE 141599

**PERANCANGAN *PROSTHESIS* PADA TANGAN
MENGUNAKAN *ELECTROMYOGRAPHY* (EMG)**

Rizko Trinanda Setyaji
NRP 07111645000053

Advisor
Ir. Tasripan, MT
Rachmad Setiawan, ST.,MT.

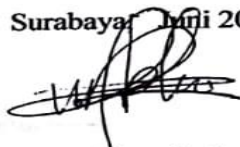
ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Electrical Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul “Perancangan prosthesis pada tangan menggunakan electromyography (EMG)” adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juni 2018



Rizko Trinanda Setyaji
NRP 07111645000053

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

PERANCANGAN PROSTHESIS PADA TANGAN MENGUNAKAN ELECTROMYOGRAPHY (EMG)

TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik**

Pada

**Bidang Studi Elektronika
Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro**

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Menyetujui:

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II



Ir. Tasripan, MT.
NIP. 196204181990031004



Rachmad Setiawan, ST., MT.
NIP. 196905291995121001



-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

PERANCANGAN PROSTHESIS PADA TANGAN MENGGUNAKAN ELECTROMYOGRAPHY (EMG)

Nama : RIZKO TRINANDA SETYAJI
Pembimbing I : Ir. Tasripan, MT.
Pembimbing II : Rachmad Setiawan., ST.,MT.

ABSTRAK

Penderita difabilitas mengalami banyak kendala saat beraktifitas, salah satu contoh difabilitas adalah orang yang tidak memiliki tangan, mereka banyak mengalami kesulitan untuk melakukan kegiatan sehari-hari. Salah satu alat yang dapat digunakan untuk membantu penderita difabilitas dalam melakukan kegiatan sehari-harinya adalah menggunakan *Prosthesis*. *Prosthesis* merupakan alat kesehatan yang digunakan untuk menggantikan fungsi tubuh lainnya. Salah satu cara menggerakkan prosthesis adalah dengan mengevaluasi sinyal elektromiografi dan menggunakan sensor accelero. Elektromiografi (EMG) adalah teknik untuk mengevaluasi dan merekam aktivitas listrik. EMG berfungsi untuk merekam potensial yang dihasilkan oleh otot saat kontraksi dan relaksasi, sedangkan sensor accelero merupakan sensor yang dapat merekam perubahan sudut. Prosthesis yang dibuat adalah berupa alat bantu yang dapat menggantikan fungsi tangan. Hasil menunjukkan saat tangan menggenggam muncul sinyal EMG dengan rata-rata amplitude 0-0,5 V dan frekuensi 50-100Hz. Kemudian dengan menggunakan sensor accelero didapat sudut perpindahan antara lengan atas dengan lengan bawah dengan error 0,09 atau 9%.

Kata Kunci : Elektromiografi, *filter*, prosthesis, sudut, accelero

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

DESIGN OF ARM PROSTHESIS USING ELECTROMYOGRAPHY (EMG)

Name : Rizko Trinanda Setyaji

Advisor 1: Ir. Tasripan ,MT.

Advisor 1: Rachmad Setiawan., ST.,MT.

ABSTRACT

Patients with difabilitas, many things during the activity, one example of dysfunction is a person who does not have hands, they have a lot of difficulty to perform daily activities. One tool that can be used to assist people in performing daily activities using Prosthesis. Prosthesis is a health tool used for the body. One way of moving the prosthesis is by paying attention to electromyographic signals and using accelero sensors. Electromyography (EMG) is a technique for evaluating and recording electrical activity. EMG serves to produce the resulting muscle during contraction and relaxation [1], while the sensor is a usable sensor. The prosthesis made is a usable tool. The results show the moments of grasping EMG signals with an average amplitude of 0-0.5 V and a frequency of 50-100Hz. Then by using accelero sensor is done angle between upper arm with forearm with error 0,09 or 9%.

Keywords :Electromyography, filter, prosthesis.angle,accelero

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT karena atas rahmat dan karunia-Nya penulis dapat menyelesaikan penulisan buku Tugas Akhir dengan judul “Perancangan *prosthesis* pada tangan menggunakan *electromyography* (EMG)”.

Tugas Akhir ini dibuat berdasarkan teori-teori yang didapat selama mengikuti perkuliahan, berbagai literatur penunjang dan pengarahannya dari dosen pembimbing dari awal hingga akhir pengerjaan Tugas Akhir ini. Penulis menyadari bahwa dalam penulisan skripsi ini banyak mengalami kendala, namun berkat bantuan, bimbingan, dan kerjasamanya dari berbagai pihak sehingga kendala-kendala tersebut dapat diatasi. Untuk itu pada kesempatan ini penulis menyampaikan banyak terimakasih dan penghargaan setinggi-tingginya kepada:

1. Kedua orang tua tercinta yaitu Bapak Darmaji dan Ibu Tri Iriani Nuswantari yang memberikan semangat, motivasi, dan doa selama penelitian tugas akhir ini.
2. Bapak Ir. Tasripan, MT. dan Bapak Rachmad Setiawan., ST., MT. selaku dosen pembimbing atas pengarahannya dan motivasi yang diberikan selama pengerjaan penelitian tugas akhir ini.
3. Bapak Dr. Eng. Ardyono Priyadi, ST., M.Eng. selaku kepala departemen teknik elektro, Bapak, dan Ibu staf administrasi teknik elektro.
4. Teman-teman bidang studi Elektronika Teknik Elektro ITS yang telah memberikan bantuan pada saat pengujian dan pengambilan data.

Penulis menyadari bahwa pada penyusunan laporan tugas akhir ini masih terdapat kekurangan-kekurangan karena keterbatasan kemampuan yang penulis miliki, walaupun demikian penulis berharap tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi yang membutuhkannya.

Surabaya,
Rizko Trinanda Setyaji,

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

DAFTAR ISI

HALAMAN

i	
i	
HALAMAN JUDUL	iii
HALAMAN JUDUL	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR	vii
HALAMAN PENGESAHAN	ix
ABSTRAK	xi
ABSTRACT	xiii
KATA PENGANTAR.....	xv
DAFTAR ISI.....	xvii
DAFTAR GAMBAR	xx
DAFTAR TABEL	xxii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Permasalahan	1
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian	2
1.5 Metodologi Penelitian	2
1.6 Sistematika Laporan.....	3
1.7 Relevansi	4
BAB II TEORI PENUNJANG.....	5
2.1 Otot 5	
2.2 <i>Electromyography</i>	6
2.3 Elektroda	7
2.4 Kabel Stimulator	9
2.5 Instrumentasi <i>Electromyography</i>	10
2.5.1 Instrumentasi Amplifier	10
2.5.2 <i>Low Pass Filter</i>	11
2.5.3 <i>High Pass Filter</i>	12
2.5.4 Notch Filter	13
2.5.5 <i>Rectifier</i>	14
2.5.6 Op-Amp Integrator	14
2.5.7 Penguat Inverting	15
4.1.....	16

4.2	16
4.3	16
2.6 Mikrokontroler.....	16
2.7 Sensor MPU 6050.....	17
2.8 Prosthesis	18
2.8.1 Servo MG 995.....	19
2.8.2 Motor Servo Magic QDS 15 RO.....	20
BAB III PERANCANGAN SISTEM.....	23
3.1 Diagram Blok Keseluruhan Sistem.....	23
3.2 Perancangan Mekanik.....	24
3.2.1 Perancangan dan Desain Prosthesis	24
3.3 Perancangan Rangkaian Elektrik	28
3.3.1 Wiring Diagram Rangkaian Regulator.....	28
3.3.2 <i>Muscle</i> Sensor V3	29
3.3.3 Wiring Diagram Muscle Sensor, MPU6050 dan Arduino.....	30
3.3.4 Wiring Diagram Motor Servo	31
3.3.5 Desain PCB.....	31
3.4 Perancangan Software Prosthesis.....	32
4.1 Program pengambilan data MPU 6050	32
4.2 Pengambilan data muscle sensor V3.....	35
BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISA	37
4.1 Pengujian Prosthesis	37
4.1.1 Pengujian Lengan prosthesis.....	37
4.1.2 Pengujian Prosthesis dengan beban	38
4.2 Pengujian Electromyography.....	40
4.3 Pengujian MPU 6050.....	43
BAB V PENUTUP	51
5.1 Kesimpulan	51
5.2 Saran	51
DAFTAR PUSTAKA	53
LAMPIRAN A.....	57
A.1.Data Muscle Sensor V3	57
A.2. Pengambilan Data Muscle Sensor	59
A.3. Pengambilan Data IMU Sensor.....	62
A.4. Program Keseluruhan.....	63

LAMPIRAN B	69
B.1. Datasheet Muscle Sensor V3	69
B.2. Datasheet MPU 6050	73
BIODATA PENULIS	83

DAFTAR GAMBAR

HALAMAN

Gambar 2. 1	Otot Bicip dan Trisep	5
Gambar 2. 2	Sinyal EMG	7
Gambar 2. 3	Disposable Elektroda	8
Gambar 2. 4	Model Elektrik Elektroda	8
Gambar 2. 5	Kabel stimulator	9
Gambar 2. 6	Konfigurasi AD620	10
Gambar 2. 7	Respon Frekuensi Low Pass Filter	11
Gambar 2. 8	Respon Frekuensi High Pass Filter	12
Gambar 2. 9	Respon Frekuensi Notch Filter	13
Gambar 2. 10	Sinyal Rangkaian Rectifier (a) Sinyal Masukan (Input) (b) Sinyal Keluaran (Output)	14
Gambar 2. 11	Respon Frekuensi Rangkaian Integrator	15
Gambar 2. 12	Hasil Output Rangkaian Penguat Inverting	15
Gambar 2. 13	Arduino	17
Gambar 2. 14	MPU 6050]	18
Gambar 2. 15	Diagram pengaturan I2C	18
Gambar 2. 16	Prosthesis	19
Gambar 2. 17	PWM mengatur servo	20
Gambar 2. 18	Motor Servo MG995	20
Gambar 2. 19	Motor Servo Magic QDS 15 RO	21
Gambar 3. 1	Diagram Blok Keseluruhan Sistem	24
Gambar 3. 2	Desain Jari pada Prosthesis	25
Gambar 3. 3	Realisasi Bagian Jari Pada Prosthesis	26
Gambar 3. 4	Desain prosthesis tampak depan	26
Gambar 3. 5	Desain prosthesis tampak samping	26
Gambar 3. 6	Desain prosthesis tampak belakang	27
Gambar 3. 7	Realisasi bagian lengan	27
Gambar 3. 8	Wiring diagram regulator	28
Gambar 3. 9	Muscle Sensor V3	29
Gambar 3. 10	Skema Rangkaian Muscle Sensor V3	29
Gambar 3. 11	Wiring diagram muscle sensor	30
Gambar 3. 12	Wiring diagram MPU 6050	30
Gambar 3. 13	Wiring diagram motor servo	31
Gambar 3. 14	Board PCB bagian atas	32

Gambar 3. 15	Board PCB bagian belakang.....	32
Gambar 3. 16	Deklarasi variable dan alamat I2C	33
Gambar 3. 17	Definisi I2C	33
Gambar 3. 18	Program mengambil data dari MPU 6050	34
Gambar 3. 19	Smoothing Raw data MPu 6050.....	34
Gambar 3. 20	Pengolahan data yaw, pithc, roll.....	34
Gambar 3. 21	Program mengskala yaw,pitch,roll	34
Gambar 3. 22	Program untuk mendapatkan nilai perubahan sensor kedua terhadap sensor pertama.....	35
Gambar 3. 23	Program Pembacaan data ADC	35
Gambar 4. 1	Grafik sinyal EMG dari Kontraksi Menggenggam ..	41
Gambar 4. 3	Perbandingan Gerakan Menggenggam 45 Derajat dan Tidak Menggenggam	41
Gambar 4. 4	Perbandingan Gerakan Menggenggam Penuh dan Tidak Menggenggam	42
Gambar 4. 5	Perbandingan Gerakan Menggenggam 45 Derajat dan Tidak Menggenggam Penuh	42
Gambar 4. 6	Pengujian sensor akselero sudut X	47
Gambar 4. 7	Pengujian sensor akselero sudut Y	48
Gambar 4. 8	Pengu jian sensor akselero sudut Z	48
Gambar 4. 9	Grafik Yaw	49
Gambar 4. 10	Grafik Pith	49
Gambar 4. 11	Grafik Roll.....	50

DAFTAR TABEL

	HALAMAN
Tabel 4. 1 Hasil Pembacaan ADC dari Kontraksi Otot	40
Tabel 4. 2 Hasil Pembacaan ADC MPU 6050 Posisi Lurus	43
Tabel 4. 3 Hasil Pembacaan ADC MPU 6050 Posisi 0 - 30°	44
Tabel 4. 4 Hasil Pembacaan ADC MPU 6050 Posisi 30° - 60°	45
Tabel 4. 5 Hasil Pembacaan ADC MPU 6050 Posisi 60° - 90°	46

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penderita difabilitas di Indonesia tidaklah sedikit, banyak dari mereka yang juga kehilangan bagian tubuh mereka, seperti tangan atau kaki. Para penderita difabilitas biasanya mengalami kesulitan dalam kehidupan sehari-hari, seseorang yang kehilangan tangan akan kesulitan dalam melakukan pekerjaan dan seseorang yang kehilangan kakinya akan kesulitan dalam berjalan.

Studi klinis menunjukkan bahwa kehilangan bagian tubuh dapat terjadi karena banyak hal, seperti penderita diabetes yang diamputasi, terjadi kecelakaan, ataupun karena penyakit tertentu. Sinyal yang dihasilkan oleh otot berbeda-beda oleh karena itu prosthesis tidak boleh digeneralkan, prosthesis tidak akan langsung sesuai dengan pengguna, bergantung dari penyebab kecacatan, pola tubuh bergerak, dan kondisi fisik[1].

Sinyal EMG merupakan sebuah sinyal biomedika, yang timbul akibat kerja otot, kontraksi maupun relaksasi otot. Sinyal yang dihasilkan otot ini kemudian di pre-amp, di filter, dan terakhir di kuatkan lagi. Setiap otot memiliki respon sinyal yang berbeda-beda, hal inilah yang akan diteliti agar dapat digunakan untuk mengontrol sebuah actuator. Pada penderita difabel, kita dapat memanfaatkan sinyal EMG ini agar dapat menggerakkan actuator yang dapat dipasang pada anggota tubuh yang hilang.

Prosthesis merupakan sebuah alat kesehatan yang digunakan untuk menggantikan bagian tubuh yang hilang, Prosthesis hanyalah sebuah actuator penggerak, tentunya kita membutuhkan sebuah sistem untuk menggerakkannya. Sistem ini akan dibuat dengan mengolah sinyal EMG, sinyal EMG yang sudah diolah kemudian masuk ke mikrokontroler untuk diproses dan juga dengan menggunakan sensor accelero maka digunakan untuk menggerakkan prosthesis agar mengetahui sudut perubahannya, sehingga menghasilkan output yang dapat menggerakkan prosthesis.

1.2 Permasalahan

Permasalahan pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara membantu para penderita cacat yang kehilangan tangan?

2. Bagaimana cara mengontrol prosthesis yang akan dibuat?
3. Bagaimana cara agar prosthesis dapat bergerak?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada tugas akhir ini adalah:

1. Jari jemari hanya digunakan untuk menggenggam
2. Sensor yang digunakan accelero MPU6050 dan muscle sensor V3 T084
3. Sinyal EMG hanya digunakan untuk menggerakkan jari jemari
4. Accelero hanya digunakan untuk menggerakkan bagian lengan
5. Prosthesis bergerak tanpa beban
6. Hanya untuk gerakan fleksi, dan ekstensi
7. Masih ada salah satu tangan yang utuh untuk menggerakkan prosthesis.
8. Hanya bisa digunakan pada orang yang sudah dilatih terlebih dahulu.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari pembuatan tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang prosthesis dengan menggunakan electromyography dan sensor accelero.
2. Mempelajari sinyal EMG, dan Mempelajari sensor accelero.
3. Menggabungkan muscle sensor V3 dan accelero untuk menggerakkan prosthesis.

1.5 Metodologi Penelitian

Dalam penyelesaian penelitian ini digunakan metodologi sebagai berikut:

1. Studi literature Electromyograph
Pada tahap ini dilakukan pembelajaran karakteristik dari sinyal EMG, juga mempelajari tentang instrumentasi electromyography (EMG).
2. Studi literatur sensor otot
Pada tahap ini dilakukan pembelajaran karakteristik sensor otot, respon sensor, pembuatan waktu tunda pada proses scanning sensor otot hingga rangkaian pengkondisi sinyal dari sensor.

3. Studi literatur sensor *gyroscop*

Pada tahap ini dilakukan pembelajaran karakteristik sensor *gyroscop* berdasarkan *datasheet* sensor, respon sensor dan pembuatan waktu tunda pada proses scanning sensor *gyroscop*.

4. Perancangan *software*

Pada tahap ini dilakukan pembelajaran terhadap karakteristik setiap sensor dan komponen, sehingga dapat dilakukan pengkodean untuk mengambil data, dan juga koding untuk keseluruhan system.

5. Perancangan sistem secara keseluruhan

Pada tahap ini, ini akan dilakukan perancangan sistem secara keseluruhan yaitu *prosthesis*. Perancangan system secara keseluruhan dilakukan pada bagian *software* dan *hardware*, Pada bagian *software* meliputi program untuk pengambilan data dan program secara keseluruhan. Pada bagian *hardware* meliputi pembelajaran terhadap sensor, motor dan desain mekanik

6. Pengujian dan perbaikan keseluruhan system

Pada tahap pengujian dilakukan setelah alat dan keseluruhan system sudah jadi, pengujian dilakukan dengan membandingkan hasil kerja system dengan keinginan system yang kita inginkan. Kemudian setelah dilakukan pengujian dilakukan perbaikan, perbaikan di dasarkan pada hasil pengujian, sehingga keseluruhan system berjalan sesuai keinginan.

7. Penulisan Laporan Penelitian

Tahap penulisan laporan penelitian dilakukan pada saat tahap pengujian sistem dimulai serta setelahnya.

1.6 Sistematika Laporan

Laporan penelitian ini terdiri dari Lima Bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut:

- Bab 1 : Pendahuluan

Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, metodologi, sistematika penulisan, dan relevansi.

- Bab 2 : Teori Penunjang

Pada bab ini dikemukakan berbagai macam dasar teori yang berhubungan dengan permasalahan yang dibahas, antara lain

meliputi teori tentang pengenalan sinyal EMG, sensor otot, accelero.

- Bab 3 : Perancangan Sistem

Bab ini menjelaskan tentang perencanaan sistem perangkat keras elektrik dan mekanik, serta perangkat lunak. Bab ini juga berisi menjelaskan tentang prosedur pengujian yang dilakukan dalam penelitian.

- Bab 4: Pengujian dan Pembahasan Sistem

Bab ini menjelaskan tentang hasil yang didapat dari pengujian tiap Blok sistem secara keseluruhan

- Bab 5: Penutup

Bab ini menjelaskan tentang kesimpulan meliputi kekurangan-kekurangan pada kerja alat dari hasil analisa serta saran untuk pengembangan ke depan.

1.7 Relevansi

Matakuliah yang mendukung penelitian ini adalah Rangkaian Listrik, Rangkaian Digital, Perancangan Komponen Terprogram, Sensor dan Aktuator, Teknik Akuisisi Data, Instrumentasi dan Pengolahan sinyal biomedika dan beberapa referensi tentang pemrograman dan sinyal. Hasil akhir penelitian ini berupa prototype yang diharapkan dapat dikembangkan dan diimplementasikan sebagai prosthesis sebenarnya.

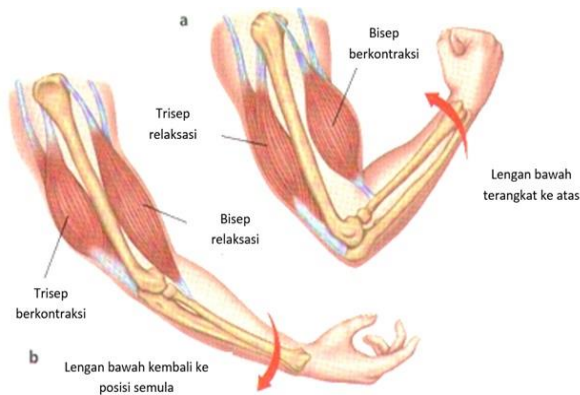
BAB II

TEORI PENUNJANG

2.1 Otot

Otot merupakan suatu organ yang dapat menggerakkan suatu rangka. Otot merupakan bagian yang penting bagi organisme, otot terbentuk dari kumpulan satuan motor. Tiap unit motor terdiri atas percabangan serabut syaraf tunggal yang berpusat di batang otak atau otak kecil yang berjumlah sekitar 25 sampai 2000 serabut otot (sel) yang terhubung dengan piringan akhir motor. Aktivitas otot dilakukan oleh sebuah potensial yang bergerak menuju sepanjang akson dan dikirim menyeberangi piringan akhir motor menuju serabut otot sehingga menyebabkan kontraksi. Dalam garis besar sel otot dibagi menjadi tiga (3) yaitu otot polos, otot rangka dan otot jantung[2]. Otot-otot rangka mempunyai hubungan dengan tulang dan berfungsi menggerakkan tulang. Otot rangka berada di bawah kendali volunteer (otot sengaja) yakni otot-otot di bawah kendali langsung oleh sistem. Otot ini berkontraksi dengan kuat saat distimulasi oleh suatu serabut saraf, tetapi menjadi mudah lelah dengan cepat[3].

Gerakan fleksi merupakan sebuah gerakan mengayun keatas dan kebawah pada lengan tangan bagian bawah. Gerakan fleksi timbul akibat adanya kontraksi dari otot bisep dan relaksasi dari otot trisep secara bergantian.



Gambar 2. 1 Otot Bisep dan Trisep[3]

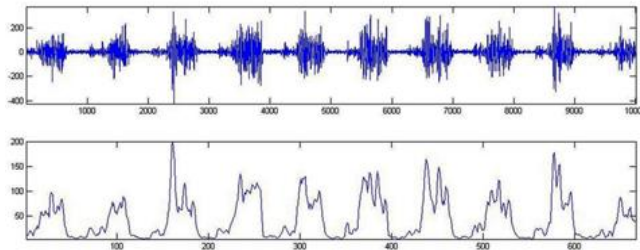
Otot bisep merupakan otot yang ada pada bagian lengan, berada pada posisi atas sedangkan otot trisep berada pada bagian bawah. eKetika otot bisep berkontraksi maka otot trisep akan berelaksasi, sehingga lengan akan naik. Kemudian saat otot bisep berelaksasi dan otot trisep berkontraksi maka lengan akan turun. Ilustrasi otot bisep dan trisep dapat dilihat pada Gambar 2. 1.

2.2 *Electromyography*

Electromiografi (EMG) adalah sebuah peralatan untuk mengukur dan mengevaluasi potensial listrik ekstraseluler yang dihasilkan oleh otot. Sinyal EMG adalah hasil representatif dari potensial elektrik yang dihasilkan dari depolarisasi membran luar serat otot. Setiap saat otot berkontraksi, sensor EMG mengukur sebuah sinyal saraf. Sinyal electromyogram (EMG) dihasilkan oleh aktifitas elektrik oleh serat otot yang aktif selama mengalami kontraksi . Gerakan otot berkaitan dengan satu potensial aksi yang merambat sepanjang akson dan diteruskan ke serat otot melalui motor dan plate . Tujuan analisis EMG adalah mendapatkan informasi tentang status dan fungsi dari otot-otot melalui kuantifikasi dari aktifitas listrik

EMG dapat diukur dengan dua cara yakni secara *invasive* dan *non-invasive*. Metode secara *invasive* yaitu dengan memasukkan elektroda jarum pada otot yang akan diukur sedangkan metode secara *non-invasive* yaitu dengan meletakkan elektroda pada permukaan kulit. Sinyal yang dihasilkan dari perekaman dengan metoda non-invasive ini akan menghasilkan sinyal *surface electromyogram* (SEMG) [4]. Pada tugas akhir ini, metode pengukuran EMG yang akan digunakan adalah SEMG, SEMG dipilih karena lebih nyaman bagi objek, metode dengan menggunakan jarum memiliki banyak kekurangan khususnya bagi kenyamanan objek yaitu manusianya.

Sinyal EMG timbul karena adanya stimulus yang dikirimkan pada sebuah otot. Stimulus yang dikirimkan berupa sinyal elektrik, pada saat otot berkontraksi maka akan timbul sebuah action potensial. Action potensial sendiri merupakan sebuah potensial listrik yang timbul karena adanya kontraksi dari sebuah otot. Besar dari Action potensial dipengaruhi oleh aktifitas molekul K^+ dan Na^+ yang melewati sebuah membran sel, sehingga timbullah beda potensial karena pengaruh intensitas K^+ dan Na pada intra sel dan ekstra sel. Action potensial ini yang nantinya akan menjadi cikal bakal dari sinyal EMG.



Gambar 2. 2 Sinyal EMG[5]

Sinyal EMG memiliki amplitudo antara 0-10mV, dan frekuensi antara 20-500Hz, untuk mendapat sinyal raw EMG maka sinyal dari elektroda perlu dilakukan penyaringan. Sinyal EMG memiliki beberapa *noise* diantaranya, *noise* dengan frekuensi yang besar mencapai ribuan Hz, *noise* jenis ini biasa dihasilkan oleh peralatan rumah tangga dan suara dari lingkungan sekitar. Kemudian *noise* dengan frekuensi 50 Hz, *noise* ini dihasilkan oleh frekuensi jala – jala PLN. Kemudian *noise* dengan frekuensi rendah sekitar 0-20Hz, *noise* ini dapat dihasilkan karena pergerakan elektroda terhadap permukaan kulit. Gambar sinyal raw EMG dapat dilihat pada Gambar 2. 2.

2.3 Elektroda

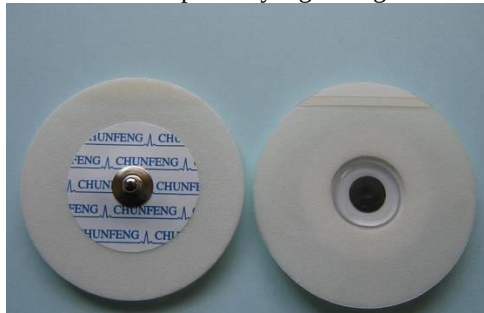
Elektroda merupakan sebuah komponen yang mampu mengubah konduksi ionic menjadi konduksi elektrik. Elektrode khusus digunakan untuk menangkap sinyal bioelectric, baik itu adalah ECG, EMG, EEG, EOG ,dan lain sebagainya.

Terdapat 2 jenis electrode yaitu *surface electrode* dan *needle electrode*, *surface electrode* sendirijuga bermacam macam bentuk dan fungsinya [6]. Ada 3 macam *surface electrode* yaitu *clam*, *bulb*, dan *disposable*. *Disposable electrode* akan dibahas lebih lanjut , bentuk fisik *disposable electrode* dapat dilihat pada Gambar 2. 3. Selanjutnya *needle electrode*, jenis electrode ini mungkin akan terasa tidak nyaman pada pasien, karena jenis elektrode ini mengharuskan elektrode untuk ditusuk pada pasien, sehingga pasien akan terasa terganggu ataupun merasa tidak nyaman.

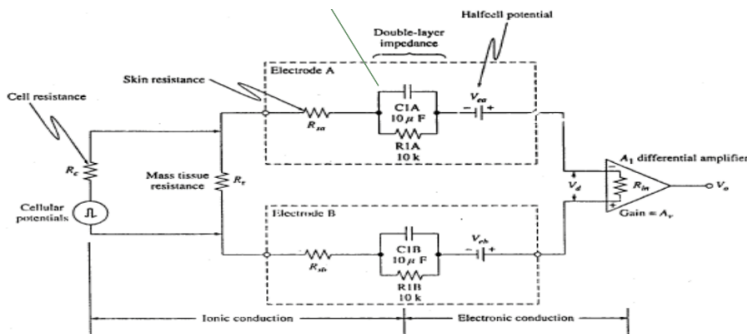
1 chanel sinyal, biasanya menggunakan 3 elektrode, 2 elektrode berfungsi menghitung besar beda potensial antara 1 titik dengan titik yang lainnya, kemudian 1 elektrode sisa digunakan sebagai ground. Perbedaan

potensial dapat terukur karena electrode memiliki model elektriknya, model elektrik dari electrode dapat dilihat pada Gambar 2. 4. Terdapat 2 bagian pada pemodelan elektrik elektroda, yaitu bagian ionic conduction dan elektrik conduction. Pada ionic conduction terdapat sebuah pemodelan resistansi pada bagian cell, jaringan dan kulit. Kemudian terdapat sebuah pembangkit sinyal pada bagian cell, ini merupakan pemdolan elektrik dari aktifitas sel, yaitu aktifitas ion K^+ dan ion Na^+ terhadap membrane sel, sehingga timbullah action potensial. Kemudian terdapat resistansi yang timbul karena jaringan, resistansi ini bergantung pada jarak antara 2 elektrode, kemudian pada setiap electrode terdapat resistansi yang timbul karena kulit.

Pada bagian Electric conduction terdapat 2 pemodelan elektrik yaitu berupa pemodelan elektrik pada elektroda. Elektroda sendiri dimodelkan sebagai sebuah resistor dan capasitor yang dirangkai secara paralel.



Gambar 2. 3 Disposable Elektroda



Gambar 2. 4 Model Elektrik Elektroda [7]

2.4 Kabel Stimulator

Suatu stimulus adalah setiap perubahan dalam saraf, yang apabila cukup besar akan dapat menyebabkan potensial *break* mengalami depolarisasi sehingga saraf menghasilkan potensial kerja (suatu impuls saraf)[8]. Impuls ini pada dasarnya adalah suatu gelombang perubahan listrik yang bergerak pada membran serabut saraf. Stimulus listrik pada umumnya terletak pada laboratorium karena akan mudah dalam pengontrolan terutama dalam segi kekuatan, waktu, frekuensi, dalam pekerjaan eksperimental guna mempelajari respon saraf terhadap stimulus dan tranmisi impuls. Ada juga stimulus yang terletak di luar, misalnya pagar kawat yang dialiri listrik. Kawat tersebut juga dapat berupa kabel yang disebut dengan kabel stimulator.

Kabel stimulator dapat menghantarkan impuls sinyal otot untuk diolah mennggunakan pengkondisi sinyal. Penggunaan. Kabel stimulus juga lebih direkomendasikan untuk digunakan pada sinyal sinyal biomedik, sinyal biomedik memiliki rata-rata amplitud yang kecil dengan frekuensi yang tidak besar juga, sehingga sinyal biomedik sangat rentan terhadap noise. Kabel stimulus direkomendasikan karena kabel ini memiliki kadar noise yang lebih kecil dari pada penggunaan kabel serabut yang dihubungkan pada jepit buaya atau clamp. Bentuk fisik kabel stimulator dapat dilihat pada Gambar 2. 5.



Gambar 2. 5 Kabel stimulator [9]

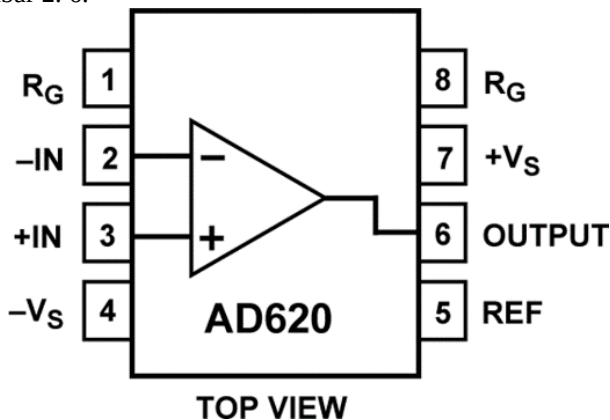
2.5 Instrumentasi *Electromyography*

Sebuah instrumentasi EMG terdiri dari beberapa unit yang disusun secara berurutan (*cascade*). Unit terdepan adalah rangkaian penguat instrumentasi penguat instrumentasi berupa differential amplifier atau bisa juga menggunakan penguat amplifier yang sudah dalam bentuk IC, seperti AD 620, rangkaian filter digunakan untuk menyeleksi sinyal yang diloloskan, rangkaian filter berupa High Pass Filter (HPF), Low Pass Filter (LPF). Dan Band Stop Filter (BSF/Notch), rectifier digunakan untuk mengubah sinyal pada polaritas yang sama, dan rangkaian penguat digunakan untuk menaikkan level tegangan, agar dapat dibaca pada ADC mikrokontroler.

2.5.1 Instrumentasi Amplifier

AD620 memiliki rasio *common mode rejection ratio* (CMMR) yang lebih tinggi dibanding penguat instrumentasi lainnya dalam mengurangi *noise* yang muncul pada *input* penguat. AD620 dipilih sebagai penguat instrumentasi dengan CMMR minimum pada 100Db [10]. AD 620 pada umumnya sam saja dengan penguat amplifier sepeerti yang lain, fungsinya sama yaitu sebagai differential amplifier Pengaruh *noise* yang rendah pada komponen ini menyebabkan AD620 cocok untuk *monitoring* sinyal EMG. Konfigurasi pin pada IC penguat instrumentasi AD620 ditunjukkan pada

Gambar 2. 6.



Gambar 2. 6 Konfigurasi AD620 [10]

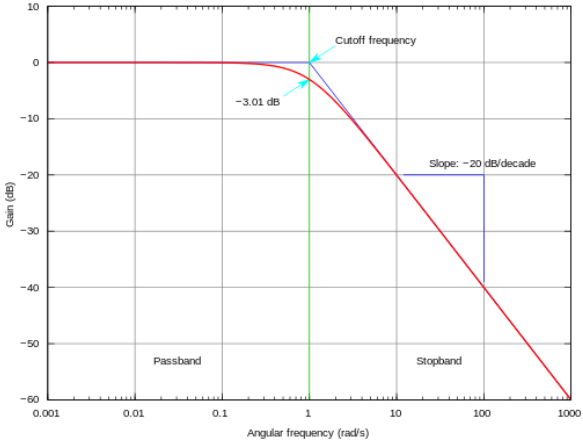
2.5.2 Low Pass Filter

Low pass filter adalah sebuah filter yang digunakan untuk meloloskan frekuensi yang ada diatas frekuensi cut-off, dan meredam frekuensi yang berada dibawah frekuensi cut-off.

Pada *surface EMG (sEMG)*, sinyal yang didapatkan memiliki frekuensi antara 10 Hz sampai 200 Hz . Tipe filter salah satunya adalah *butterworth filter*. filter *butterworth* memiliki beberapa orde, diantaranya orde 1, 2, dan 3. Pada *Low Pass Filter* orde 3 dibentuk dari *Low Pass Filter* orde 1 dan orde 2 yang terhubung seri. *Low Pass Filter* orde 3 memiliki kemiringan sebesar -60 dB/dekade mempunyai sudut fasa sebesar -135⁰ pada ω_c [11]. Frekuensi *cut-off* dapat ditentukan dengan rumus :

$$f_{cf} = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2.1)$$

f_{cf} merupakan frekuensi cut-off sebesar 200 Hz, $\pi = 3,14$, R=resistor (ohm), dan C=kapasitor (farad). Kemiringan dari sudut fasa pada respon frekuensi mempengaruhi nilai dari amplitude tegangan pada frekuensi yang berada pada sekitar frekuensi cut-off, semakin curam sudut kemiringan maka akan semakin baik sinyal yang akan dihasilkan.Sedangkan respon frekuensi yang dihasilkan dari rangkaian *Low Pass Filter* orde 1 yaitu memiliki kemiringan sebesar -20 dB ditunjukkan pada Gambar 2. 7.



Gambar 2. 7 Respon Frekuensi Low Pass Filter [12]

2.5.3 High Pass Filter

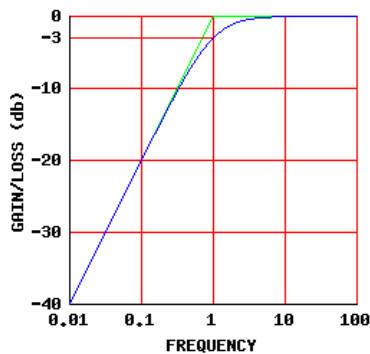
High Pass Filter adalah rangkaian instrumentasi yang terdiri atas op-amp, resistor, dan kapasitor. High Pass Filter digunakan untuk menyeleksi sinyal, HPF akan meloloskan sinyal yang berada dibawah frekuensi cut-off dan meredam sinyal yang frekuensinya diatas frekuensi cut-off.

Sebagaimana pada rangkaian *Low Pass Filter*, rangkaian *High Pass Filter* juga bisa disusun secara bertingkat. Pada *High Pass Filter* orde 3 dibentuk dari *High Pass Filter* orde 1 dan orde 2 yang terhubung seri. *High Pass Filter* orde 3 memiliki kemiringan sebesar -60 dB/dekade mempunyai sudut fasa sebesar $+135^0$ pada ω_c [11].

Rumus untuk menghitung frekuensi *cut-off* dari *High Pass Filter* adalah

$$f_{cf} = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2.2)$$

High Pass Filter (HPF) memiliki frekuensi cut-off yang rendah, hal ini dikarenakan HPF akan meloloskan sinyal yang ada diatas frekuensi cut-off sehingga nilai frekuensi cut – off pada HPF berada pada karakteristik sinyal EMG yang memiliki rentang frekuensi antara 10-200Hz, sehingga frekuensi cut-off pada High Pass Filter adalah sebesar 10Hz. Semakin dekat frekuensi yang akan diloloskan dengan frekuensi cut-off maka amplitudonya akan ikut teredam, besar redaman tergantung orde dari filter yang dirancang. Hasil respon frekuensi pada rangkaian *High Pass Filter* ditunjukkan pada Gambar 2. 8.



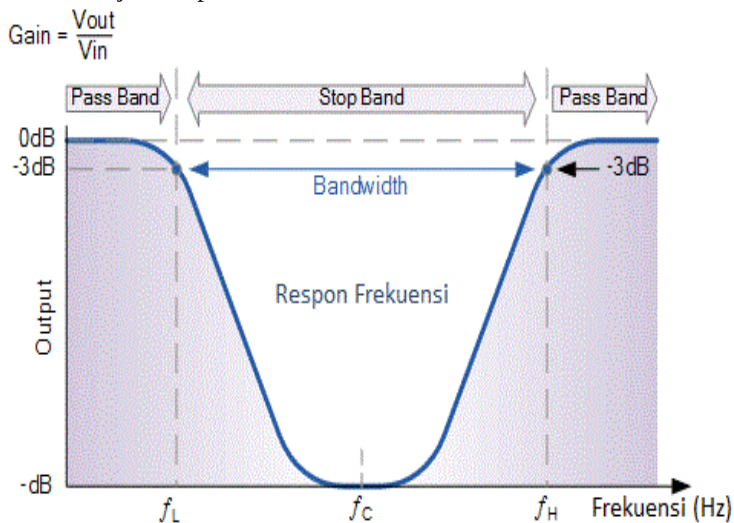
Gambar 2. 8 Respon Frekuensi High Pass Filter [13]

2.5.4 Notch Filter

Notch Filter atau juga biasa disebut sebagai Band Pass Filter. BPF merupakan sebuah filter yang digunakan untuk menghilangkan frekuensi tertentu, BPF memiliki lebar bandwidth yang kecil, hal itu dikarenakan BPF khusus digunakan untuk menghilangkan sinyal pada frekuensi tertentu, seperti noise pada jala-jala listrik. tersebut dihasilkan oleh noise jala-jala listrik dimana memiliki frekuensi 50 Hz[11]. Maka dari itu dengan adanya filter ini diharapkan dapat menghilangkan *noise*, dimana dapat mengganggu sinyal yang akan diolah. Respon frekuensi *Notch filter* berbentuk seperti sebuah cekungan, semakin kecil cekungan maka semakin bagus output dari *notch filter*. Frekuensi *cut-off* dapat ditentukan dengan rumus :

$$f_{cf} = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots(2.3)$$

Sedangkan respon frekuensi yang dihasilkan dari rangkaian *Notch Filter* ditunjukkan pada Gambar 2. 9.



Gambar 2. 9 Respon Frekuensi Notch Filter [14]

2.5.5 Rectifier

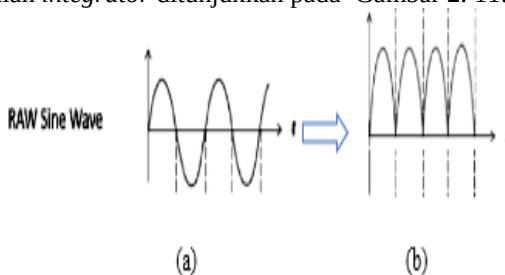
Rectifier adalah rangkaian yang difungsikan untuk menyearahkan sinyal bolak balik yang dihasilkan oleh tegangan tubuh. Sinyal yang telah keluar dari rangkaian akan bernilai positif. Resistor-dioda *rectifier* tidak akan bekerja cukup baik jika tegangan dibawah 0.7 volt, karena tegangan tidak cukup untuk mengatasi tegangan yang turun drastis (*drop*) dari diode [15]. Tetapi masalah itu dapat ditanggulangi dengan meletakkan dioda pada *feedback loop* pada sebuah op-amp.

Pada Gambar 2. 10 (a) ditunjukkan sinyal yang diberikan kepada rangkaian *rectifier* sedangkan sinyal yang telah mengalami proses *rectifier* dan (b) merupakan sinyal keluaran dari rangkaian.

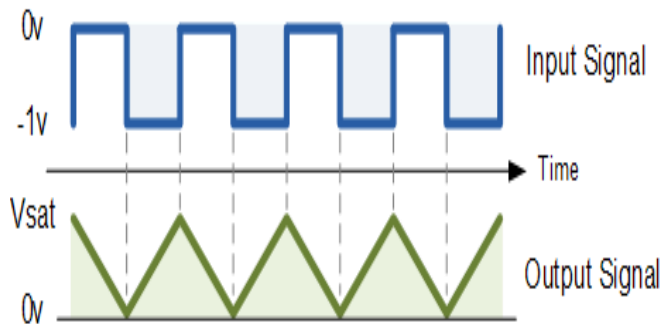
2.5.6 Op-Amp Integrator

Op-amp Integrator adalah rangkaian penguat operasional yang melakukan operasi matematika dari integrasi, yaitu kita dapat menyebabkan *output* untuk menanggapi perubahan tegangan *input* dari waktu ke waktu, sebagai *integrator* op-amp menghasilkan tegangan *output* yang sebanding dengan integral dari tegangan *input* [16]. Dalam kata lain besarnya sinyal *output* ditentukan oleh lamanya waktu tegangan hadir pada *input* sebagai arus melalui umpan balik atau dibuang kapasitor sebagai umpan balik negatif yang diperlukan terjadi melalui kapasitor.

Dengan mengubah besaran frekuensi *input* pada gelombang persegi, maka akan dihasilkan gelombang segitiga pada batas frekuensi tertentu yang diberikan pada rangkaian *integrator*. Respon frekuensi pada rangkaian *integrator* ditunjukkan pada Gambar 2. 11.



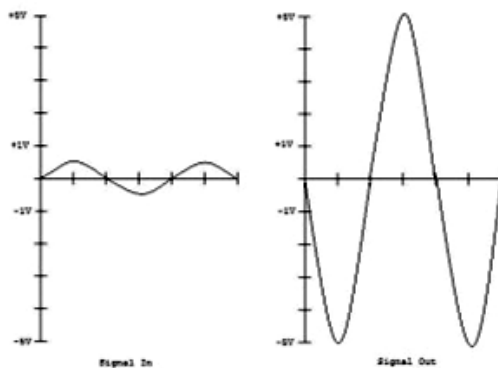
Gambar 2. 10 Sinyal Rangkaian Rectifier (a) Sinyal Masukan (Input) (b) Sinyal Keluaran (Output) [15]



Gambar 2. 11 Respon Frekuensi Rangkaian Integrator [16]

2.5.7 Penguat Inverting

Penguat operasional merupakan penguat diferensial dengan dua *input* yakni *input inverting* dan *input non inverting*. Penguat diferensial akan menghitung selisih antara input pada V_+ dengan V_- , kemudian di kalikan dengan gain sehingga jadilah output. Yang akan dipelajari adalah rangkaian penguat *inverting* [17]. Penguat inverting merupakan penguat amplifier yang memiliki feedback negative. Input pada penguat inverting ada pada kaki V_- .



Gambar 2. 12 Hasil Output Rangkaian Penguat Inverting [17]

Penguat *inverting* merupakan sebuah penguat sinyal yang memiliki karakteristik yakni sinyal *output* yang dihasilkan memiliki fase berkebalikan dengan sinyal *input*. Pada rangkaian ini terdapat resistor *input* yang berfungsi untuk mengatur faktor penguatan.

Rumus penguatan yang digunakan adalah

$$G = -\frac{R_f}{R_i} \dots\dots\dots(2.4)$$

G= Gain (penguatan), R_f= Resistor sebelum op-amp(ohm), R_i= Resistor pada feedback (ohm). Hasil dari rangkaian penguat *inverting* dengan adanya penguatan ditunjukkan pada Gambar 2. 12.

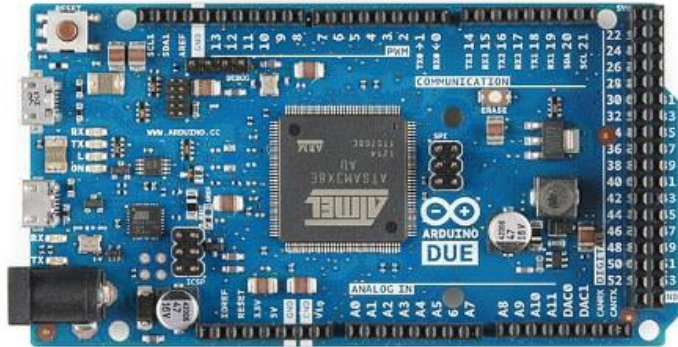
2.6 Mikrokontroler

Dalam pembuatan tugas akhir, mikrokontroler merupakan sebuah komponen utama. Mikrokontroler terdiri dari CPU, Memory, I/O, dan perangkat penunjang lain [18]. Mikrokontroler merupakan salah satu komponen penting dalam sistem ini, mikrokontrolerlah yang bertindak dalam proses pengolahan sinyal, dan proses kontrol hardware.

Terdapat banyak sekali jenis mikrokontroler, mulai dari mikrokontroler dengan ic atmega 8,16, MCS 51-52, Arduino, STM 32 pabrikan ARM, Single Board Computer seperti raspberry pi dan lain sebagainya.

Pemilihan mikrokontroler dapat didasarkan pada kebutuhan masing – masing. Dalam tugas akhir kali ini yang akan digunakan adalah mikrokontroler dari Arduino. Arduino merupakan sebuah perusahaan yang berasal dari italia yang bergerak dibidang teknologi. Arduino memiliki produk, beberapa produk yang dikenalkan di Indonesia adalah Arduino uno, mega, mini, nano, due dan lain sebagainya.

Arduino berupa single board mikrokontroler yang bersifat open source. Arduino menggunakan ic prosesor dari atmel AVR, Arduino memiliki Bahasa pemrograman sendiri. Arduino merupakan mikrokontroler yang dapat diprogram melalui software Arduino sendiri, dengan komunikasi serial untuk proses pemrograman. Arduino memiliki pin digital dan pin ADC, sehingga Arduino dapat digunakan untuk melakukan suatu proses. Bentuk fisik Arduino due ditunjukkan pada Gambar 2. 13.



Gambar 2. 13 Arduino [18]

2.7 Sensor MPU 6050

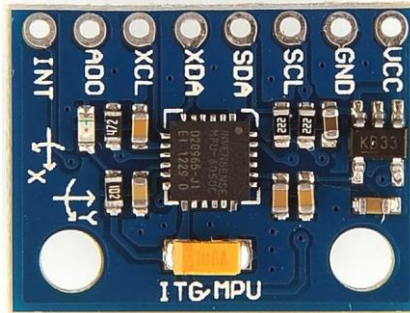
MPU 6050 merupakan sensor 3 axis gyroscope dan 3 axis accelerometer, sensor MPU dapat dilihat pada gambar 2.4. Sensor gyroscope menggunakan prinsip dasar MEMS (microelectromechanicals). Ketika *gyroscope* bergerak maka akan menghasilkan tegangan output. Pada saat *gyroscope* diam maka tegangan akan konstan. Ketika *gyroscope* berputar searah jarum jam terhadap sumbu Z maka tegangan output berkurang ($-Z$), dan ketika gyroscope berputar berlawanan arah jarum jam maka tegangan output bertambah ($+Z$) [19].

Accelerometer merupakan sebuah sensor yang menghitung percepatan maupun perubahan percepatan yang timbul akibat gravitasi bumi. Accelerometer mengukur percepatan relative terhadap frame yang populer disebut G-force. Pada saat accelerometer diam maka akan bernilai 1g dan ketika accelerometer mendeteksi adanya sebuah percepatan maka g-force akan berubah.

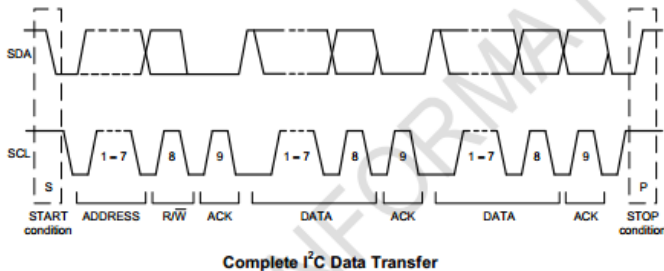
Sensor MPU 6050 memiliki tegangan suplai 3,3V sensor ini dapat mengirimkan data dari accelerometer dan gyroscope. Sensor ini berkomunikasi dengan menggunakan I2C SDA dan SCL. Untuk mengakses data dari MPU 6050 ini maka perlu dilakukannya pengaturan pada pengambilan data melalui I2C. bentuk fisik MPU 6050 dapat dilihat pada Gambar 2. 14.

Untuk mendapatkan data gyro dan accelerometer dari MPU6050 maka kita harus mengatur pin SDA SCL untuk mengikuti diagram yang ada pada Gambar 2. 15. Pertama pin SDA dan SCL diset HIGH kemudian dengan mengakses alamat dari gyro dan accelerometer. Jika sudah mengikuti

diagram diatas maka kita akan mendapatkan data dari pembacaan sensor gyro dan accelero.



Gambar 2. 14 MPU 6050 [19]



Gambar 2. 15 Diagram pengaturan I2C [20]

2.8 Prosthesis

Prosthesis merupakan sebuah alat kesehatan yang didesain untuk menggantikan bagian tubuh tertentu untuk membantu pasien mendapatkan kembali fungsi tertentu setelah bagian tubuhnya cedera berat karena kecelakaan atau terkena penyakit[21]. Sebagai contoh prosthesis pada lengan, prosthesis pada kaki.

Terdapat banyak sekali jenis prosthesis, bahan pembuatannya pun bermacam macam. Prosthesis sendiri pada awalnya hanya berupa cetakan bagian tubuh yang tidak dapat digerakkan, seiring dengan perkembangan jaman, prosthesis mengalami modifikasi, contoh jenis prosthesis yang telah mengalami modifikasi dapat dilihat pada Gambar 2. 16.



Gambar 2. 16 Prosthesis [21]

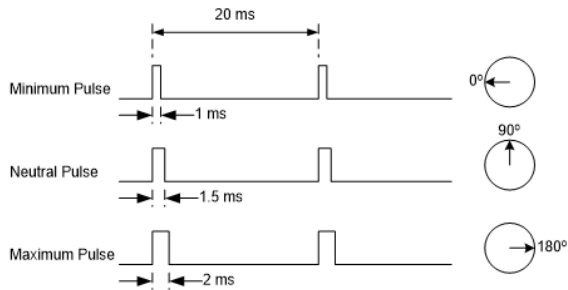
2.8.1 Servo MG 995

Motor servo adalah jenis motor DC, yang membedakan motor servo dengan motor DC biasa adalah motor servo dapat diatur perputaran sudutnya. Ada 2 jenis motor servo yang pertama adalah motor servo standart dan continuous. Motor servo standart dapat berputar 180° sedangkan motor servo countinuous adalah motor servo dengan perputaran sampai 360° [22].

Motor servo memiliki 3 pin input, yaitu Vcc, Gnd, dan Data. Vcc dan Gnd merupakan sumber tegangan untuk motor servo, sedangkan data merupakan data dari mikrokontroler yang berupa Pulse Widht Modulation (PWM). PWM merupakan teknik modulasi yang merubah panjang sinyal high atau low dalam frekuensi yang tetap

Motor servo memiliki panjang pulsa 20ms, untuk mendapat sudut 0° maka pulsa high dapat diset selama 1 ms, dan untuk mendapat sudut 180° maka lama waktu high diatur selama 2ms dan waktu low adalah sisa dari periode 20ms tersebut, pengaturan PWM pada servo dapat dilihat pada Gambar 2. 17.

Motor servo yang akan digunakan pada bagian lengan adalah MG995 dengan tegangan kerja antara 4,8V sampai 6V dengan torsi 9,4 kg/cm sampai 11kg/cm. Motor servo Mg995 merupakan motor servo standart dengan putaran 180° dengan kontruksi metal gear, sehingga motor servo jenis ini cocok untuk dijadikan sebagai penggerak prosthesis pada bagian lengan, motor servo MG995 dapat dilihat pada Gambar 2. 18.



Gambar 2. 17 PWM mengatur servo [23]

2.8.2 Motor Servo Magic QDS 15 RO

Motor Servo QDS 15 RO merupakan jenis motor servo standart dengan putaran 180°. Motor jenis ini memiliki referensi tegangan antara 6-8,4 V dan memiliki torsi 13 – 17 Kg/cm[24]. Motor ini dapat berputar dari 2 sisi, oleh karena itu motor servo jenis ini banyak digunakan untuk aktifitas robotic, motor servo Magic QDS 15 RO dapat dilihat pada Gambar 2. 19.



Gambar 2. 18 Motor Servo MG995



Gambar 2. 19 Motor Servo Magic QDS 15 RO

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Perancangan system meliputi hardware dan juga software. Perancangan hardware meliputi perancangan mekanik, pemilihan motor, desain mekanik, perancangan elektrik yang meliputi desain shield Arduino, perancangan DC converter, perancangan PCB dan peletakan sensor.

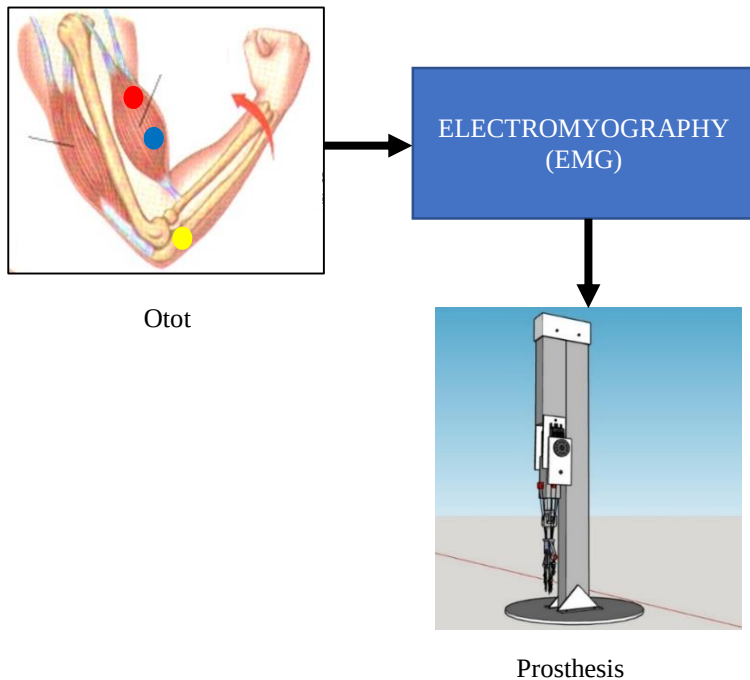
Perancangan Software meliputi program pada Arduino termasuk pembacaan sensor muscle V3 kit untuk pengambilan data, pembacaan sensor MPU 6050 untuk pengambilan data. Penggabungan program sensor otot dan MPU 6050 dengan pwm motor servo dan pengolahan data sinyal EMG pada matlab. Pengolahan sinyal pada matlab dilakukan untuk mengetahui frekuensi yang dihasilkan oleh otot.

3.1 Diagram Blok Keseluruhan Sistem

Sistem yang akan dibuat adalah *arm prosthesis*. *Prosthesis* yang akan dibuat dapat melakukan gerakan flexy, ekstensi dan juga menggenggam. Untuk melakukan gerakan fleksi, ekstensi dan menggenggam maka akan digunakan electromyography (muscle sensor) dan juga sensor gyro dan accelero (MPU 6050).

Otot yang akan direkam ditempelkan elektroda, kemudian elektroda akan masuk padamuscle sensor, kemudian data masuk pada ADC Arduino, data yang masuk pada Arduino merupakan sinyal EMG. Sinyal EMG ini nantinya akan dijadikan sebagai acuan untuk pergerakan pada jari jemari. Kemudian yang selanjutnya untuk melakukan geraka fleksi dan ekstensi dibutuhkan sensor yang dapat merekam perubahan sudut, oleh karena itu digunakan sensor accerelo MPU 6050, nantinya sensor ini akan masuk pada Arduino, data dari sensor diolah agar mendapat informasi sudut, kemudian digunakan untuk menggerakkan prosthesis pada bagian lenganDiagram blok keseluruhan system dapat dilihat pada Gambar 3. 1.

Arduino due digunakan sebagai mikrokontroler karena memiliki clock yang lebih besar dari Arduino uno, yaitu 84MHz. Sinyal EMG dari muscle sensor diolah pada Arduino due kemudian dijadikan parameter untuk meulai gerakaian fleksi dan juga digunakan sebagai parameter untuk melakukan gerakan menggenggam. Sedangkan MPU 6050 digunakan sebagai nilai sudut perpindahan tangan.



Gambar 3. 1 Diagram Blok Keseluruhan Sistem

3.2 Perancangan Mekanik

Perancangan mekanik Prosthesis merupakan hal paling penting, karena realisasi system akan terlihat jika mekanik sudah jadi. Dalam hal ini perancangan mekanik meliputi perancangan atau desain dari prosthesis, kemudian peletakan motor servo, desain jari jari tangan, dan juga peletakan batrai, mikrokontroler, sensor dan juga PCB dan yang terakhir dari perancangan mekanik adalah pemilihan material.

3.2.1 Perancangan dan Desain Prosthesis

Perancangan dan desain dari prosthesis akan dibuat sedemikian mungkin menyerupai fungsi dari suatu lengan. Ada 2 bagian penting dari

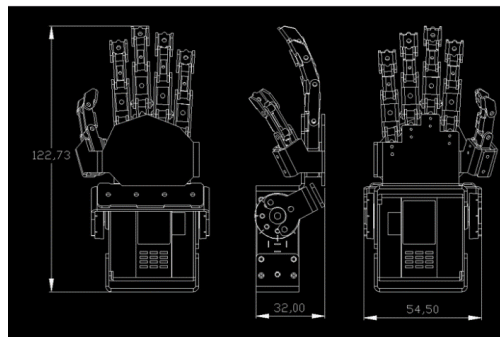
desain mekanik prosthesis yaitu bagian jari dan bagian lengan. Pada bagian jari mekanik akan dibuat dari bahan alumunium, dan sebagai actuator akan digunakan sebuah motor servo dual shaft.

Pada Gambar 3. 2 dapat dilihat blueprint dari desain jari pada prosthesis, bagian jari dari prosthesis ini memiliki dimensi 122,73x54,50x32,00 mm. Bagian – bagian pada jari dibuat berupa ruas, dengan sebuah penghubung pada setiap ruasnya. Semua jari memiliki panjang yang sama dan ruas yang sama, yaitu 3 ruas hanya jari jempol saja yang memiliki 2 ruas, yang membedakan jari telunjuk, jari tengah, jari manis, dan jari kelingking adalah peletakkannya, sehingga panjang dari jari jari seakan akan berbeda.

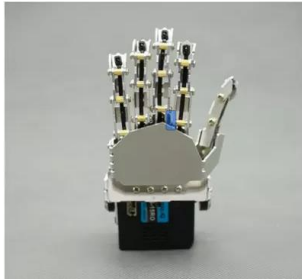
Bagian jari ini dibuat berupa – ruas agar jari dapat menekuk, untuk menarik jari agar dapat melakukan gerakan menggenggam maka digunakan sebuah motor servo dual shaft tipe magic QDS15 RO. Motor servo di hubungkan pada sebuah plat almini yang menjepit kabel tis, kabel disambungkan dengan ujung jari sehingga ketika kabel tis ditarik oleh motor servo maka jari – jari akan menekuk dan menggenggam.

Realisasi bagian jari pada prosthesis yang akan dibuat dapat dilihat pada Gambar 3. 3. Bagian jari akan disambung dengan bagian lengan menggunakan bracket servo yang berbentuk “U” dan juga dengan menggunakan balok alumunium.

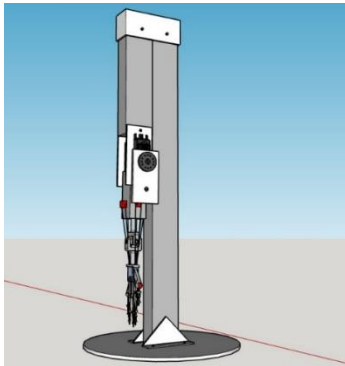
Perancangan dan desain dari bagian lengan prosthesis dibuat untuk dapat melakukan gerakan fleksi dan ekstensi. Bagian lengan dihubungkan dengan menggunakan alumunium, kemudian tempat atau pangkon dari motor servo dibuat menggunakan akrilik, akrilik digunakan karena paling mudah dan murah untuk dibentuk. Blueprint bagian lengan dapat dilihat pada Gambar 3. 4.



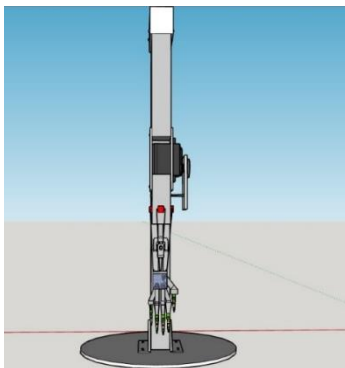
Gambar 3. 2 Desain Jari pada Prosthesis



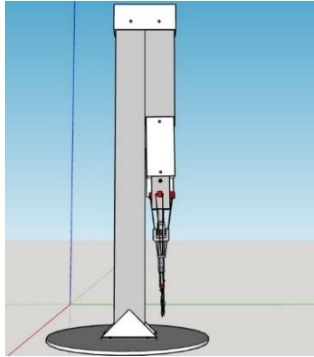
Gambar 3. 3 Realisasi Bagian Jari Pada Prosthesis



Gambar 3. 4 Desain prosthesis tampak depan



Gambar 3. 5 Desain prosthesis tampak samping



Gambar 3. 6 Desain prosthesis tampak belakang



Gambar 3. 7 Realisasi bagian lengan

Pada bagian lengan untuk menghubungkan bagian lengan atas dengan pangkon motor servo digunakan alumunium dan bagian lengan bawah dengan pangkon motor servo juga menggunakan alumunium. Motor servo disini diibaratkan sebagai sendi engsel yang dapat menggerakkan bagian lengan bawah terhadap lengan atas. Motor servo yang digunakan motor servo MG 995 dengan perputaran sudut 180° . Realisasi alat dapat dilihat pada Gambar 3. 7.

3.3 Perancangan Rangkaian Elektrik

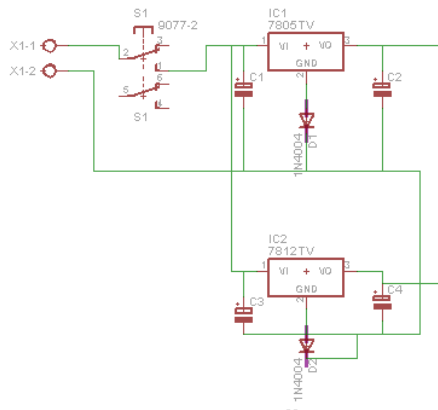
Perancangan Elektrik pada tugas akhir ini meliputi mikrokontroler, sensor, actuator, wiring diagram, dan pembuatan PCB.

3.3.1 Wiring Diagram Rangkaian Regulator

Wiring diagram merupakan pengkabelan antar komponen agar saling terhubung. Dalam alat ini kita membutuhkan sumber tegangan 5V untuk Arduino dan 9V untuk motor servo, sehingga tegangan dari baterai lippo yang sebesar 12V harus diturunkan menjadi 5V dan 9V. Regulator digunakan untuk menurunkan tegangan, sehingga menggunakan 7805 dan 7809 untuk mendapatkan nilai 5V dan 9V. Wiring diagram dari converter DC dapat dilihat pada Gambar 3. 8.

Dalam alat ini ada 2 sensor yang akan digunakan, yaitu muscle sensor dan MPU 6050. Muscle sensor memiliki 5 pin yaitu pin V+, V-, GND (baterai), signal out, dan GND (mikrokontroler).

Untuk mendapat tegangan V+, V-, dan GND dibutuhkan 2 baterai yang sambung seri. Pada bagian positif baterai pertama adalah V+, pada bagian negative baterai pertama yang dihubungkan dengan bagian positif baterai kedua merupakan ground, dan bagian negative pada baterai kedua merupakan bagian V-. pin signal out masuk pada pin ADC A0 mikrokontroler yaitu Arduino due, dan pin GND (mikrokontroler) dihubungkan pada ground Arduino due.



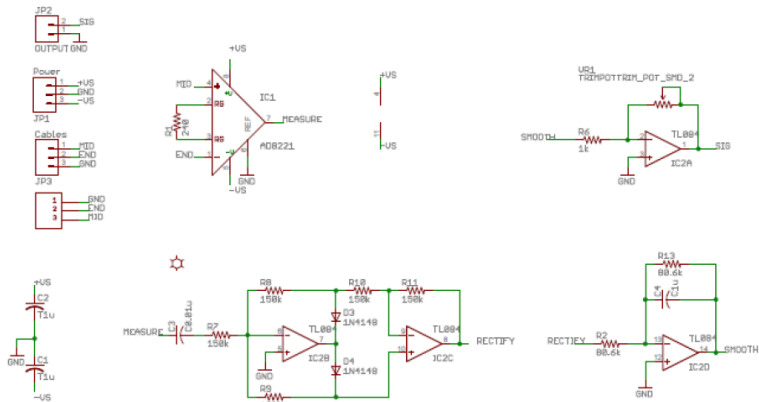
Gambar 3. 8 Wiring diagram regulator

3.3.2 Muscle Sensor V3

Untuk mengukur aktivitas otot berdasarkan potensial listrik yang disebut EMG pada tugas akhir ini menggunakan *muscle* sensor v3. Sensor ini menggunakan instrumen AD8221 dan TL084 untuk memproses sinyal EMG. Skema rangkaian dari *muscle* sensor V3 ini seperti pada Gambar 3. 10. Sensor ini dihubungkan dengan sumber ± 9 volt. Penguatan pada modul ini adalah sebesar 207 kali. Keluaran dari sensor ini sudah berupa data digital yang dapat langsung diproses oleh mikrokontroler.



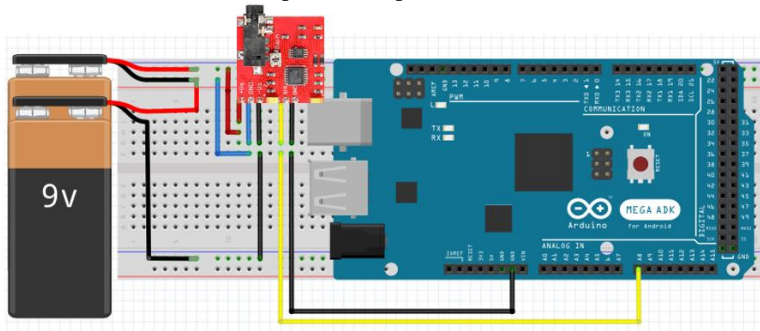
Gambar 3. 9 *Muscle* Sensor V3



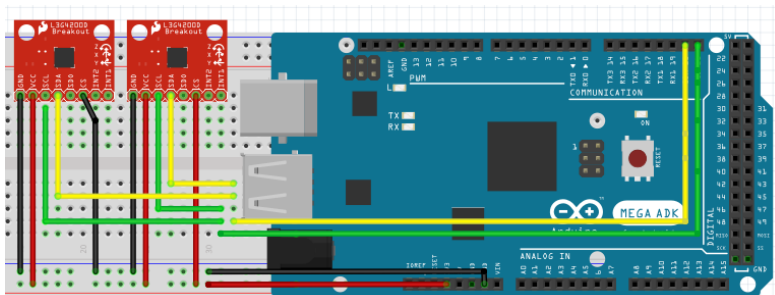
Gambar 3. 10 Skema Rangkaian *Muscle* Sensor V3

3.3.3 Wiring Diagram Muscle Sensor, MPU6050 dan Arduino

Wiring diagram Muscle sensor dapat dilihat pada Gambar 3. 11. Dalam alat ini akan menggunakan 2 MPU 6050, MPU 6050 memiliki 8 pin, tetapi yang akan digunakan hanya 5 pin saja, yaitu VCC, GND, SDA, SCL, dan AD0. Pin VCC akan dihubungkan pada pin 3,3V Arduino due pin ground sensor akan dihubungkan pada ground Arduino. Pin SDA SCL akan dihubungkan pada pin SDA dan SCL Arduino due yaitu pin digital 20 dan pin digital 21 arduino due. Kemudian untuk pin AD0 pada sensor MPU 6050 pada sensor yang pertama dihubungkan dengan logika high dan sensor yang kedua dihubungkan dengan logika low. Wiring diagram untuk sensor MPU 6050 dapat dilihat pada Gambar 3. 12.

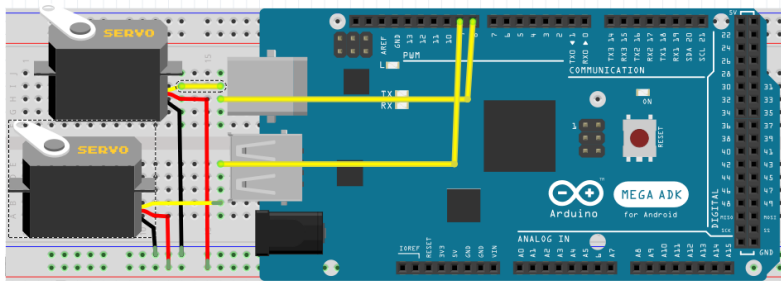


Gambar 3. 11 Wiring diagram muscle sensor



Gambar 3. 12 Wiring diagram MPU 6050

3.3.4 Wiring Diagram Motor Servo

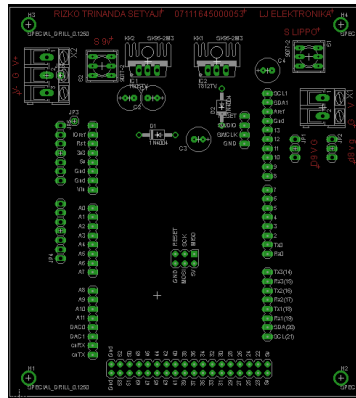


Gambar 3. 13 Wiring diagram motor servo

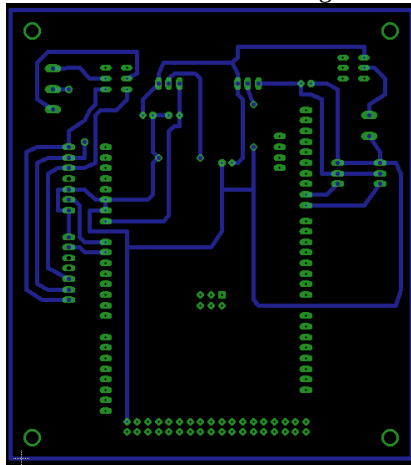
Kemudian yang selanjutnya adalah wiring diagram motor servo. Motor servo memiliki 3 pin yaitu VCC GND dan data, motor servo langsung diberi suplay sebesar 9V yang berasal dari regulator 7809. Kemudian untuk data motor servo masuk pada pin PWM Arduino due, motor servo pada lengan akan masuk pada pin 8 dan motor servo pada jari akan masuk pada pin 9. Wiing diagram motor servo dapat dilihat pada Gambar 3.13.

3.3.5 Desain PCB

Desain PCB dilakukan pada aplikasi eagle, PCB didesain sebagaimana mungkin meminimalisir penggunaan kabel. Penggunaan kabel sebagai penghubung biasanya menjadi masalah karena akan menyebabkan banyak kesalahan atau kerusakan. Desain PCB meliputi shield Arduino, shield sensor accelero, shield muscle sensor, regulator 5v dan juga regulator 6v, pin untuk 2 buah servo. Kabel power yang terhubung dengan baterai lippo. PCB yang didesain sudah diperhitungkan sebaik mungkin dari segi posisi dan juga dimensi, karena dari segi ini nantinya akan berpengaruh pada desain prosthesis, peletakan PCB merupakan hal yang cukup krusial, karena jika peletakan PCB tidak berada ditempat yang aman maka akan mengganggu system nantinya. PCB dibuat sebagaimana mungkin untuk mengurangi penggunaan kabel yang seharusnya tidak perlukan, sehingga meminimalisir adanya kerusakan ataupun noiseboard yang sudah dibuat pada software eagle dapat dilihat pada Gambar 3. 14 dan Gambar 3. 15.



Gambar 3. 14 Board PCB bagian atas



Gambar 3. 15 Board PCB bagian belakang

3.4 Perancangan Software Prosthesis

Perancangan software meliputi pemrograman Arduino, program pengambilan data sensor MPU 6050 dan uscle sensor v3, dan program keseluruhan.

4.1 Program pengambilan data MPU 6050

Pengambilan data untuk MPU 6050 dilakukan untuk mendapatkan nilai sudut dari gerakan fleksi, yang pertama dilakukan untuk program

pengambilan data MPU 6050 adalah mendefinisikan semua variable, dan alamat dari I2C. program dapat dilihat pada Gambar 3. 16.

Kemudian, sesuai dengan datasheet pada MPU 6050 maka definisikan agar data dari I2C dapat dibaca pada mikrokontroler Arduino. Program dapat dilihat pada Gambar 3. 17.

Kemudian setelah setting i2c selesai, hal yang dilakukan selanjutnya adalah mengambil data dari MPU 6050. MPU 6050 memiliki 2 data yang dapat diambil yaitu data dari accelero dan data dari gyroscope. Program untuk mengambil data dari MPU 6050 dapat dilihat pada Gambar 3. 18.

Data yang diperoleh dari MPU 6050 masih berupa data raw, sehingga data tersebut harus diolah terlebih dahulu agar data tersebut lebih bagus, sehingga data yang berupa sudut dalam X, Y, dan Z akan menjadi lebih bagus. Program untuk mengolah data tersebut dapat dilihat pada Gambar 3. 19.

```
#include<Wire.h>
const int MPU2=0x68,MPU1=0x69;
int16_t AcX1,AcY1,AcZ1,Tmp1,GyX1,GyY1,GyZ1;
int16_t AcX2,AcY2,AcZ2,Tmp2,GyX2,GyY2,GyZ2;
float yaw=0;
float pitch_before, roll_before,yaw_before;
float yawl=0;
float pitch_beforel, roll_beforel,yaw_beforel;
```

Gambar 3. 16 Deklarasi variable dan alamat I2C

```
Wire.begin();
Wire.beginTransmission(MPU1);
Wire.write(0x6B); // PWR_MGMT_1 register
Wire.write(0); // set to zero (wakes up the MPU-6050)
Wire.endTransmission(true);
```

Gambar 3. 17 Definisi I2C

```

Wire.beginTransaction(MPU1);
Wire.write(0x3B);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU1, 14, true);
AcXl=Wire.read()<<8| Wire.read();
AcYl=Wire.read()<<8| Wire.read();
AcZl=Wire.read()<<8| Wire.read();
Tmp1=Wire.read()<<8| Wire.read();
GyXl=Wire.read()<<8| Wire.read();
GyYl=Wire.read()<<8| Wire.read();
GyZl=Wire.read()<<8| Wire.read();

```

Gambar 3. 18 Program mengambil data dari MPU 6050

Setelah itu data yang sudah dismoothing ternyata memiliki karakteristik akan terus bertambah dalam satu satuan waktu, sehingga data tadi perlu diolah kembali untuk menghilangkan pertambahan nilai tiap satu satuan waktu tersebut. Program dapat dilihat pada Gambar 3. 20 dan Gambar 3. 21.

```

float pitchl = atan2(AcYl, AcZl)*57.2958;
float rolll = atan2(AcXl, AcZl)*57.2958;

float yawdsl = (float)GyZl/65.536;

```

Gambar 3. 19 Smoothing Raw data MPu 6050

```

yawl = yawl + yawdsl/250+0.00394;

float rollsl = roll_beforel + 0.2 * (rolll - roll_beforel);
roll_beforel = rollsl;

float pitchsl = pitch_beforel + 0.2 * (pitchl - pitch_beforel);
pitch_beforel = pitchsl;

```

Gambar 3. 20 Pengolahan data yaw, pitch, roll

```

int derajat1l = map(yawl, -50,50, 0, 180);
int derajat2l = map(pitchsl,-90,90,180,0);
int derajat3l = map(rollsl, -90,90,0,180);

```

Gambar 3. 21 Program mengskala yaw,pitch,roll

```
int djrt1 = derajat11 - derajat1;
int djrt2 = derajat21 - derajat2;
int djrt3 = derajat31 - derajat3;
```

Gambar 3. 22 Program untuk mendapatkan nilai perubahan sensor kedua terhadap sensor pertama

Langkah selanjutnya adalah menskala nilai dari yaw, pitch dan roll menjadi skala sudut 0 - 180°. Setelah nilai derajat sudut didapatkan, dengan menggunakan program yang sama, digunakan untuk melakukan program pada sensor MPU 6050 yang kedua, sehingga didapat 2 data sudut. Sensor yang pertama diletakkan pada bagian lengan atas, dan sensor yang kedua pada lengan bawah. Sensor pada lengan atas berfungsi sebagai indicator titik awal, dan sensor yang kedua mendeteksi perubahan. Berikut adalah program untuk mendapatkan nilai perubahan sensor 2 terhadap sensor 1 dapat dilihat pada Gambar 3. 22.

4.2 Pengambilan data muscle sensor V3

Pengambilan data dari muscle sensor V3 digunakan untuk mengetahui nilai ADC yang masuk, sehingga dari nilai ADC tersebut dapat diketahui karakteristik dari sinyal yang digunakan. Pengambilan data ADC disertai dengan waktunya sehingga data ADC tersebut dapat diploting pada matlab.

Pengambilan data muscle sensor V3 menggunakan pin ADC A0. Program pembacaan data ADC dari muscle sensor V3 dapat dilihat pada Gambar 3. 23.

```
int timer = millis();
int ADC_EMG=analogRead(A0);
Serial.print(ADC_EMG,| "\t", timer);
```

Gambar 3. 23 Program Pembacaan data ADC

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

BAB IV

PENGUJIAN DAN ANALISA

Pada Bab ini akan dibahas pengujian dari sebuah system yang sudah dikembangkan. Bab ini bertujuan untuk mengetahui penyelesaian dari sebuah masalah yang timbul dari pengambilan data. Pengujian data dan analisa meliputi, pengujian MPU 6050, pengujian sensor *muscle sensor* V3, pengujian motor servo.

4.1 Pengujian Prosthesis

Pengujian prosthesis dilakukan untuk mengetahui apakah keseluruhan system sudah berjalan dengan baik. Pengujian prosthesis dilakukan dengan keseiramaan antara gerakan tangan dengan gerakan pada prosthesis. Pengujian yang dilakukan antara lain adalah kesesuaian perpindahan sudut pada tangan dengan lengan prosthesis, dan beban yang dapat di bawa oleh prosthesis.

4.1.1 Pengujian Lengan prosthesis

Pengujian prosthesis dilakukan untuk mengetahui apakah pergerakan dari prosthesis sudah sesuai dengan yang diinginkan. Untuk itu dilakukan pengujian terhadap kesesuaian perubahan sudut pada sensor accelero, dengan pergerakan pada motor servo.

Langkah – langkah pengujian dilakukan dengan menguji apakah perubahan sudut pada sensor accelero sudah benar, kemudian pengujian dilanjutkan dengan mencoba menggerakkan tangan dan apakah perpindahan sudut pada prosthesis juga sudah benar. Kemudian selanjutnya dalah mencoba sampai data yang ditunjukkan sensor sama dengan perubahan yang terjadi pada prosthesis, jika masih belum sama maka dilakukan perbaikan lagi pada program . Kemudian langkah selanjutnya adalah mengambil data dengan menaikkan sudut dimulai dari perpindahan tangan dari 0° sampai 120°. Kenaikan dilakukan setiap 10°.

Data yang sudah diperoleh dicatat kemudian dianalisa, Hasil dari data tersebut sudah disajikan pada table berikut.

Tabel 4. 1 Pengujian Lengan Prosthesis

accelero	Prosthesis	Error
10°	0°	1
20°	20°	0
30°	30°	0
40°	40°	0
50°	50°	0
60°	58°	0.033333
70°	68°	0.028571
80°	79°	0.0125
90°	89°	0.011111
100°	98°	0.02
110°	112°	0.018182
120°	119°	0.008333
Total		0.094336

Pada Tabel 4. 1 Pengujian Lengan Prosthesis diatas merupakan pengujian yang dilakukan terhadap kesesuaian gerakan pada lengan prosthesis terhadap pembacaan sensor accelero. Dari table diatas terlihat bahwa pergerakan prosthesis dengan hasil pembacaan accelero memiliki perbedaan yang sangat sedikit. Error yang terjadi sangatlah kecil dengan total eror 0,01103 atau 9% error. Error sebesar 9% dapat dikurangi apabila mengganti servo dengan menggunakan actuator yang lebih kuat seperti pneumatic.

4.1.2 Pengujian Prosthesis dengan beban

Pengujian yang selanjutnya adalah melihat seberapa besar beban yang dapat dibawa oleh prosthesis untuk melakukan pergerakan. Pengujian dilakukan dengan membawa beban dari berat 0 g sampai 250 g, kenaikan setiap percobaan adalah 25g. Pengujian prosthesis dilakukan

dengan menaruh beban dengan tangan kemudian digerakkan sebesar 120°.

Tabel 4. 2 Hasil Pengujian Prosthesis dengan beban

Beban	Perpindahan	Keterangan
0	119°	Tidak Bergetar
25	119°	Tidak Bergetar
50	107°	Tidak Bergetar
75	98°	Bergetar
100	74°	Bergetar
125	66°	Bergetar
150	43°	Bergetar
175	30°	Bergetar
200	20°	Bergetar
225	20°	Bergetar
250	20°	Bergetar
275	20°	Bergetar
300	0°	Bergetar
325	0°	Bergetar
350	0°	Bergetar

Pengujian prosthesis dengan menggunakan beban dapat dilihat pada Tabel 4. 2 Hasil Pengujian Prosthesis dengan beban. Dari tabel di atas dapat dilihat bahwa prosthesis dapat membawa beban dan bergerak sampai 120° hanya dengan beban maksimum sebesar 50g. Kemudian selanjutnya prosthesis akan bergerak dengan bergetar dan tidak bisa sampai 120°. Hal ini terjadi karena prosthesis digerakkan dengan menggunakan motor servo, meskipun motor servo yang digunakan mengklaim dapat menahan beban sampai 13Kg tapi dalam kenyataannya servo tidak dapat mengangkat beban hanya sampai 50g. Motor servo yang digunakan adalah MG 995 dengan torsi sampai 12kg dengan daya supply sebesar 6V. Penggunaan servo untuk dijadikan actuator pada alat ini sangat tidak dianjurkan. Oleh karena itu untuk penelitian selanjutnya disarankan untuk tidak menggunakan motor servo, melainkan menggantinya dengan pneumatic.

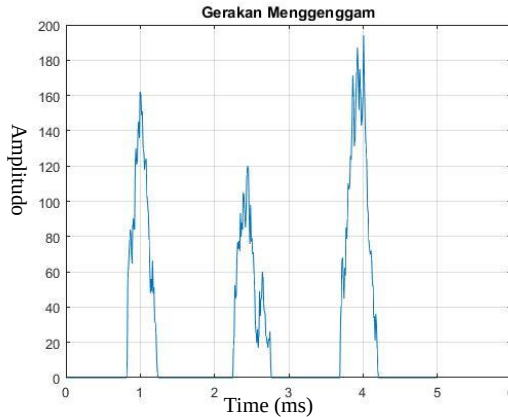
4.2 Pengujian Electromyography

Pengujian kontraksi otot dilakukan dengan menguji sinyal *electromyography* (EMG) dari gerakan menggenggam. Hasil dari pengujian kontraksi otot didapat dari data EMG yang ditampilkan oleh serial monitor Arduino. Data EMG dari proses menggenggam dapat dilihat pada Tabel 4. 3.

Tabel 4. 3 Hasil Pembacaan EMG dari Kontraksi Otot Menggenggam

EMG	Waktu
31	3
29	4
27	5
25	6
23	7
23	8
23	9
24	10
25	11
26	12
26	13
26	14
23	15
22	16
21	17

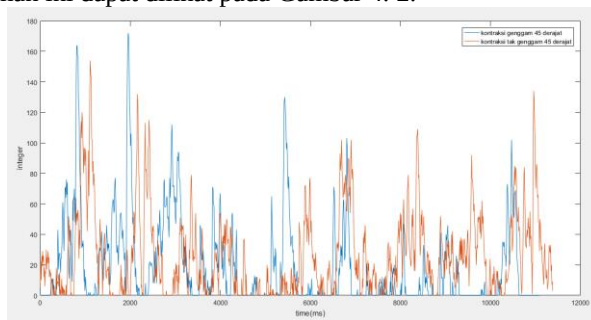
Grafik sinyal EMG dari gerakan menggenggam ditunjukkan pada Gambar 4. 1. Sumbu X pada gambar menunjukkan waktu sedangkan sumbu Y menunjukkan data EMG. Data emg ini digunakan sebagai referensi untuk menentukan threshold yang untuk suatu gerakan. Dari data pada Tabel 4. 3 dapat dilihat bahwa pembacaan emg saat berkontraksi berada pada kisaran lebih dari 21, sehingga untuk melakukan gerakan menggenggam digunakan threshold sebesar 21. Dan selain 21 maka prosthesis pada bagian jari tidak akan bergerak. Untuk data yang lebih besar dapat dilihat pada Gambar 4.1 gambar tersebut menyajikan grafik yang menunjukkan sinyal EMG saat melakukan 3kali gerakan menggenggam.



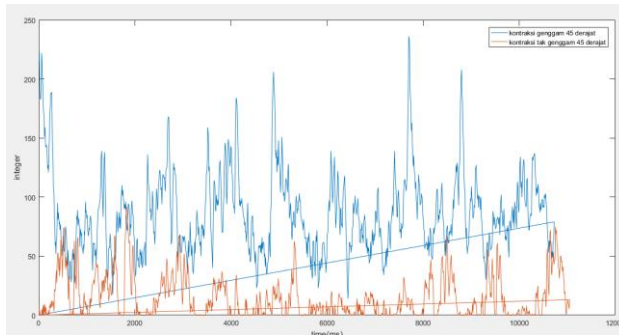
Gambar 4. 1 Grafik sinyal EMG dari Kontraksi Menggenggam

Pengujian kontraksi otot ini dilakukan juga dengan sudut yang berbeda-beda. Untuk tiap sudut dari gerakan menggenggam dan tidak menggenggam dibandingkan dan di gambarkan grafiknya dengan aplikasi.

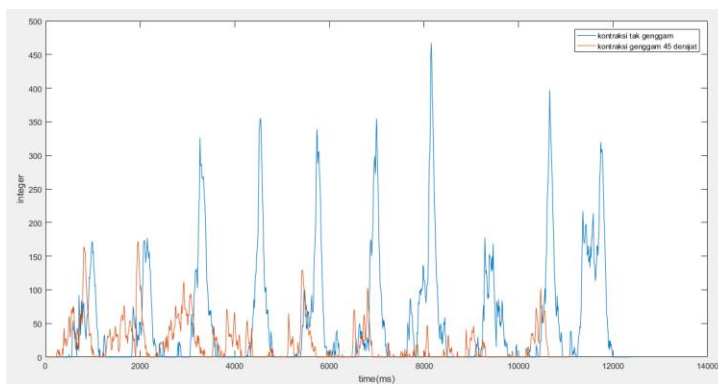
Pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 merupakan plotting dari hasil pembacaan EMG muscle sensor yang diploting pada MATLAB. Pada gambar 4.1 menyajikan bentuk sinyal EMG keluaran dari muscle sensor. Dari situ dapat dilihat bahwa amplitude keluaran dari sinyal emg sangatlah kecil, pembacaan adc sekitar 200, jika dikonversi pada sebuah tegangan maka berada pada range 0 - 0,48V. Hasil perbandingan genggaman ini dapat dilihat pada Gambar 4. 2.



Gambar 4. 2 Perbandingan Gerakan Menggenggam 45 Derajat dan Tidak Menggenggam



Gambar 4. 3 Perbandingan Gerakan Menggenggam Penuh dan Tidak Menggenggam



Gambar 4. 4 Perbandingan Gerakan Menggenggam 45 Derajat dan Tidak Menggenggam Penuh

Selain sudut menggenggam yang dibandingkan, posisi genggaman juga dibandingkan yaitu antara genggaman penuh dan tidak menggenggam. Juga perbandingan antara genggaman 45 derajat dan tidak menggenggam penuh. Hasil dari perbandingan antara genggaman penuh dan tidak menggenggam dapat dilihat pada Gambar 4. 3. Untuk perbandingan antara genggaman 45 derajat dan tidak menggenggam penuh dapat dilihat pada Gambar 4. 4.

Pengujian antara menggenggam dan tidak menggenggam dengan sudut yang berbeda bertujuan untuk melihat apakah dengan

menthereshold nilai pembacaan EMG dapat digunakan ketika tangan digerakkan, Setelah dilakukan plotting ternyata keluaran hasil EMG anantara menggenggam dan tidak menggenggam memiliki nilai yang hampir sama, kemudian penelitian dilanjutkan dengan ketika melakukan gerakan penuh fleksi apakah nilai akan tetap sama antara menggenggam dan tidak.

Pada Gambar 4. 3 dan Gambar 4. 4 dilakukan pengujian Menggenggam dan tidak menggenggam dengan gerakan fleksi penuh, ternyata ketika mencapai posisi penuh sinyal EMG antara gerakan menggenggam dan tidak memiliki perbedaan pada level tegangan. Gerakan menggenggam memiliki nilai pembacaan yang lebih besar dengan gerakan fleksi yang tidak menggenggam, begitu pula dengan posisi berapa pun, nilai pembacaan gerakan menggenggam selalu memiliki nilai yang lebih besar. Sehingga dapat diputuskan untuk menthreshold nilai pembacaan untuk melakukan gerakan menggenggam.

Kemudian, dilakukan pengujian terhadap gerakan fleksi dan ekstensi. Pengujian tidak hanya dilakukan terbatas pada 1 chanel saja, tetapi pengujian dilakukan dengan 5 chanel untuk mendapatkan respon terbaik dari Sinyal EMG.

4.3 Pengujian MPU 6050

Pengujian sensor MPU 6050 dilakukan untuk mengukur perubahan sudut dari pergerakan lengan. Perubahan sudut yang diuji adalah sudut akselero sudut *roll*. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan sensor MPU 6050 dengan Arduino, kemudian pada serial monitor dilihat nilai EMGnya. Hasil pengujian sensor MPU 6050 pada lengan adalah sensor 1 dan pada lengan atas adalah sensor 2 sensor yang digunakan adalah sensor accelero yang sudah ada dalam sensor MPU 6050, datasheet sensor dapat dilihat pada lampiran.. Pada kondisi tidak bergerak tangan lurus berikut data dapat dilihat pada Tabel 4. 4

Tabel 4. 4 Hasil Pembacaan ADC MPU 6050 Posisi Lurus

Sensor 1	Sensor 2
191	190
191	191
191	191
192	191
192	192
192	192

Sensor 1	Sensor 2
192	192
192	192
193	192
193	193
193	193
193	193
193	193
193	193
193	193
206	193

Kemudian ketika mulai digerakkan sampai 30° berikut data dapat dilihat pada Tabel 4. 5.

Tabel 4. 5 Hasil Pembacaan EMG MPU 6050 Posisi 0 - 30°

Sensor 1	Sensor 2	selisih
194	194	0
201	194	7
204	194	10
208	194	14
209	194	15
210	194	16
210	194	16
210	194	16
210	194	16
209	193	16
209	194	15
209	194	15
209	193	16
209	193	16
210	193	17
210	193	17
210	193	17
211	193	18
211	193	18
212	193	19
212	193	19
213	193	20

Sensor 1	Sensor 2	selisih
214	192	22
216	193	23
218	193	25
219	193	26

Kemudian ketika mulai digerakkan dari 30° - 60° berikut data dapat dilihat pada Tabel 4. 6.

Tabel 4. 6 Hasil Pembacaan EMG MPU 6050 Posisi 30° - 60°

Sensor 1	Sensor 2	selisih
224	193	31
226	193	33
228	193	35
230	194	36
231	194	37
233	193	40
234	193	41
235	193	42
236	194	42
236	194	42
237	194	43
238	193	45
238	194	44
239	194	45
239	194	45
239	194	45
239	194	45
239	194	45
239	194	45
240	194	46
240	194	46
240	194	46
240	194	46
241	194	47
242	194	48
243	194	49
244	194	50

Sensor 1	Sensor 2	selisih
246	194	52
248	194	54
250	194	56
252	194	58
253	194	59
224	193	31
226	193	33
228	193	35
230	194	36
231	194	37

Kemudian ketika mulai digerakkan dari 30° - 60° berikut data dapat dilihat pada Tabel 4. 7.

Tabel 4. 7 Hasil Pembacaan EMG MPU 6050 Posisi 60° - 90°

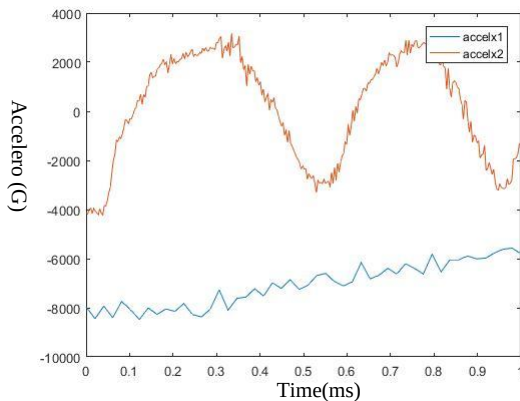
Sensor 1	Sensor 2	selisih
178	238	60
178	239	61
178	240	62
178	241	63
178	242	64
178	243	65
178	244	66
178	245	67
178	246	68
178	247	69
178	248	70
178	249	71
178	250	72
178	251	73
178	252	74
178	253	75
178	254	76
178	255	77
178	256	78
178	257	79
178	258	80

Sensor 1	Sensor 2	selisih
178	259	81
178	260	82
178	261	83
178	262	84
178	263	85
178	264	86
178	266	88
178	268	90

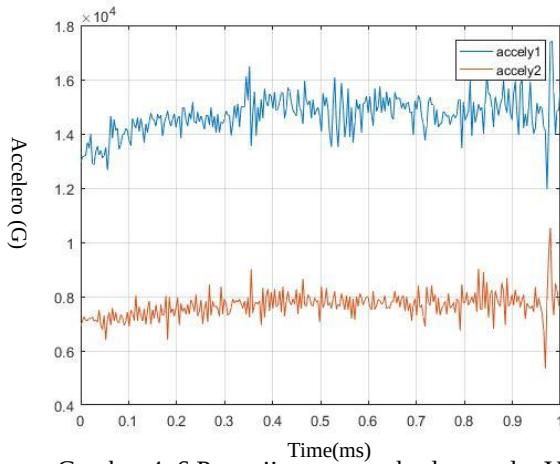
Hasil nilai pengujian dari gerakan fleksi menggunakan 2 buah sensor IMU pada tiap nilai sudut akselerometer seperti ditunjukkan. Hasil yang didapat ada perbedaan yang tidak terlalu besar pada sensor IMU sensor pertama dan kedua pada sumbu Y.

Gambar 4. 5 merupakan grafik yang menunjukkan hasil pembacaan dari nilai raw keluaran MPU 6050, dari data tersebut maka dapat dibuat suatu program untuk mengubah data tersebut menjadi sebuah data yang menghasilkan informasi perubahan sudut terhadap sudut X.

Gambar 4. 6 merupakan grafik yang menunjukkan hasil pembacaan dari nilai raw keluaran MPU 6050 Sama seperti sebelumnya data tersebut merupakan sebuah informasi yang digunakan untuk mengolah data tersebut menjadi sudut perubahan terhadap sumbu Y.

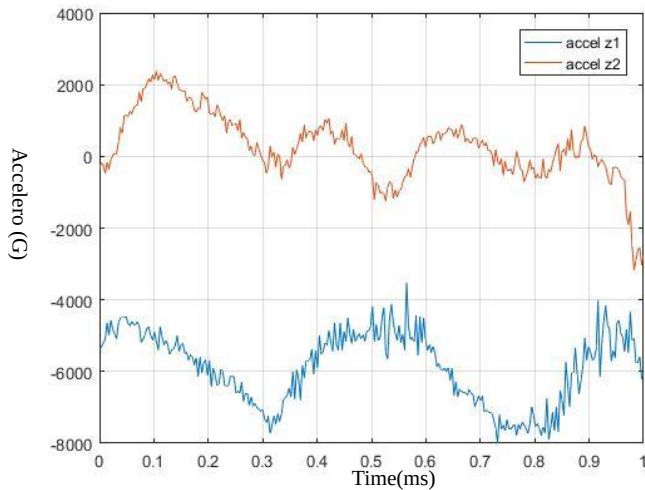


Gambar 4. 5 Pengujian sensor akselero sudut X

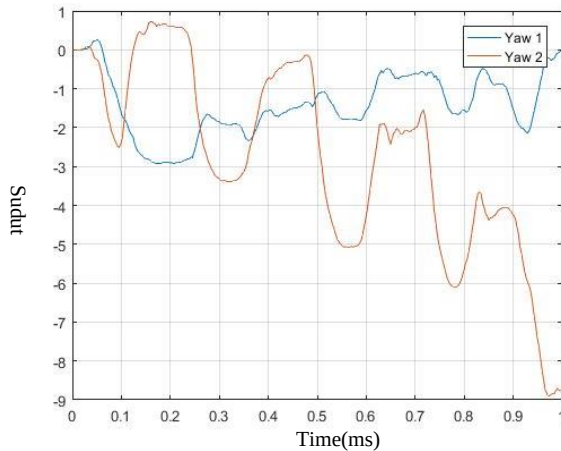


Gambar 4. 6 Pengujian sensor akselero sudut Y

Pada Gambar 4. 7 merupakan pengujian terhadap sudut Z, sehingga data pada sudut Z dapat dirubah menjadi informasi sudut perubahan terhadap sudut Z.

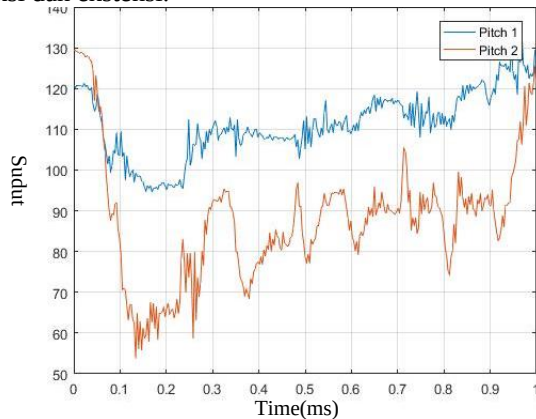


Gambar 4. 7 Pengujian sensor akselero sudut Z

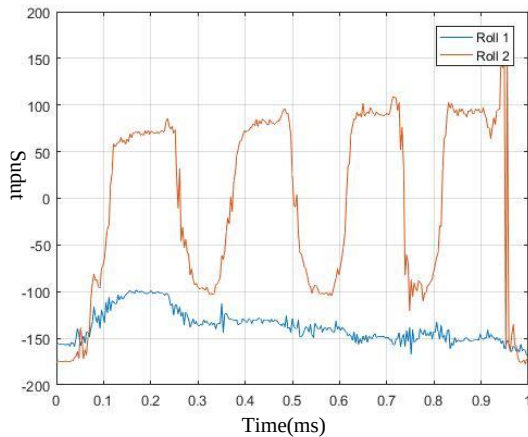


Gambar 4. 8 Grafik Yaw

Pada Gambar 4. 8 merupakan gambar perubahan yang terjadi pada sumbu yaw, apabila melakukan gerakan fleksi dan ekstensi, dapat kita lihat pada grafik tersebut bahwa tidak ada data yang berubah antara sensor accelero satu dengan sensor accelero yang lainnya. Sehingga dari data tersebut dapat diambil kesimpulan bahwa data pada sumbu tersebut tidak mengandung informasi perubahan sudut yang dilakukan saat gerakan fleksi dan ekstensi.



Gambar 4. 9 Grafik Pith



Gambar 4. 10 Grafik Roll

Kemudian dilakukan juga perekaman data pada sumbu ith, grafik dapat dilihat pada Gambar 4. 9 dari data tersebut juga tidak terlihat adanya perubahan yang terlihat antara sensor accelero 1 yang menjadi acuan dan sensor accelero 2 yang mengalami perubahan. Sehingga dapat disimpulkan bahwa sumbu pitch juga tidak dapat digunakan sebagai informasi sudut.

Kemudian pada Gambar 4. 10 merupakan perubahan yang terjadi pada sumbu roll, dilihat dari grafik bahwa sumbu roll lah yang mengalami perubahan paling terlihat, Jika dilihat pada grafik dapat dilihat bahwa terjadi 4 kali gerakan fleksi dan ekstensi, sehingga dapat diambil kesimpulan bahwa untuk menggerakkan servo informasi sudut yang digunakan adalah informasi sudut dari sumbu roll.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil dari pengujian alat tugas akhir ini maka dapat diambil kesimpulan dengan perancangan prosthesis menggunakan 2 buah servo untuk gerakan fleksi dan menggenggam prosthesis dapat bergerak berdasarkan masukan dari sensor muscle V3 dan 2 buah sensor accelero. Dari Hasil pengambilan data hasil menunjukkan saat tangan menggenggam muncul sinyal EMG dengan rata rata amplitude 0-0,5V dan frekuensi 50-100Hz. Pergerakan prosthesis pada lengan dengan menggunakan sensor accelero memiliki pergerakan yang cukup akurat dengan error 0,09 atau sekitar 9%.

5.2 Saran

Saran yang diberikan oleh penulis untuk pengembangan dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Karena sinyal EMG tidak mengandung informasi sudut, maka pembuatan prosthesis untuk selanjutnya disarankan untuk tidak menggunakan sinyal EMG
2. Sinyal EMG rentan akan noise, jadi minimalisir penggunaan listrik PLN.
3. Menggerakkan servo dengan Arduino lebih baik menggunakan PWM tidak dengan library Arduino.
4. Perubahan sudut accelero akan naik terus sehingga perlu deprogram lebih lanjut.
5. Penggunaan servo pada prosthesis kurang baik, karena saat dua servo berjalan bersama dengan beban, servo tidak kuat untuk bergerak.

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

DAFTAR PUSTAKA

- [1] I. Pratiwi, L. Setyowati, R. Dharmastiti, dan others, "Electromyography in Ergonomics," 2014.
- [2] H. Knipe, "Movements of the arm | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org," *Radiopaedia*. [Daring]. Tersedia pada: <https://radiopaedia.org/articles/movements-of-the-arm>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [3] "Fakta Otot Lengan yang Mungkin Belum Kita Ketahui," *Plukme!* [Daring]. Tersedia pada: <https://www.plukme.com/post/fakta-otot-lengan-yang-mungkin-belum-kita-ketahui-eX8JtBf>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [4] "Electromyography (EMG): Purpose, Procedure, and Results," *Healthline*, 20-Mar-2018. [Daring]. Tersedia pada: <https://www.healthline.com/health/electromyography>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [5] "Fig 7. Raw EMG signal and pre-processed EMG signal of channel 1 (top)...," *ResearchGate*. [Daring]. Tersedia pada: https://www.researchgate.net/figure/Raw-EMG-signal-and-pre-processed-EMG-signal-of-channel-1-top-and-3-bottom-for-the_fig20_278158236. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [6] S. Lee dan J. Kruse, "Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems." .
- [7] M. H. Fatoni, "ELECTRODE," dipresentasikan pada kelas instrumen biomedik, C109, 15-Apr-2018.
- [8] "5pcs 2.5mm 4 ways Snap Electrode Connector Wire Cable for Tens Therapy Massager Machine Muscle Stimulator Electrode Sticker Pads-in Massage & Relaxation from Beauty & Health on Aliexpress.com | Alibaba Group," *aliexpress.com*. [Daring]. Tersedia pada: [//www.aliexpress.com/item/4-waysHead-Electrode-Connector-Wires-Cable-for-digital-Tens-AcupunctureTherapy-Massager-Machine-Body-Slimming-Massage-Stimulator/32306507340.html?src=ibdm_d03p0558e02r02](https://www.aliexpress.com/item/4-waysHead-Electrode-Connector-Wires-Cable-for-digital-Tens-AcupunctureTherapy-Massager-Machine-Body-Slimming-Massage-Stimulator/32306507340.html?src=ibdm_d03p0558e02r02). [Diakses: 24-Jun-2018].
- [9] "1 pair Putih Kesehatan pad elektroda gel pad Untuk Akupunktur elektro stimulator otot dengan kabel di Medis Bertema Mainan dari Kecantikan & Kesehatan AliExpress.com | Alibaba Group," *aliexpress.com*. [Daring]. Tersedia pada: [//id.aliexpress.com/item/1-pair-White-Health-Pad-electrode-gel-pad-For-Acupuncture-electro-](https://id.aliexpress.com/item/1-pair-White-Health-Pad-electrode-gel-pad-For-Acupuncture-electro-)

- muscle-stimulator-with-cable/32612443228.html?src=ibdm_d03p0558e02r02. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [10] C Part, “Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620.” Analog Devices.
- [11] “Classic Filters There are 4 classic analogue filter types: Butterworth, Chebyshev, Elliptic and Bessel. There is no ideal filter.” [Daring]. Tersedia pada: http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:ueYvMeM_LLMJ:electronics-2.weebly.com/uploads/1/3/0/5/13056901/classicfilters.pdf+&cd=1&hl=id&ct=clnk&gl=id. [Diakses: 02-Apr-2018].
- [12] “Low-pass filter,” *Wikipedia*. 17-Mei-2018.
- [13] “High-Pass Filters.” [Daring]. Tersedia pada: http://www.play-hookey.com/ac_theory/filters/hi_pass_filters.html. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [14] “Band Stop Filters are called Reject Filters.” [Daring]. Tersedia pada: <https://www.electronics-tutorials.ws/filter/band-stop-filter.html>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [15] “Rectifier Circuits | Diodes and Rectifiers | Electronics Textbook.” [Daring]. Tersedia pada: <https://www.allaboutcircuits.com/textbook/semiconductors/chpt-3/rectifier-circuits/>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [16] “Op-amp Integrator - The Operational Amplifier Integrator,” *Basic Electronics Tutorials*, 24-Agu-2013. .
- [17] [Daring]. Tersedia pada: <https://www.eecs.tufts.edu/~dsculley/tutorial/opamps/opamps1.html>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [18] “Arduino Due - Most Popular - Arduino.” [Daring]. Tersedia pada: <https://store.arduino.cc/usa/arduino/most-popular/arduino-due>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [19] “Arduino Playground - MPU-6050.” [Daring]. Tersedia pada: <https://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [20] “MPU 6050.” .
- [21] “Advanced Arm Dynamics - Finger and Partial Hand Options | Partial Hand Prosthetic, Partial Finger Prosthetics.” [Daring]. Tersedia pada: <http://armdynamics.com/pages/unique-partial-hand-options>. [Diakses: 24-Jun-2018].

- [22] “MG995 MG995 High Speed Metal Gear Dual Ball Bearing Servo.”
- [23] “How Does a Servo Work?” [Daring]. Tersedia pada: <https://www.servocity.com/how-does-a-servo-work>. [Diakses: 24-Jun-2018].
- [24] “Magic-Q QDS-15RO Dual Axis 220 Degree Metal Gear Digital Servo for Robot - Free Shipping - ThanksBuyer.” [Daring]. Tersedia pada: <https://www.thanksbuyer.com/magic-q-qds-15ro-dual-axis-220-degree-metal-gear-digital-servo-for-robot-48529>. [Diakses: 24-Jun-2018].

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

LAMPIRAN A

A.1. Data Muscle Sensor V3

Tabel Pengambilan Data Muscle sensor V3

Data ADC	Waktu (ms)
0	695
36	703
37	711
39	719
51	728
50	736
63	744
54	753
64	761
68	769
47	778
49	786
30	794
37	802
46	811
49	819
66	827
55	836
47	844
47	852
58	861
95	869
100	877
140	887
134	896
146	905
224	915
292	924
268	934
273	943

Data ADC	Waktu (ms)
293	952
290	962
270	971
310	980
356	990
317	999
282	1008
236	1019
191	1029
165	1040
149	1050
133	1060
108	1071
115	1081
127	1092
125	1102
90	1112
89	1122
62	1131
59	1140
46	1150
42	1159
40	1169
38	1178
40	1187
24	1197
25	1206
12	1215
20	1225
16	1234
18	1243
4	1253
6	1261
0	1269

A.2. Pengambilan Data Muscle Sensor

Gambar Pengambilan Data Muscle Sensor Channel 1



Gambar Pengambilan Data Muscle Sensor Channel 2



Gambar Pengambilan Data Muscle Sensor Channel 3



Gambar Pengambilan Data Muscle Sensor Channel 4



Gambar Pengambilan Data Muscle Sensor Channel 5

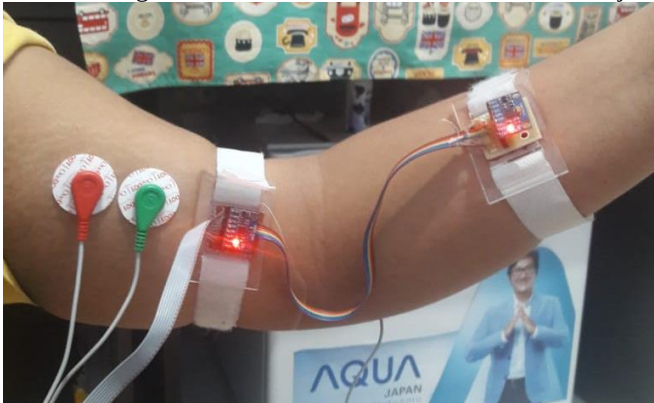


A.3. Pengambilan Data IMU Sensor

Gambar Pengambilan Data IMU Sensor



Gambar Pengambilan Data IMU Sensor Gerakan 30 Derajat



Gambar Pengambilan Data IMU Sensor Gerakan Lurus



A.4. Program Keseluruhan

```
#include<Wire.h>
long previousMillis = 0;
long interval = 20;
int rollPin2 = 8;
int rollPin1 = 9;

const int MPU2=0x68,MPU1=0x69;
int16_t AcX1,AcY1,AcZ1,Tmp1,GyX1,GyY1,GyZ1;
int16_t AcX2,AcY2,AcZ2,Tmp2,GyX2,GyY2,GyZ2;
float yaw=0;
float pitch_before, roll_before,yaw_before;
float yaw1=0;
float pitch_before1, roll_before1,yaw_before1;

int pulse1 = 1500;
int pulse2 = 1500;
```

```

int derajat1;
int derajat2;
int derajat3;
int derajat11;
int derajat21;
int derajat31;

//-----\setup loop\-----
void setup(){
  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU1);
  Wire.write(0x6B);// PWR_MGMT_1 register
  Wire.write(0); // set to zero (wakes up the MPU-6050)
  Wire.endTransmission(true);

  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU2);
  Wire.write(0x6B);// PWR_MGMT_1 register
  Wire.write(0); // set to zero (wakes up the MPU-6050)
  Wire.endTransmission(true);
  pinMode (rollPin2,OUTPUT);
  pinMode (rollPin1,OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
}

//-----\void loop\-----
void loop(){
  //Muscle sensor
  int emg=analogRead(A1);
  //Serial.println(emg);
  if (emg > 0){
    pulse2=2400;
    updateServo(rollPin2, pulse2);
  }
  else{

```



```

pulse2=1700;
updateServo(rollPin2, pulse2);
}

/////////////////////////////////
getmpuvalue1(MPU1);
getmpuvalue2(MPU2);
int drjt1 = derajat1 - derajat11;
int drjt2 = derajat2 - derajat21;
int drjt3 = derajat3 - derajat31;
int sudut;
if (drjt3>0 && drjt3<=180){
    sudut=180-drjt3;
    pulse1 = map(sudut,0,180,500,2500);
}

unsigned long currentMillis = millis();
if (currentMillis - previousMillis > interval){
    previousMillis = currentMillis;
    updateServo(rollPin1, pulse1);
}
}

void getmpuvalue1(int mpu){
    Wire.beginTransmission(mpu);
    Wire.write(0x3B);           // starting with register 0x3B
    (ACCEL_XOUT_H)
    Wire.endTransmission(false);
    Wire.requestFrom(mpu, 14, true); // request a total of 14
    registers
    AcX1=Wire.read()<<8|      Wire.read();      //      0x3B
    (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
    AcY1=Wire.read()<<8|      Wire.read();      //      0x3D
    (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
    AcZ1=Wire.read()<<8|      Wire.read();      //      0x3F
    (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)

```

```

    Tmp1=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x41 (TEMP_OUT_H)
    & 0x42 (TEMP_OUT_L)
    GyX1=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x43
    (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
    GyY1=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x45
    (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
    GyZ1=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x47
    (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)
    float pitch1 = atan2(AcY1, AcZ1)*57.2958;
    float roll1 = atan2(AcX1, AcZ1)*57.2958;

    float yawds1 = (float)GyZ1/65.536;
    yaw1 = yaw1 + yawds1/250+0.00394;

    float rolls1 = roll_before1 + 0.2 * (roll1 - roll_before1);
    roll_before1 = rolls1;

    float pitches1 = pitch_before1 + 0.2 * (pitch1 - pitch_before1);
    pitch_before1 = pitches1;

    derajat11 = map(yaw1, -50,50, 0, 180);
    derajat21 = map(pitches1,-90,90,180,0);
    derajat31 = map(rolls1, -90,90,0,180);
}

void getmpuvalue2(int mpu){
    Wire.beginTransmission(mpu);
    Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B
    (ACCEL_XOUT_H)
    Wire.endTransmission(false);
    Wire.requestFrom(mpu, 14, true); // request a total of 14
    registers
    AcX2=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3B
    (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
    AcY2=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3D
    (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
    AcZ2=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x3F
    (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)

```

```

    Tmp2=Wire.read()<<8| Wire.read(); // 0x41 (TEMP_OUT_H)
    & 0x42 (TEMP_OUT_L)
    GyX2=Wire.read()<<8|      Wire.read();      //      0x43
    (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
    GyY2=Wire.read()<<8|      Wire.read();      //      0x45
    (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
    GyZ2=Wire.read()<<8|      Wire.read();      //      0x47
    (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)

    float pitch = atan2(AcY2, AcZ2)*57.2958;
    float roll = atan2(AcX2, AcZ2)*57.2958;

    float yawds = (float)GyZ2/65.536;
    yaw = yaw + yawds/250+0.00394;

    float rolls = roll_before + 0.2 * (roll - roll_before);
    roll_before = rolls;

    float pitches = pitch_before + 0.2 * (pitch - pitch_before);
    pitch_before = pitches;

    derajat1 = map(yaw, -50,50, 0, 180);
    derajat2 = map(pitches,-90,90,180,0);
    derajat3 = map(rolls, -90,90,0,180);

}

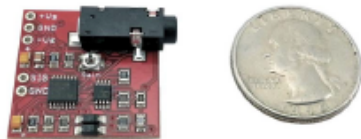
void updateServo(int pin, int pulse){
    digitalWrite(pin, HIGH);
    delayMicroseconds(pulse);
    digitalWrite(pin, LOW);
}

```

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

LAMPIRAN B

B.1. Datasheet Muscle Sensor V3



Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

FEATURES

- Small Form Factor (1inch X 1inch)
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain – Improved Ruggedness
- New On-board 3.5mm Cable Port
- Pins Fit Easily on Standard Breadboards

APPLICATIONS

- Video games
- Robots
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Powered Exoskeleton suits

What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

PIN LAYOUT

Power Supply, +Vs – 5
Power Supply, GND – 4
Power Supply, -Vs – 3

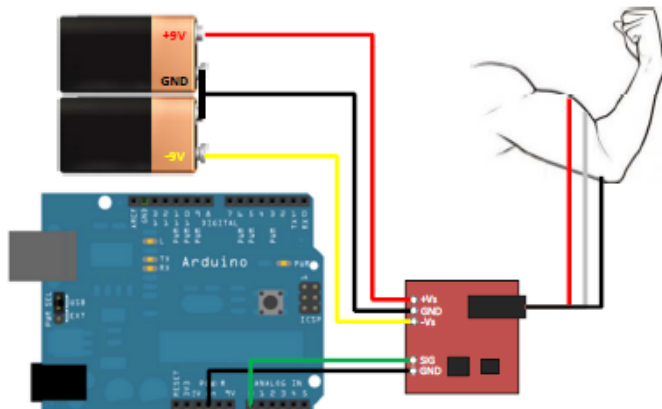
Output Signal, SIG – 2
GND – 1



3.5mm Cable Port



Getting Started Using Two 9V Batteries



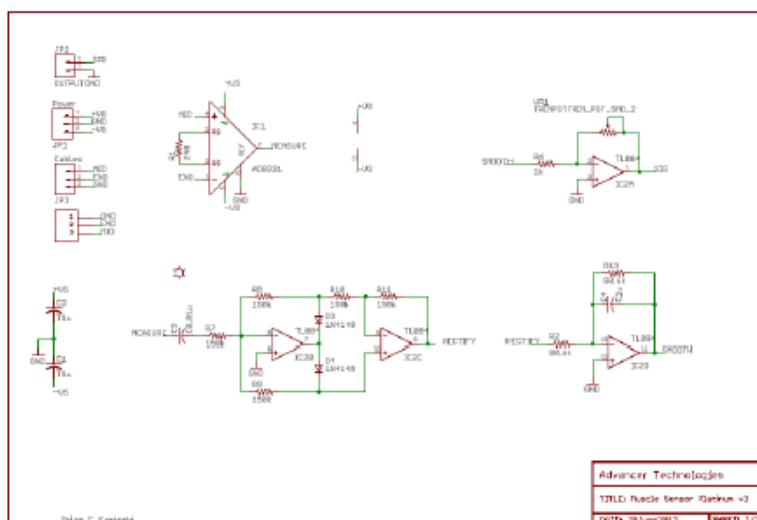
- 1) Connect the power supply (two 9V batteries)
 - a. Connect the positive terminal of the first 9V battery to the +Vs pin on your sensor.
 - b. Connect the negative terminal of the first 9V battery to the positive terminal of the second 9V battery. Then connect to the GND pin on your sensor.
 - c. Connect the negative terminal of the second 9V battery to the -Vs pin of your sensor.
- 2) Connect the electrodes
 - a. After determining which muscle group you want to target (e.g. bicep, forearm, calf), clean the skin thoroughly.
 - b. Place one electrode in the middle of the muscle body, connect this electrode to the RED Cable's snap connector.
 - c. Place a second electrode at one end of the muscle body, connect this electrode to the Blue Cable's snap connector.
 - d. Place a third electrode on a bony or non-muscular part of your body near the targeted muscle, connect this electrode to the Black Cable's snap connector.
- 3) Connect to a Microcontroller (e.g. Arduino)
 - a. Connect the SIG pin of your sensor to an analog pin on the Arduino (e.g. A0)
 - b. Connect the GND pin of your sensor to a GND pin on the Arduino.



Dimensions



Circuit Schematic



Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Power Supply Voltage (Vs)	±3V	±5V	±30V
Gain Setting, Gain = $207 \times (X / 1 \text{ k}\Omega)$	0.01 Ω (0.002x)	50 k Ω (10,350x)	100 k Ω (20,700x)
Output Signal Voltage (Rectified & Smoothed)	0V	–	+Vs
Differential Input Voltage	0 mV	2-5mV	+Vs/Gain



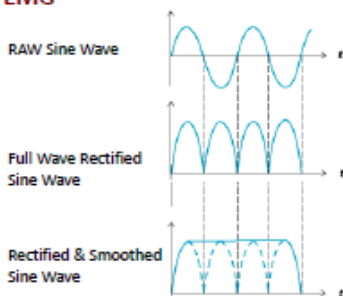
ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This sensor can be damaged by ESD. Advancer Technologies recommends that all sensors be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure.

RAW EMG vs Rectified & Smoothed EMG

Our Muscle Sensors are designed to be used directly with a microcontroller. Therefore, our sensors do not output a RAW EMG signal but rather an amplified, rectified, and smoothed signal that will work well with a microcontroller's analog-to-digital converter (ADC). This difference can be illustrated by using a simple sine wave as an example.



B.2. Datasheet MPU 6050

	InvenSense Inc. 1197 Serrano Ave, Sunnyvale, CA 94089 U.S.A. Tel: +1 (408) 988-7339 Fax: +1 (408) 988-6104 Website: www.invensense.com	Document Number: PS-MPU-6000A-00 Revision: 3.4 Release Date: 08/19/2013
---	--	---

MPU-6000 and MPU-6050
Product Specification
Revision 3.4



Primary Differences between MPU-6000 and MPU-6050

Part / Item	MPU-6000	MPU-6050
VDD	2.375V-3.46V	2.375V-3.46V
VLOGIC	n/a	1.71V to VDD
Serial Interfaces Supported	I ² C, SPI	I ² C
Pin 8	ICS	VLOGIC
Pin 9	AD0/SDO	AD0
Pin 23	SCL/SCLK	SCL
Pin 24	SDA/SDI	SDA



4 Applications

- BlurFree™ technology (for Video/Still Image Stabilization)
- AirSign™ technology (for Security/Authentication)
- TouchAnywhere™ technology (for "no touch" UI Application Control/Navigation)
- MotionCommand™ technology (for Gesture Short-cuts)
- Motion-enabled game and application framework
- InstantGesture™ iQ™ gesture recognition
- Location based services, points of interest, and dead reckoning
- Handset and portable gaming
- Motion-based game controllers
- 3D remote controls for Internet connected DTVs and set top boxes, 3D mice
- Wearable sensors for health, fitness and sports
- Toys

	MPU-6000/MPU-6050 Product Specification	Document Number: PS-MPU-6000-00 Revision: 3.4 Release Date: 08/19/2013
---	---	--

5 Features

5.1 Gyroscope Features

The triple-axis MEMS gyroscope in the MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output X-, Y-, and Z-Axis angular rate sensors (gyroscopes) with a user-programmable full-scale range of ± 250 , ± 500 , ± 1000 , and $\pm 2000^\circ/\text{sec}$
- External sync signal connected to the FSYNC pin supports image, video and GPS synchronization
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of gyros
- Enhanced bias and sensitivity temperature stability reduces the need for user calibration
- Improved low-frequency noise performance
- Digitally-programmable low-pass filter
- Gyroscope operating current: 3.6mA
- Standby current: 5 μ A
- Factory calibrated sensitivity scale factor
- User self-test

5.2 Accelerometer Features

The triple-axis MEMS accelerometer in MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output triple-axis accelerometer with a programmable full scale range of $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ and $\pm 16g$
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of accelerometers while requiring no external multiplexer
- Accelerometer normal operating current: 500 μ A
- Low power accelerometer mode current: 10 μ A at 1.25Hz, 20 μ A at 5Hz, 60 μ A at 20Hz, 110 μ A at 40Hz
- Orientation detection and signaling
- Tap detection
- User-programmable interrupts
- High-G interrupt
- User self-test

5.3 Additional Features

The MPU-60X0 includes the following additional features:

- 9-Axis MotionFusion by the on-chip Digital Motion Processor (DMP)
- Auxiliary master I²C bus for reading data from external sensors (e.g., magnetometer)
- 3.9mA operating current when all 6 motion sensing axes and the DMP are enabled
- VDD supply voltage range of 2.375V-3.46V
- Flexible VLOGIC reference voltage supports multiple I²C interface voltages (MPU-6050 only)
- Smallest and thinnest QFN package for portable devices: 4x4x0.9mm
- Minimal cross-axis sensitivity between the accelerometer and gyroscope axes
- 1024 byte FIFO buffer reduces power consumption by allowing host processor to read the data in bursts and then go into a low-power mode as the MPU collects more data
- Digital-output temperature sensor
- User-programmable digital filters for gyroscope, accelerometer, and temp sensor
- 10,000 g shock tolerant
- 400kHz Fast Mode I²C for communicating with all registers
- 1MHz SPI serial interface for communicating with all registers (MPU-6000 only)
- 20MHz SPI serial interface for reading sensor and interrupt registers (MPU-6000 only)



- MEMS structure hermetically sealed and bonded at wafer level
- RoHS and Green compliant

5.4 MotionProcessing

- Internal Digital Motion Processing™ (DMP™) engine supports 3D MotionProcessing and gesture recognition algorithms
- The MPU-60X0 collects gyroscope and accelerometer data while synchronizing data sampling at a user defined rate. The total dataset obtained by the MPU-60X0 includes 3-Axis gyroscope data, 3-Axis accelerometer data, and temperature data. The MPU's calculated output to the system processor can also include heading data from a digital 3-axis third party magnetometer.
- The FIFO buffers the complete data set, reducing timing requirements on the system processor by allowing the processor burst read the FIFO data. After burst reading the FIFO data, the system processor can save power by entering a low-power sleep mode while the MPU collects more data.
- Programmable interrupt supports features such as gesture recognition, panning, zooming, scrolling, tap detection, and shake detection
- Digitally-programmable low-pass filters
- Low-power pedometer functionality allows the host processor to sleep while the DMP maintains the step count.

5.5 Clocking

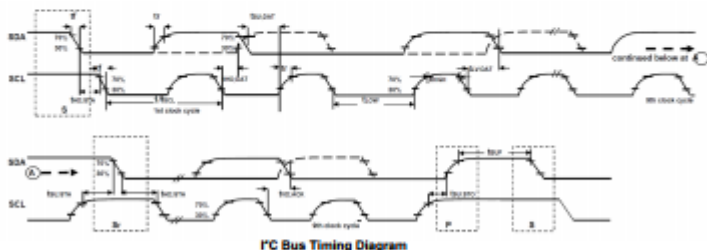
- On-chip timing generator $\pm 1\%$ frequency variation over full temperature range
- Optional external clock inputs of 32.768kHz or 19.2MHz

6.7 I²C Timing Characterization

Typical Operating Circuit of Section 7.2, VDD = 2.375V-3.48V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

Parameters	Conditions	Min	Typical	Max	Units	Notes
I²C TIMING						
f _{SCL} , SCL Clock Frequency	PC FAST-MODE			400	kHz	
t _{START} , (Repeated) START Condition Hold Time		0.6			µs	
t _{LOW} , SCL Low Period		1.3			µs	
t _{HIGH} , SCL High Period		0.6			µs	
t _{SETUP} , Repeated START Condition Setup Time		0.6			µs	
t _{HOLD} , SDA Data Hold Time		0			µs	
t _{SETUP} , SDA Data Setup Time		100			ns	
t _R , SDA and SCL Rise Time	C _L bus cap. from 10 to 400pF	20+0.1C _L		300	ns	
t _F , SDA and SCL Fall Time	C _L bus cap. from 10 to 400pF	20+0.1C _L		300	ns	
t _{SETUP} , STOP Condition Setup Time		0.6			µs	
t _{FREE} , Bus Free Time Between STOP and START Condition		1.3			µs	
C _L , Capacitive Load for each Bus Line			< 400		pF	
t _{VALID} , Data Valid Time				0.9	µs	
t _{ACK} , Data Valid Acknowledge Time				0.9	µs	

Note: Timing Characteristics apply to both Primary and Auxiliary I²C Bus



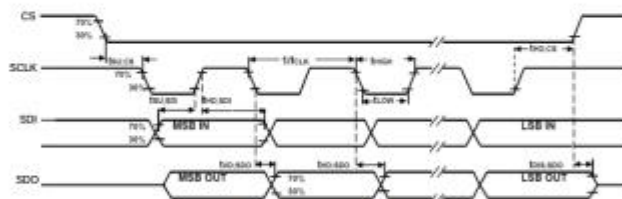
I²C Bus Timing Diagram

	MPU-6000/MPU-6050 Product Specification	Document Number: PS-MPU-6000A-00 Revision: 3.0 Release Date: 08/12/2013
---	---	---

6.8 SPI Timing Characterization (MPU-6000 only)

Typical Operating Circuit of Section 7.2, VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C, unless otherwise noted.

Parameters	Conditions	Min	Typical	Max	Units	Notes
SPI TIMING						
f _{SCLK} , SCLK Clock Frequency				1	MHz	
t _{LOW} , SCLK Low Period		400			ns	
t _{HIGH} , SCLK High Period		400			ns	
t _{Setup} , CS Setup Time		8			ns	
t _{Hold} , CS Hold Time		500			ns	
t _{Setup} , SDI Setup Time		11			ns	
t _{Hold} , SDI Hold Time		7			ns	
t _{Valid} , SDO Valid Time	C _{load} = 30pF			100	ns	
t _{Hold} , SDO Hold Time	C _{load} = 30pF	4			ns	
t _{Disable} , SDO Output Disable Time				10	ns	



SPI Bus Timing Diagram

	MPU-6050/MPU-6050 Product Specification	Document Number: PS-MPU-6050A-00 Revision: 3.4 Release Date: 08/19/2013
---	---	---

6.9 Absolute Maximum Ratings

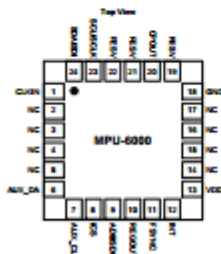
Stress above those listed as "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only and functional operation of the device at these conditions is not implied. Exposure to the absolute maximum ratings conditions for extended periods may affect device reliability.

Parameter	Rating
Supply Voltage, VDD	-0.5V to +6V
VLOGIC Input Voltage Level (MPU-6050)	-0.5V to VDD + 0.5V
REGOUT	-0.5V to 2V
Input Voltage Level (CLKIN, AUX_DA, AD0, FSYNC, INT, SCL, SDA)	-0.5V to VDD + 0.5V
CPOUT (2.5V ≤ VDD ≤ 3.6V)	-0.5V to 30V
Acceleration (Any Axis, unpowered)	10,000g for 0.2ms
Operating Temperature Range	-40°C to +105°C
Storage Temperature Range	-40°C to +125°C
Electrostatic Discharge (ESD) Protection	2kV (HBM) 250V (MM)
Latch-up	JEDEC Class II (2), 125°C ±100mA

7 Applications Information

7.1 Pin Out and Signal Description

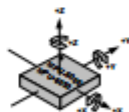
Pin Number	MPU-6060	MPU-6050	Pin Name	Pin Description
1	Y	Y	CLKIN	Optional external reference clock input. Connect to GND if unused.
6	Y	Y	AUX_DA	I ² C master serial data, for connecting to external sensors
7	Y	Y	AUX_CL	I ² C Master serial clock, for connecting to external sensors
8	Y		ICS	SPI chip select (0=SPI mode)
9		Y	VLOGIC	Digital I/O supply voltage
10	Y		AD0 / SDO	I ² C Slave Address LSB (AD0); SPI serial data output (SDO)
11		Y	AD0	I ² C Slave Address LSB (AD0)
12	Y	Y	REGOUT	Regulator filter capacitor connection
13	Y	Y	FSYNC	Frame synchronization digital input. Connect to GND if unused.
14	Y	Y	INT	Interrupt digital output (open pole or open-drain)
15	Y	Y	VDD	Power supply voltage and Digital I/O supply voltage
16	Y	Y	GND	Power supply ground
19, 21	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
20	Y	Y	CPOUT	Charge pump capacitor connection
22	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
23	Y		SCL / SCLK	I ² C serial clock (SCL); SPI serial clock (SCLK)
24		Y	SCL	I ² C serial clock (SCL)
25	Y		SDA / SDI	I ² C serial data (SDA); SPI serial data input (SDI)
26		Y	SDA	I ² C serial data (SDA)
2, 3, 4, 5, 14, 15, 16, 17	Y	Y	NC	Not internally connected. May be used for PCB trace routing.



QFN Package
24pins, 6mm x 6mm x 0.8mm



QFN Package
24pins, 6mm x 6mm x 0.8mm



Orientation of Axes of Sensitivity and
Polarity of Rotation

-----Halaman ini sengaja dikosongkan-----

BIODATA PENULIS



Rizko Trinanda Setyaji, lahir di Purworejo 19 Desember 1994, yang merupakan anak pasangan Darmaji dan Tri Iriani Nuswantari. Rizko telah menyelesaikan pendidikan formal di SDN KEMAYORAN 1 Bangkalan (2001-2007), SMPN 1 Bangkalan (2007-2010), SMAN 1 Bangkalan (2010-2013) dan telah menyelesaikan studi D3 di jurusan D3 Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember (2013-2016) yang kemudian melanjutkan studi untuk memperoleh gelar sarjana di S1 Teknik Elektro ITS (2016-2018).