

**SMART LOWER LIMB PROSTHETIC BASED ON
ACCELEROMETER AND GYROSCOPE SENSOR WITH
ARDUINO MICROCONTROLLER**

(Skripsi)

Oleh

REZA MAHESA PAKSI



**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2018**

ABSTRACT

SMART LOWER LIMB PROSTHETIC BASED ON ACCELEROMETER AND GYROSCOPE SENSOR WITH ARDUINO MICROCONTROLLER

Oleh

REZA MAHESA PAKSI

Prosthetic in its common use causing problems for its user frequently especially the injured stump because of its use long enough. The research use resin and fiberglass as materials for prosthetic socket with accelerometer and gyroscope sensor as main sensor. The purpose of the research is designing and making a prosthetic with early warning system with using angle values which is obtained from accelerometer and gyroscope sensor as the limit of the number of steps. The purpose of this system is a warning that the user of prosthetic has reached the safe limit so that the user could minimize the occurrence of injured stump. The final weight of prosthetic is $\pm 1,2$ kg with the foot with its length ± 25 cm and its wide $\pm 8,8$ cm and also the overall height is 53,4 cm. The angle value that is determined as the limit of the number of steps for early warning system which is obtained from this research is $34,75^0$.

Keyword : *prosthetic, accelerometer and gyroscope, angle, early warning system*

ABSTRAK

KAKI PALSU PINTAR BERLANDASAN SENSOR ACCELEROMETER DAN GYROSCOPE DENGAN MICROCONTROLLER ARDUINO

Oleh

REZA MAHESA PAKSI

Prosthetic dalam penggunaannya secara umum sering menyebabkan masalah bagi penggunanya. terutama *stump* yang terluka akibat penggunaannya yang cukup lama. Penelitian ini menggunakan resin dan *fiberglass* sebagai bahan pembuatan soket *prosthetic* serta sensor *accelerometer* dan *gyroscope* sebagai sensor utama. Tujuan dari penelitian ini adalah merancang dan membuat *prosthetic* dengan *early warning system* dengan menggunakan nilai sudut yang diperoleh dari sensor *accelerometer* dan *gyroscope* sebagai batas jumlah langkah. Sistem ini bertujuan sebagai peringatan bahwa pengguna *prosthetic* telah mencapai batas aman sehingga pengguna dapat meminimalisir terjadinya luka pada *stump*. Berat hasil akhir *prosthetic* sebesar $\pm 1,2$ kg dengan *foot* yang memiliki panjang ± 25 cm dan lebar $\pm 8,8$ cm serta memiliki tinggi secara keseluruhan sebesar $\pm 53,4$ cm. Nilai sudut yang dijadikan sebagai batas jumlah langkah pada *early warning system* yang diperoleh dari penelitian ini adalah $34,75^{\circ}$.

Kata kunci : *prosthetic*, *accelerometer* dan *gyroscope*, sudut, *early warning system*

**SMART LOWER LIMB PROSTHETIC BASED ON ACCELEROMETER
AND GYROSCOPE SENSOR WITH ARDUINO MICROCONTROLLER**

Oleh:

REZA MAHESA PAKSI

Skripsi

**Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
SARJANA TEKNIK**

Pada

**Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung**



**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2018**

Judul Skripsi : **SMART LOWER LIMB PROSTHETIC
BASED ON ACCELEROMETER AND
GYROSCOPE SENSOR WITH ARDUINO
MICROCONTROLLER**

Nama Mahasiswa : **Reza Mahesa Paksi**

Nomor Pokok Mahasiswa : 1115021062

Program Studi : Teknik Mesin

Fakultas : Teknik



1. **Komisaris Pembimbing**

Ahmad Su'udi, S.T., M.T.
NIP. 119740816 200012 1 001

Martinus, S.T., M.Sc
NIP. 19790821 200312 1 003

2. **Ketua Jurusan Teknik Mesin**

Ahmad Su'udi, S.T., M.T.
NIP. 119740816 200012 1 001

MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

Ketua : **Ahmad Su'udi, S.T., M.T.**



Sekretaris : **Martinus, S.T., M.Sc**



Penguji
Bukan Pembimbing : **Zulhendri H, S.T., M.T.**



2. Dekan Fakultas Teknik



Prof. Suharno, M.Sc., Ph.D.
NIP. 19620717 198703 1 002

Tanggal Lulus Ujian Skripsi : **5 Juni 2018**

SURAT PERNYATAAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa dalam skripsi ini tidak terdapat karya yang pernah dilakukan orang lain dan sepanjang sepengetahuan saya tidak terdapat karya atau pendapat yang ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali secara tertulis diacu dalam naskah ini sebagaimana yang disebutkan di dalam daftar pustaka. Selain itu saya menyatakan pula bahwa skripsi ini dibuat oleh saya sendiri.

Apabila pernyataan saya tidak benar, maka saya bersedia dikenai sanksi sesuai dengan hukum yang berlaku.

Bandarlampung, 19 Juni 2018

Penulis,



Reza Mahesa Paksi

NPM. 1115021062

RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Jakarta pada tanggal 21 Juli 1993, anak pertama dari tiga bersaudara dari Bapak R. Zaidir M. dan Ibu Eliyati.

Pendidikan Sekolah Dasar (SD) diselesaikan di SDN 2 Pelita, Kota Bandarlampung tahun 2005, pendidikan Sekolah Menengah Pertama (SMP) diselesaikan di SMPN 9 Bandarlampung, Kota Bandarlampung pada tahun 2008, dan pendidikan Sekolah Menengah Atas (SMA) di SMAN 9 Bandarlampung pada tahun 2011.

Penulis diterima sebagai mahasiswa Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Lampung pada tahun 2011 melalui jalur SNMPTN. Pada tahun 2014 Penulis melaksanakan kerja praktik di PT. PERTAMINA (Persero) Plaju, Palembang dengan belajar mengerjakan *overhaul maintenance* dengan fokus utama *tube retubing*. Penulis menyelesaikan kuliahnya di Jurusan Teknik Mesin, Universitas Lampung pada tahun 2018.

SANWACANA

Puji syukur senantiasa Penulis panjatkan kehadiran Tuhan Yang Maha Esa atas hikmat dan berkat-Nya yang melimpah kepada Penulis sehingga skripsi ini dapat diselesaikan.

Skripsi dengan judul "Smart Lower Limb Prosthetic Based On Accelerometer And Gyroscope Sensor With Arduino Microcontroller" adalah salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung.

Dalam kesempatan ini Penulis mengucapkan terimakasih kepada :

1. Ibu saya, Eliyati, yang menjadi alasan utama Penulis menyelesaikan kuliah dan telah memberi semangat dalam proses penyelesaian skripsi ini;
2. Ayah saya, R. Zaidir M, yang telah berusaha mencari nafkah demi menghidupi keluarga dan membiayai Penulis dalam menyelesaikan kuliah;
3. Bapak Ahmad Su'udi, S.T., M.T., selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung dan Pembimbing Utama atas kesediannya memberikan bimbingan, saran maupun kritik juga nasihat-nasihat yang sangat bermanfaat dan segala ilmu yang telah diberikan dalam proses penyelesaian skripsi ini;

4. Bapak Martinus, S.T., M.Sc., selaku Pembimbing Akademik dan Pembimbing Kedua atas kesediaannya untuk kesediaannya untuk memberikan bimbingan, saran maupun kritik juga nasihat-nasihat yang sangat bermanfaat dan segala ilmu yang telah diberikan dalam proses penyelesaian skripsi ini;
5. Bapak Zuhendri H, S.T., M.T., selaku Penguji Utama pada skripsi ini. Terimakasih atas masukan, saran, kritik dan juga nasihat-nasihat yang sangat bermanfaat dan segala ilmu yang telah diberikan dalam proses penyelesaian skripsi ini;
6. Teman-teman dari GOTA, Novindio D.A.P, Dimas Rizky Hermanto, Frian Daniel P, dan Genadi Aryawan, atas segalanya. Terimakasih untuk tetap berada di sisi Penulis ketika Penulis jatuh sakit, terimakasih atas nasihat dan bantuannya, terimakasih atas semua kebaikan yang kalian berikan, dan terimakasih karena telah menjadi sahabat Penulis selama ini;
7. Teman-teman dari SMAN 9 Bandarlampung, terutama teman-teman dari Membara AndrenaLINE, kelas IPA 3, kelas X 2, dan kelas SBI lainnya yang tidak dapat Penulis sebutkan satu per satu. Terimakasih atas semua bantuannya selama Penulis jatuh sakit. Terimakasih karena telah menjadi teman Penulis selama ini;
8. Intan Kamilia H, atas semuanya, kebaikan, nasihat, dan semangat yang telah diberikan kepada penulis selama ini;
9. Mustika Adzania L dan Ferovan, atas semua nasihat yang telah diberikan kepada penulis. Terimakasih karena telah menjadi teman baru penulis selama kuliah ini;
10. Teman-teman dari Jurusan Teknik Mesin, Universitas Lampung, yang tidak dapat Penulis sebutkan satu per satu;

Akhir kata, Penulis menyadari bahwa skripsi ini jauh dari kesempurnaan, akan tetapi besar harapan semoga skripsi ini dapat berguna dan bermanfaat bagi kita semua. Tuhan memberkati kita semua. Amin.

Bandar Lampung, 19 Juni 2018

Penulis,

Reza Mahesa Paksi

DAFTAR ISI

	Halaman
DAFTAR ISI	i
DAFTAR GAMBAR	iv
DAFTAR TABEL	vi
I. PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	4
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Sistematika Penulisan	5
II. TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Lower Limb Prosthetic	6
2.1.1 Parameter pertimbangan perancangan	8
2.1.2 Tipe <i>limb prosthetic</i>	9
2.1.3 <i>Below-knee prosthetic</i>	10
2.1.4 Komponen-komponen <i>below-knee prosthetic</i>	13
2.2 <i>Biomechanic of Lower Limb</i>	19
2.2.1 <i>Biomechanics of physiological gait</i>	20

2.2.2	<i>Gait cycle of human</i>	22
2.2.3	<i>“Angle-Moment” dependency in ankle</i>	23
2.3	<i>Human’s Motion Reading by Using Sensors</i>	24
2.3.1	<i>Classification of control processes</i>	25
2.3.2	<i>Accelerometer and gyroscope sensor</i>	28

III. METODOLOGI PENELITIAN

3.1	Alat dan Bahan Penelitian	30
3.1.1	Alat yang digunakan	30
3.1.2	Bahan yang digunakan	32
3.2	Desain Dasar <i>Prosthetic</i>	37
3.3	Diagram Alir Penelitian	38
3.4	Prosedur Pengujian	39
3.5	Kriteria Keberhasilan <i>Prosthetic</i>	40
3.6	Lokasi Penelitian	40

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1	Hasil Akhir <i>Prosthetic</i>	41
4.2	Hasil Pengujian Sensor Suhu LM 35	45
4.3	Hasil Pengujian Sensor <i>Accelerometer</i> dan <i>Gyroscope</i>	49

V. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1	Kesimpulan	60
5.2	Saran	61

DAFTAR PUSTAKA	62
LAMPIRAN.....	65

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
1. (a) <i>Lower limb orthotic</i> (b) <i>lower limb prosthetic</i> (c) <i>upper limb orthotic</i> (d) <i>upper limb prosthetic</i>	7
2. <i>Levels of lower limb amputation</i>	8
3. <i>PTB prosthetic</i>	11
4. <i>PTB prosthetic with thigh corset</i>	12
5. <i>Through knee prosthetic</i>	13
6. <i>SACH foot</i>	16
7. <i>Jaipur foot</i>	17
8. <i>Double pendulum strategy</i>	21
9. <i>Normal human gait cycle</i>	22
10. <i>Open-loop control system</i>	26
11. <i>Closed-loop control system</i>	27
12. (a) <i>Meteran</i> (b) <i>penggaris</i>	30
13. <i>Gergaji besi</i>	31
14. <i>Obeng</i>	31
15. <i>Wadah</i>	32
16. <i>Arduino Nano</i>	32
17. <i>Sensor accelerometer dan gyroscope MPU6050</i>	33
18. <i>LM 35</i>	33
19. <i>Resin</i>	34
20. <i>Fiberglass</i>	34
21. <i>Plester POP</i>	35
22. <i>Busa hati</i>	35
23. <i>Leaf spring</i>	36

24. Desain <i>prosthetic</i> acuan	37
25. Diagram alir penelitian.....	38
26. <i>Flex foot design patent by Van Phillips</i>	42
27. Bentuk awal <i>Smart Prosthetic</i>	43
28. Bentuk akhir <i>Smart Prosthetic</i>	44
29. Grafik hasil pengujian sensor suhu LM 35 selama 5 detik	46
30. Grafik hasil pengujian sensor suhu LM 35 selama 10 detik	47
31. Grafik hasil pengujian sensor suhu LM 35 selama 30 detik	47
32. Grafik gabungan hasil pengujian sensor suhu LM 35	48
33. Ilustrasi cara kerja <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i>	50
34. Gabungan grafik sudut pengujian pengambilan 5 langkah	51
35. Grafik sudut pengujian pengambilan 5 langkah pertama.....	51
36. Grafik sudut pengujian pengambilan 5 langkah kedua	52
37. Grafik sudut pengujian pengambilan 5 langkah ketiga	53
38. Gabungan grafik sudut pengujian pengambilan 10 langkah	53
39. Grafik sudut pengujian pengambilan 10 langkah pertama.....	54
40. Grafik sudut pengujian pengambilan 10 langkah kedua	54
41. Grafik sudut pengujian pengambilan 10 langkah ketiga	55
42. Gabungan grafik sudut pengujian pengambilan 20 langkah	56
43. Grafik sudut pengujian pengambilan 20 langkah pertama.....	56
44. Grafik sudut pengujian pengambilan 20 langkah kedua	57
45. Grafik sudut pengujian pengambilan 20 langkah ketiga	58

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
1. Data sudut rata-rata hasil pengujian sensor <i>accelerometer</i> dan <i>gyroscope</i> ...	58

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Teknologi merupakan sebuah badan dari ilmu pengetahuan yang dikhususkan dalam menciptakan alat dan benda, melakukan tindakan pengolahan, dan mengekstrak material yang ada (Ramey, 2013). Perkembangan teknologi hampir terdapat pada semua bidang, sehingga kita sering menjumpai dan merasakannya di kehidupan sehari-hari. Penemuan mobil listrik pada bidang otomotif, *handphone* dengan layar sentuh pada bidang komunikasi, *nano chip* yang digunakan dalam berbagai peralatan pada bidang pengolahan data dan informasi, dll. Dan contoh lain dari perkembangan teknologi terdapat pada bidang *biomechanic*. *Biomechanic* merupakan ilmu paduan antara bidang medis dan bidang mekanik. *Biomechanic* memiliki hubungan yang erat dengan bidang mekatronika, yaitu sebuah bidang ilmu yang berpusat pada komponen-komponen elektronik yang digabungkan sehingga mendapatkan suatu sistem mekanik yang bertujuan memudahkan bagi penggunaannya. Salah satu contoh dari perkembangan teknologi di bidang *biomechanic* adalah kaki bionik, yaitu sebuah kaki buatan yang berfungsi sebagai pengganti kaki yang hilang, yang ditanamkan pada anggota tubuh

secara permanen. Kaki bionik menggunakan beberapa sensor yang ditanam dalam tubuh, syaraf manusia menjadi sumber utama penggerak kaki bionik. Sebelum ditemukannya kaki bionik, orang-orang yang kehilangan anggota tubuhnya hanya dibantu oleh peralatan sederhana, seperti tongkat, kursi roda, dan juga kaki palsu sederhana. Oleh karena harganya yang mahal, kaki bionik merupakan hal yang jarang kita jumpai pada kehidupan sehari-hari. Berbeda dengan kaki palsu yang dapat di lepas dan pasang sesuka hati, yang merupakan contoh dari *prosthetic*, yang sudah menjadi hal yang lumrah pada kehidupan sehari-hari.

Prosthetic merupakan sebuah alat buatan pengganti anggota tubuh yang hilang, baik karena sebuah kecelakaan, penyakit, ataupun kondisi bawaan lahir. *Prosthetic* secara umum terjadi bagi menjadi dua yaitu *upper limb prosthetic* dan *lower limb prosthetic*. *Upper limb prosthetic* meliputi seluruh anggota bagian tubuh dari pinggul ke atas, termasuk tangan dan bahu. *Lower limb prosthetic* meliputi seluruh bagian dari pinggul ke bawah hingga telapak kaki. Dan kaki palsu merupakan salah satu contoh dari *lower limb prosthetic* yang sering kita jumpai. Penggunaanya pun mencakup semua usia dan profesi, seperti contohnya seorang murid, mahasiswa, polisi, guru, pedagang, dan bahkan atlet. Namun tentu saja tidak semua orang yang kehilangan anggota tubuhnya, menggunakan *prosthetic* untuk menjalani aktivitas sehari-hari. Sebagai contoh, banyak dari pasien amputasi yang tetap memilih menggunakan tongkat untuk berjalan. Sebagai salah satu pengguna *prosthetic*, penulis merasa sangat terbantu akan adanya *prosthetic* dalam

menjalankan aktivitas sehari-hari khususnya kegiatan di luar rumah. Namun didalam penggunaan *prosthetic* pun, terdapat batasan waktu yang efektif dalam pemakaiannya. Seperti yang penulis alami, bila menggunakan *prosthetic* dalam waktu yang cukup lama, maka *stump* atau sisa bagian kaki yang diamputasi akan mengalami lecet. Penyebab utamanya adalah gesekan *stump* dengan bagian dalam soket akibat gerakan melangkah serta suhu panas yang ada di dalamnya.

Dengan adanya kendala diatas, pada kesempatan ini, penulis akan membahas tentang *smart lower limb prosthetic*, dimana *prosthetic* ini bertujuan memberikan peringatan pada penggunanya ketika *prosthetic* yang digunakan sudah mencapai batas yang diizinkan demi melindungi *stump* agar tidak terluka. *Prosthetic* ini akan dirancang dengan menggunakan beberapa sensor seperti *piezoelectric sensor*, *gyroscope* dan *accelerometer*, serta *pedometer* yang nantinya sensor-sensor ini berfungsi untuk mendeteksi pergerakan dari kaki, membaca jumlah langkah, dll. *Arduino microncontroller* digunakan sebagai *controller* utama dimana sistem ini berlangsung. Sebagai orang yang kehidupan sehari-harinya bergantung pada *prosthetic*, penulis merasakan perlu adanya perkembangan pada beberapa bagian *prosthetic* demi kenyamanan dan kemudahan penggunaannya. Penelitian tentang *smart lower limb prosthetic* ini diharapkan dapat memberikan manfaat bagi berbagai pihak di luar sana.

1.2 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini dilakukan adalah sebagai berikut :

1. Merencanakan dan membuat *prosthetic* yang dilengkapi *early warning system*.
2. Mengetahui nilai suhu yang didapat sensor LM 35.
3. Mengetahui nilai sudut pada sensor *accelerometer* dan *gyroscope* MPU 6050 serta menerapkannya sebagai batas jumlah langkah pada *prosthetic*.

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah diberikan agar pembahasan dari hasil yang didapatkan lebih terarah. Adapun batasan masalah yang diberikan pada penelitian ini, yaitu :

1. *Microcontroller* yang digunakan adalah Arduino Nano V3.0.
2. Sensor *gyroscope* dan *accelerometer* yang digunakan adalah tipe MPU6050.
3. Bagian soket dari *prosthetic* menggunakan bahan dasar resin.
4. Bagian *foot* dari *prosthetic* menggunakan *leaf spring* yang terbuat dari baja/besi.
5. Batas nilai utama yang dijadikan sebagai batas jumlah langkah dalam *early warning system* pada *prosthetic* adalah nilai sudut pada *gyroscope*.

1.4 Sistematika Penulisan

Adapun sistematika penulisan dari penelitian ini adalah:

BAB I : PENDAHULUAN

Terdiri dari latar belakang, tujuan, batasan masalah, dan sistematika penulisan dari penelitian ini.

BAB II : TINJAUAN PUSTAKA

Berisikan tentang *lower limb prosthetic, biomechanics of lower limb prosthetic*, dan *human motion capture using gyroscope and accelerometer sensor*.

BAB III : METODE PENELITIAN

Berisi beberapa tahapan persiapan sebelum pengujian, prosedur pengujian, dan diagram alir pengujian.

BAB IV : HASIL DAN PEMBAHASAN

Yaitu berisikan pembahasan dari data-data yang diperoleh pada pengujian *smart lower limb prosthetic*.

BAB V : PENUTUP

Berisikan hal-hal yang dapat disimpulkan dan saran-saran yang ingin disampaikan dari penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

BAB II

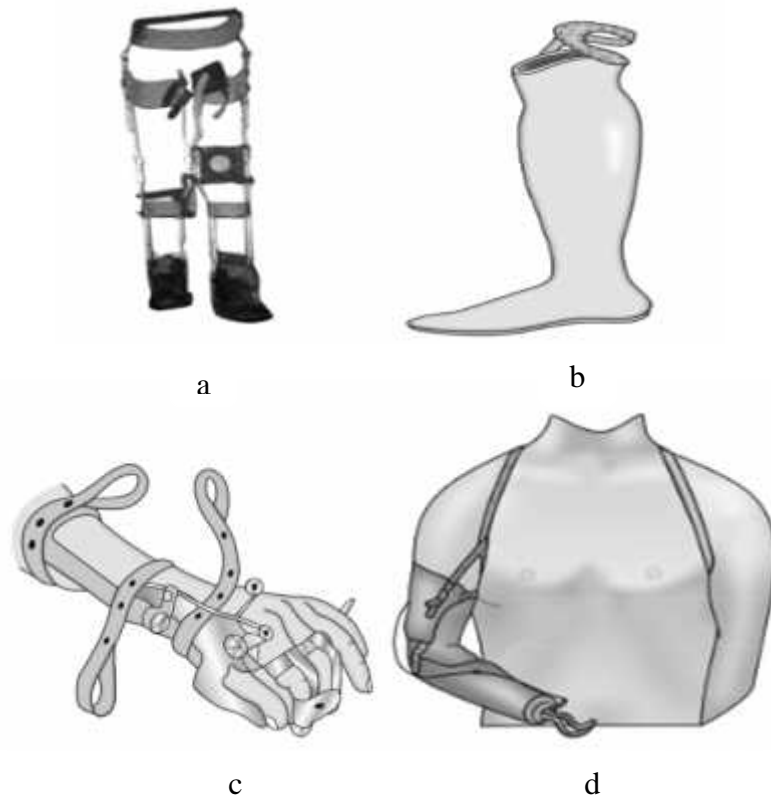
TINJAUAN PUSTAKA

Istilah *prosthetic* tidak dapat dipisahkan dari *orthotic*. *Prosthetic* merupakan sebuah alat bantu buatan yang digunakan sebagai pengganti anggota tubuh yang hilang. Terdapat banyak sebab dari seseorang kehilangan anggota tubuhnya seperti penyakit, sebuah kecelakaan, kondisi bawaan lahir, dan sebab lainnya. Sedangkan *orthotic* adalah alat bantu buatan yang fungsinya untuk membantu anggota tubuh yang sudah mengalami penurunan atau kehilangan keefesiensiannya. Dalam kehidupan sehari-hari sering kita jumpai baik macam-macam bentuk *prosthetic* maupun *orthotic* di sekitar kita maupun di dunia maya, seperti tangan palsu dan kaki palsu. Berdasarkan tinjauan umum ada 4 macam *prosthetic* dan *orthotic* yaitu *lower limb orthotic*, *lower limb prosthetic*, *upper limb orthotic*, *upper limb prosthetic* (Humantech, 2016).

2.1 Lower Limb Prosthetic

Setiap alat bantu buatan yang digunakan sebagai pengganti anggota tubuh yang hilang disebut *prosthetic*. *Prosthetic* dapat didefinisikan sebagai pernyataan yang berhubungan dengan resolusi, desain, pembuatan, penyesuaian pada anggota tubuh buatan secara ilmiah. *Prosthetic* dapat

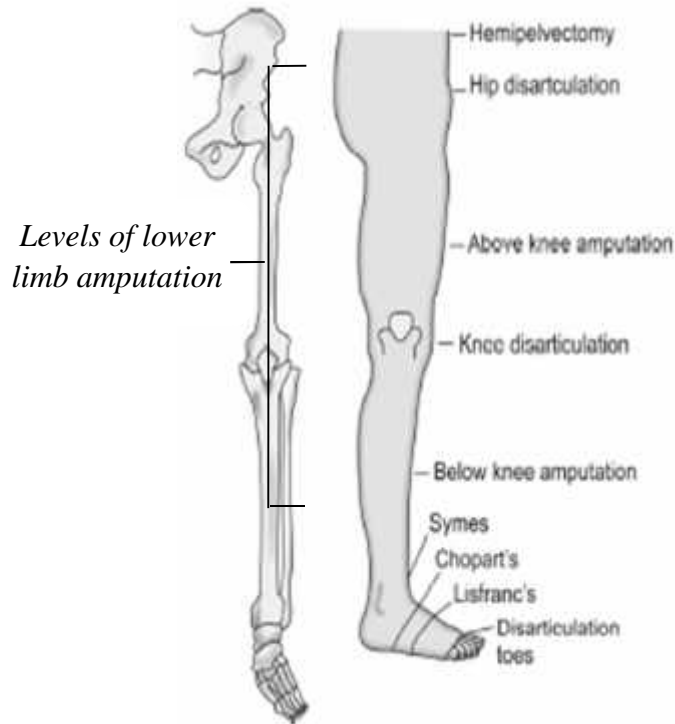
digunakan secara eksternal maupun internal. *Prosthetic* eksternal digunakan pada anggota tubuh bagian atas dan bawah. Sedangkan contoh *prosthetic* internal digunakan sebagai pengganti katup jantung, persendian, dll (Agarwal, 2013).



Gambar 1. (a) *Lower limb orthotic* (b) *lower limb prosthetic* (c) *upper limb orthotic* (d) *upper limb prosthetic* (Agarwal, 2013)

Pada Gambar 1 terdapat contoh dari bentuk *prosthetic* dan *orthotic*, dimana bisa kita lihat masing-masing dari *prosthetic* maupun *orthotic* memiliki bagian *upper limb* dan *lower limb*. *Lower limb* berarti anggota tubuh bagian bawah. Dengan kata lain, *lower limb prosthetic* merupakan alat bantu buatan pada anggota tubuh bagian bawah. Biasanya amputasi seorang pasien dilakukan berdasarkan suatu pertimbangan medis dan bedah tertentu dengan

tingkat yang berbeda pada anggota tubuh bagian bawah. Gambar 2 dibawah berikut memperlihatkan tingkatan standar amputasi pada anggota tubuh bagian bawah (Agarwal, 2013).



Gambar 2. *Levels of lower limb amputation* (Agarwal, 2013)

2.1.1 Parameter pertimbangan perancangan

Lower limb prosthetic yang ideal pada tiap permasalahan individu harus memberikan postur yang layak, seimbang, stabil, dan nyaman dalam menjalankan aktifitas sehari-hari. Parameter yang digunakan sebagai pertimbangan sebelum memutuskan untuk membuat *lower limb prosthetic* adalah tingkat amputasi dan kondisi *stump*. Berdasarkan lokasi amputasi pada anggota tubuh bagian bawah, *prosthetic* yang pas akan dapat dirancang. Dan untuk ukuran *stump*,

panjang standar dari *stump* atas lutut (*Transfemoral*) diukur dari ujung trokanter yang lebih besar sampai ujung terkecil dari *stump*, yang biasanya berukuran sekitar 30,5 cm hingga 35,5 cm. Kalau tidak, panjangnya dapat berukuran sekitar 12,5 cm hingga 15 cm pada paha normal. Panjang standar dari *stump* bawah lutut (*Transtibial*) diukur dari garis persendian hingga ujung terkecil dari *stump*. Idealnya panjang dari *stump* bawah lutut adalah sekitar 1 cm per 12 cm dari tinggi pasien. Biasanya sebelum pasien amputasi melakukan pengukuran untuk pembuatan *prosthetic*, dia harus menunggu *stump* pasca operasi mengalami penyusutan dan pematangan terlebih dahulu sekitar 6 sampai 8 minggu. Proses pematangan *stump* dapat dinilai melalui mengukur lingkaran *stump* pada tingkat yang berbeda dan membandingkannya dengan pengukuran sebelumnya (Agarwal, 2013).

2.1.2 Tipe limb prosthetic

Ada 4 tipe *prosthetic* yang tersedia yaitu *plastic resin limb*, *metal limb*, *HDPE limb*, dan *custom built limb* (Agarwal, 2013).

1. Plastic resin limb

Tipe ini terbuat dari kayu dan resin plastik. Tipe ini merupakan tipe yang paling umum dipersiapkan hampir di semua negara maju dan berkembang (Agarwal, 2013).

2. Metal limb

Tipe ini pertama kali dibuat di Jaipur, India, dan juga dikenal sebagai *Jaipur limb*. Di tipe ini, lembaran aluminium dicetak di

cetakan plester sebagai replica dari *stump* dan bentuknya akan dibentuk oleh tukang yang sudah terlatih. Tipe ini sangat digemari para petani yang harus bekerja di ladang. Tipe ini membutuhkan waktu yang lebih sedikit dalam pembuatannya dan juga harganya sangat terjangkau (Agarwal, 2013).

3. *HDPE limb*

Pada tipe ini, plastik tipe *High Density Polyethylene* digunakan sebagai pengganti kayu atau resin plastik. Tipe ini sangat mudah dipersiapkan di daerah pedesaan untuk jumlah pasien amputasi yang besar. *HDPE limb* juga ekonomis dan dapat digunakan di lahan yang kondisinya kasar (Agarwal, 2013).

4. *Custom built limb*

Tipe ini dibutuhkan oleh masyarakat yang memiliki taraf ekonomi yang tinggi karena harganya sangat mahal bila dibandingkan dengan tipe konvensional lainnya. Ada juga yang menyebut dengan istilah *endoskeleton limb* yang biasanya sangat cocok untuk aktifitas seperti berlari, melompat, dan bermain (Agarwal, 2013).

2.1.3 *Below-knee prosthetic*

Sesuai namanya, *below-knee prosthetic* merupakan *prosthetic* bawah lutut yang bagiannya terdiri meliputi soket, *shank*, dan *foot*. Perbedaan utama *prosthetic* ini dengan *above-knee prosthetic* terletak pada soketnya, dimana pada *above-knee prosthetic* terdapat 2 soket untuk bagian paha dan betis yang terhubung. Sedangkan pada *below-knee*

prosthetic, bagian paha yang asli tetap dihubungkan dengan soket untuk betis, hanya saja penghubungnya hanya berperan sebagai pengerat. Umumnya, penghubung ini hanya berupa sabuk ataupun pelindung khusus (deker). Berikut adalah macam-macam tipe dari *below-kneeprosthetic* yang dibuat berdasarkan status dari *stump* dan sendi lututnya (Agarwal, 2013).

1. *PTB prosthetic*



Gambar 3. *PTB prosthetic* (Agarwal, 2013)

Prosthetic yang umumnya dirancang untuk *stump* bawah lutut yang ideal. Tipe ini memberikan kestabilan dengan gaya berjalan yang baik dengan konsumsi energi minimal dan hasil yang maksimal (Agarwal, 2013).

2. *PTB prosthetic with thigh corset*

Ketika *stump* tidak ideal, *stump* memiliki gangguan sensorik, umumnya dapat dilihat pada diabetes dan kusta, dan ketika paha depan tidak sehat, maka korset paha dipasang ke *PTB prosthetic*. Berbeda dengan Gambar 3, Gambar 4 menjelaskan bahwa *PTB*

prothetic ini memiliki korset tambahan yang dipasang pada paha. Hal ini bertujuan agar pasien nyaman dan juga mencegah kerusakan pada *stump* (Agarwal, 2013).



Gambar 4. *PTB prosthetic with thigh corset* (Agarwal, 2013)

3. *PTS prosthetic*

Pada tipe ini, jangkauan soket diperpanjang hingga kontur kondilus femoralis. Biasanya tipe ini tidak membutuhkan penutup lutut (Agarwal, 2013).

4. *TK prosthetic*

Tipe ini khusus untuk sebuah kasus amputasi yang melewati lutut (disartikulasi lutut) dimana berat diambil pada ujung terkecil dari *stump*. Seperti yang kita lihat pada Gambar 5, terdapat bentuk dan sambungan khusus yang terletak pada bagian lutut (Agarwal, 2013).



Gambar 5. *Through knee prosthetic* (Agarwal, 2013)

5. *Bent knee prosthetic*

Tipe ini untuk *stump* yang kecil dan *PTB prosthetic* tidak dapat digunakan pada kasus ini. Berat diambil pada area lutut yang melengkung, contohnya tempurung lutut dan area persendian (Agarwal, 2013).

6. *PTB syme prosthetic*

Tipe ini diberikan pada kasus disartikulasi pergelangan kaki dimana bagian belakang tumit tidak pas. Berat tidak akan diambil pada ujung terkecil dari *stump* tetapi diambil pada area PTB sekitar lutut (Agarwal, 2013).

2.1.4 Komponen-komponen *below-knee prosthetic*

Ada beberapa komponen yang terdapat di *prosthetic* bawah lutut yaitu bagian suspensi, soket, *shank*, dan *foot* (Agarwal, 2013).

1. Suspensi

Setiap *prosthetic* bawah lutut membutuhkan suspensi sebagai alat tambahan pada bagian proksimal dari *stump*. Berdasarkan tingkat amputasi dan status dari *stump* bawah lututnya, ada 3 tipe dari suspensi yaitu *supracondylar cuff*, *sleeve*, dan *suction* (Agarwal, 2013).

a. *Supracondylar cuff*

Supracondylar cuff terbuat dari kulit atau kain khusus yang dipasangkan ke tiap sisi dari bagian proksimal dari soket dengan sekrup logam. Ini perlu disesuaikan dan membutuhkan sedikit kemampuan untuk mengencangkannya (Agarwal, 2013).

b. *Sleeve*

Sleeve terbuat dari karet atau kain karet, memanjang dari bagian proksimal dari soket hingga bagian terkecil dari paha. *Sleeve* memberikan suspensi yang nyaman dan kontur yang lembut ketika penggunanya duduk (Agarwal, 2013).

c. *Suction*

Tipe ini berbentuk seperti katup hisap didalam soket yang menahan *stump* secara distal. Terdapat sedikit celah sisa pada bagian bawahnya, sehingga ujung dari bagian bawah *stump* tidak akan menyentuh permukaan dasar pada tipe suspensi ini. *Stump* yang tertahan tersebutlah yang menjadikan baik atau tidaknya kualitas suspensi tipe *suction* ini (Agarwal, 2013).

2. Soket

Berdasarkan status stump, ada 2 tipe soket yang digunakan dalam *prosthetic* bawah lutut yaitu *hard socket* dan *hard socket with inner lining*. *Hard socket* digunakan untuk *stump* bawah lutut yang ideal. Sedangkan *hard socket with inner lining* digunakan ketika *stump* mempunyai tulang yang menonjol dengan sedikit otot yang menutupinya dan juga gangguan sensorik. Soket ini lebih baik untuk penyandang diabetes dan orang yang berusia lanjut (Agarwal, 2013).

3. *Shank/shin piece*

Ada dua tipe dari *shank* atau *shin* yang digunakan yaitu *endoskeleton* dan *exoskeleton* (Agarwal, 2013).

a. *Endoskeleton*

Tipe ini terbuat dari logam aluminium atau tabung PVC. Dengan busa karet yang menutupinya, memberikan penampilan dan tekstur yang wajar. Dan penyesuaian kesejajaran dapat dilakukan. Dan kerugiannya adalah lapisan karet yang menutupinya, seiring waktu akan mengalami kerusakan dan memburuk (Agarwal, 2013).

b. *Exoskeleton*

Tipe ini terbuat dari kayu yang didalamnya berlubang serta laminasi resin plastic pada permukaan luarnya. Keuntungan menggunakan tipe *exoskeleton* adalah lebih murah dan memberikan kekuatan maksimal. Sedangkan kerugiannya

adalah penampilan dan teksturnya yang tidak wajar (Agarwal, 2013).

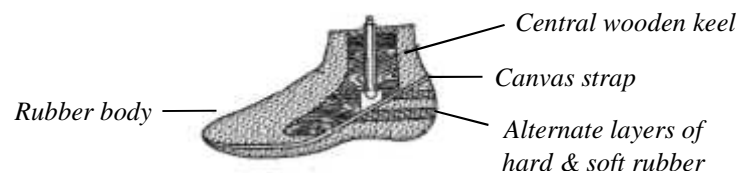
4. *Foot*

Ada dua tipe *foot* berdasarkan cara pemasangan pergelangan dan telapak kaki yaitu *non articulated* dan *articulated* (Agarwal, 2013).

a. *Non articulated*

Tipe *non articulated* digunakan ketika tidak ada pemisah antara pergelangan dan telapak kaki. Berikut adalah beberapa *non articulated foot* yang paling umum digunakan (Agarwal, 2013).

1.) *SACH foot (Solid Ankle Cushion Heel)*



Gambar 6. *SACH foot* (Agarwal, 2013)

Gambar 6 di atas menjelaskan bagian-bagian yang terdapat pada *SACH foot*. *SACH foot* terbuat dari rangka kayu yang dikelilingi karet. *SACH foot* merupakan tipe yang paling umum. Tipe ini meliputi sedikit lapisan dari lembaran karet dengan berbagai tingkat kekerasan. Keuntungan yang dimiliki tipe ini yaitu banyak tersedia dengan beragam ukuran dan dapat disesuaikan dengan sepatu pada

umumnya. Sedangkan untuk kerugiannya, penggunaan secara terus menerus akan mengakibatkan penurunan efisiensi dan elastisitas dari karetnya (Agarwal, 2013).

2.) *Jaipur foot*

Jaipur foot dikembangkan di Universitas *SMS Medical* oleh Prof. PK Sethi beserta timnya. Bagian telapak kaki dan sambungan pergelangannya terbuat dari campuran karet yang mirip dengan campuran yang biasa digunakan dalam proses produksi ban kendaraan (Agarwal, 2013).



Gambar 7. *Jaipur foot* (Agarwal, 2013)

Seperti yang kita lihat pada Gambar 7, terdapat tulang yang berada di tengah. Bagian ini juga terbuat dari campuran karet, hanya saja material tersebut telah diproses dengan proses *vulcanizing* terlebih dahulu. Hal ini bertujuan agar memperoleh struktur yang lebih kuat. *Jaipur foot* memiliki beberapa keuntungan seperti harganya yang tidak mahal, bahan baku pembuatannya dapat diperoleh dengan mudah, bagian luarnya terbuat dari bahan yang bersifat *waterproof*, tipe ini dapat digunakan untuk berjalan dengan telanjang

kaki, dan memiliki nilai estetika yang sangat baik. *Jaipur foot* juga sangat membantu proses gerak jalan seseorang diatas permukaan yang tidak biasa. Hal ini karena campuran karet sebagai bahan baku utama dari *foot* ini memberikan efek dimana telapak kaki dapat melenturkan beberapa bagiannya terutama pada bagian dimana terjadinya *dorsiflexion* (Agarwal, 2013).

Lalu ada juga beberapa contoh dari *non articulated foot* lainnya seperti *SAFE foot* (*Stationary Attachment Flexible Endoskeleton*) yang terbuat dari *semirigid polyurethane elastomer*. *STEN foot* (*Stored Energy*) yang terbuat dari kayu yang dibagi menjadi 3 bagian dan dihubungkan oleh sumbat karet, *quantum foot* yang terdiri dari pegas tunggal dan pegas lainnya serta dasar pergelangan kaki, *seattle foot* yang rangkanya dibuat kaku, dan juga *flex foot* yang memiliki bagian betis yang terbuat dari fiber karbon yang dibaut hingga tumit dan dilapisi busa karet (Agarwal, 2013).

b. *Articulated*

Tipe *articulated* terbagi menjadi 2 yaitu *single axis* dan *multiple axis* (Agarwal, 2013).

1.) *Single axis*

Pada tipe *single axis*, telapak kaki terbuat dari kayu yang bagiannya dihubungkan ke pergelangan kaki dengan logam

di kedua sisinya dengan sumbu melintang.Keuntungannya, tersedia dengan banyak ukuran dan dapat disesuaikan. Kerugiannya, penggunaan jangka panjang akan melonggarkan bagian penghubung dan menjadi berisik (Agarwal, 2013).

2.) *Multiple axis*

Pada tipe *multiple axis*, telapak kaki terbuat dari kayu yang bagiannya dihubungkan ke pergelangan kaki dengan semacam kawat atau kabel dan blok karet. Memiliki kerugian yang kurang lebih sama dengan tipe *single axis* serta harganya yang lebih mahal dan memiliki berat yang lebih (Agarwal, 2013).

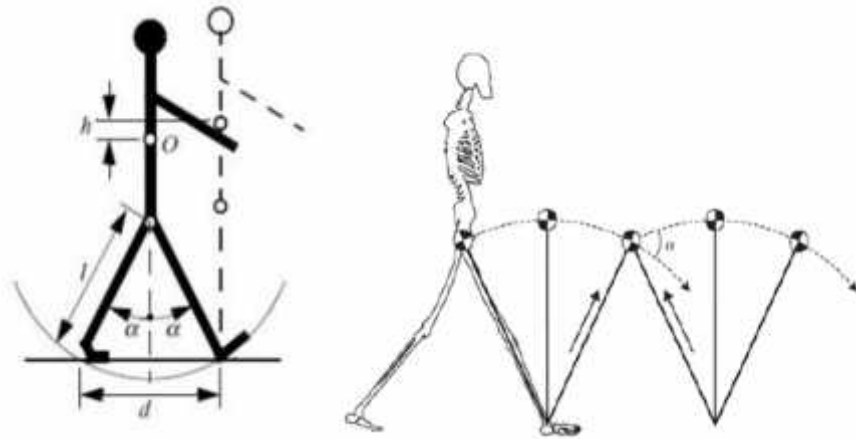
2.2 *Biomechanic of Lower Limb*

Pada bulan februari 2008, sebuah departemen di U.S melaporkan, 1.031 orang mengalami amputasi, 730 diantaranya telah menderita amputasi sebagian besar anggota tubuhnya saat terjadi *operation of freedom* di Iraq dan Afghanistan. Dengan jumlah yang hampir mencapai 2 juta orang dengan anggota tubuh yang hilang pada tahun 2008 di U.S, 54 % disebabkan oleh penyakit yang berhubungan dengan pembuluh darah termasuk diabetes dan penyakit lainnya, 45 % disebabkan oleh trauma yang juga berhubungan dengan kecelakaan dan lainnya, dan kurang dari 2 % karena kanker (McFarland, 2010).

Hanya dengan data korban yang selamat diatas, bisa kita lihat bahwa jumlah para penyandang disabilitas cukup banyak, dan oleh karenanya teknologi di bidang *prosthetic* pun terus dikembangkan. Terdapat banyak model, desain, perawatan, bahkan proses rehabilitasi dari pasien amputasi yang dengan susah payah membayar biaya yang diperlukan. Khususnya untuk pasien amputasi dengan komplikasi medis, ada suatu kepentingan yang mengharuskan mereka mendapatkan *prosthetic* dengan komponen dan teknologi tertentu. Dan disinilah hadir *biomechanic* yang dapat menghasilkan kontribusi positif dalam perkembangan teknologi *prosthetic* (Pitkin, 2010).

2.2.1 *Biomechanics of physiological gait*

Berjalan merupakan fenomena yang sangat penting dalam ruang dan waktu secara fundamental, karena merefleksikan karakteristik pergerakan dari tiap individu. Hal ini dikarakteristikkan oleh kontrol tubuh orthogonal, lengkungan tubuh, kepala, dan anggota tubuh bagian atas secara bersamaan, serta cara menggunakan anggota tubuh bagian bawah. Pergerakan manusia ini dinamakan *double pendulum strategy* (Raj úková, 2014).

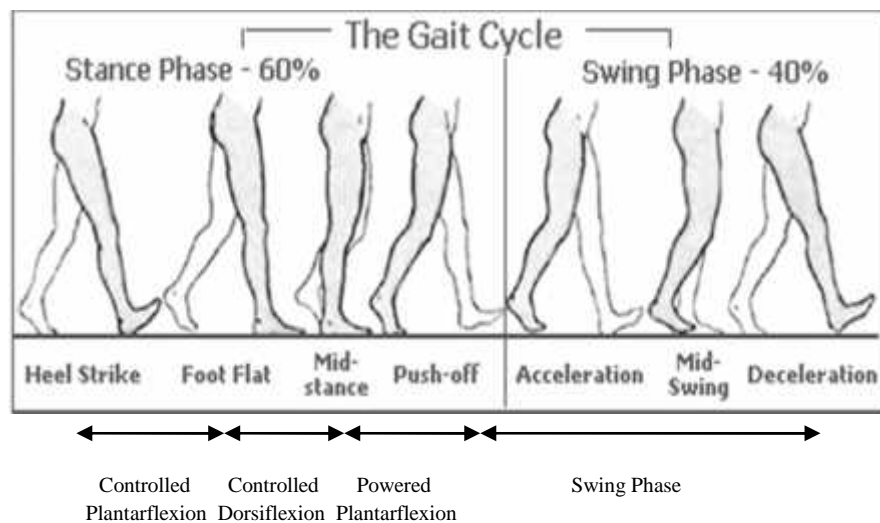


Gambar 8. *Double pendulum strategy* (Raj úková, 2014)

Seperti yang kita lihat pad Gambar 8 diatas, *double pendulum* merupakan pergerakan tubuh secara translasi dimana pergerakan anggota tubuh bagian bawah yang bergerak seperti putaran ditransfer menjadi gerakan yang bergulir pada sendi panggul. Pada sisi depan, kaki meninggalkan tanah bergerak kedepan mulai dari panggul. Kurva inilah yang disebut *first pendulum*. Selanjutnya tumit menyentuh tanah dan bergulir hingga ujung jari kaki dalam sebuah gerakan, dideskripsikan sebagai *inverted pendulum*. Selama fasa *double-support* atau transisi *step-to-step*, kerja positif dari kaki yang menyeret dan kerja negatif dari kaki yang berada di posisi depan mengalihkan lintasan dari pusat pergerakan dari lengkung bawah menuju lengkung atas yang dibutuhkan untuk langkah selanjutnya. Energi dari perubahan pusat pergerakan ini disebut (Raj úková, 2014).

2.2.2 Gait cycle of human

Gait cycle atau siklus gerak jalan biasanya didefinisikan dengan dimulainya dengan tumit dari salah satu kaki yang menyentuh lantai dan diakhiri dengan penyentuhan tumit selanjutnya pada kaki yang sama. Gambar 9 dibawah berikut menjelaskan bahwa pada dasarnya siklus ini terbagi menjadi 2 yaitu *stance phase* dan *swing phase*. *Stance phase* dimulai ketika tumit menyentuh lantai dan diakhiri dengan pelepasan tumit ketika kaki yang sama diangkat dari permukaan lantai. Pada *stance phase*, terbagi lagi menjadi 3 urutan yaitu *controlled plantar flexion* (CP), *controlled dorsiflexion* (CD), dan *powered plantar flexion* (PP) (Samuel, 2007).



Gambar 9. Normal human gait cycle (www.pmmonline.org, 2012)

Fase *heel strike* pada Gambar 9 diatas merupakan awal dari *gait cycle* dengan posisi tumit menyentuh tanah. Lalu proses selanjutnya adalah *foot flat* dimana posisi telapak kaki berada di posisi yang sejajar

dengan tanah. Gerakan yang mengurangi sudut antara telapak kaki dengan bagian belakang dari tumit, dimana posisi ujung telapak kaki terlihat menurun seperti yang terjadi pada fase *heel strike* hingga fase *foot flat* inilah yang disebut *plantarflexion*. Sebaliknya, gerakan ujung telapak kaki seperti posisi yang mengangkat dan membuatnya terlihat mendekati bagian depan tulang kering dari kaki disebut *dorsiflexion*. Kita memperhitungkan *gait* atau gerak jalan sebagai sebuah siklus dari proses dengan pemanfaatan maksimal dari gravitasi oleh perubahan terkoordinasi dari konfigurasi tubuh. Konfigurasi dari tubuh berubah beberapa kali dengan melangkah ketika pergerakan dari sendi berubah dari bebas menjadi terbatas pada sudut tertentu, termasuk saat mengunci total (Pitkin, 2010).

2.2.3 “Angle-Moment” dependency in ankle

Pada pergelangan kaki, hampir setiap pergerakan yang bebas terjadi selama periode *dorsiflexion*, ketika aktivitas elektrik dari otot *plantarflexion* pada telapak kaki sangat rendah. Pada tahap terakhir dari periode ini, aktifitas otot meningkat, dan hal ini berhubungan dengan melambatnya *dorsiflexion*. Peran utama dari otot *plantarflexion* adalah mengerem *dorsiflexion*. Secara terus menerus, *plantarflexion* pada telapak kaki yang mengikuti *dorsiflexion* merupakan tugas kedua dari otot-otot ini. Urutan ini membenarkan teori bahwa peran utama dari momen pergelangan kaki adalah untuk melambatkan *dorsiflexion*,

dan mengunci sendi pergelangan kaki, tapi tidak untuk menghasilkan propulsi tubuh (Elfman, 1938).

2.3 *Human's Motion Reading by Using Sensors*

Setiap pergerakan manusia yang dapat terlihat oleh mata, merupakan salah satu sumber informasi yang kita ketahui yang langsung menuju otak. Dalam hal ini, otak berperan sebagai pusat kontrol utama dari segala bentuk aktivitas pada manusia, sedangkan mata bisa kita artikan sebagai perangkat yang berperan menangkap suatu bentuk aktivitas. Begitu pula dengan *sensor* dan *microcontroller*. *Microcontroller* adalah sebuah alat yang terintegrasi sirkuit yang didesain untuk menentukan atau member perintah suatu operasi khusus dalam suatu sistem yang ada. *Microcontroller* dapat diartikan sebagai suatu sistem yang memiliki prosesor, *memory*, dan hal-hal lainnya sendiri agar pada tiap kasus, semua hal tersebut dibutuhkan untuk menggunakannya beserta suatu sistem yang ada untuk menciptakan sebuah program baru. *Microcontroller* seperti suatu komputer kecil karena setiap *microcontroller* memiliki satu atau lebih inti prosesor beserta *memory* dan bagian atas *input* dan *output* yang dapat deprogram. Sedangkan *sensor* merupakan sebuah komponen elektronik yang dapat mendeteksi atau mengukur suatu pergerakan, kejadian, atau perubahan pada ruang lingkup dimana dia berada. *Sensor* biasanya dapat memberikan respons balik pada komponen elektronik lainnya (Luinge, 2005).

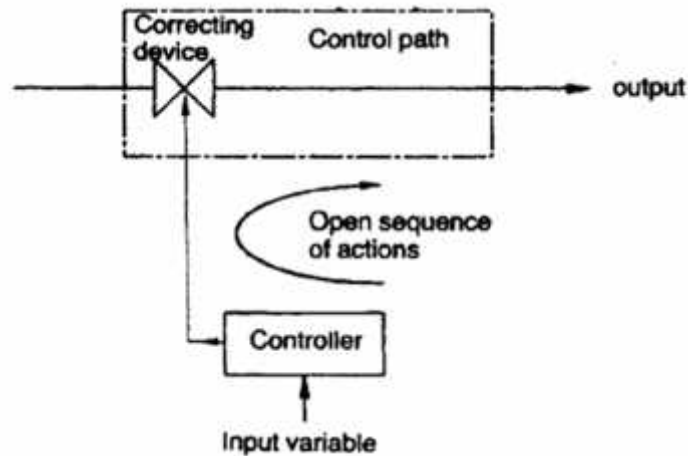
2.3.1 *Classification of control processes*

Sebuah *engineering integrated system* dapat didefinisikan sebagai suatu sistem pada sebuah mesin dalam mengatur hasil suatu produksi khusus, yang terdapat sebuah *controller* untuk mengeksekusi perintah khusus dan *sensor* dalam menentukan status dalam proses produk tersebut. Contohnya seperti mesin CNC, mesin pengemas barang, dan mesin pres berkecepatan tinggi. *Controller* memberikan perintah dan tersusun dalam suatu urutan khusus dan didesain untuk suatu operasi yang telah ditentukan. *Controller* mengirim perintah tersebut dalam bentuk sinyal, biasanya berupa sinyal elektrik. Mesin-mesin tersebut dilengkapi dengan komponen yang dapat menerima sinyal dan menjawabnya berdasarkan fungsinya masing-masing. Dan *sensor* berperan dalam memberikan informasi status yang jelas dari performa mesin dan memberikan data yang detail dalam setiap proses dalam proses produksi tersebut (Soloman, 2010).

Ketika sebuah proses telah berhasil dieksekusi, berdasarkan urutan yang spesifik dalam sebuah operasi, *controller* dapat mengirim perintah tambahan dalam proses yang lebih jauh hingga semua proses dieksekusi. Hal ini bisa kita sebut dengan menyelesaikan satu siklus. Pada akhir dari tiap siklus, sebuah perintah dikirimkan untuk memulai *loop* yang baru sampai kebutuhan dari produksi tercapai. Dalam *automatic process*, mesin, *controller*, dan *sensor* berinteraksi satu sama lain dalam bertukar informasi. Dan terdapat dua tipe interaksi

yang terjadi yang sering disebut dengan *open-loop control system* dan *closed-loop control system* (Soloman, 2010).

1. *Open-loop control system*

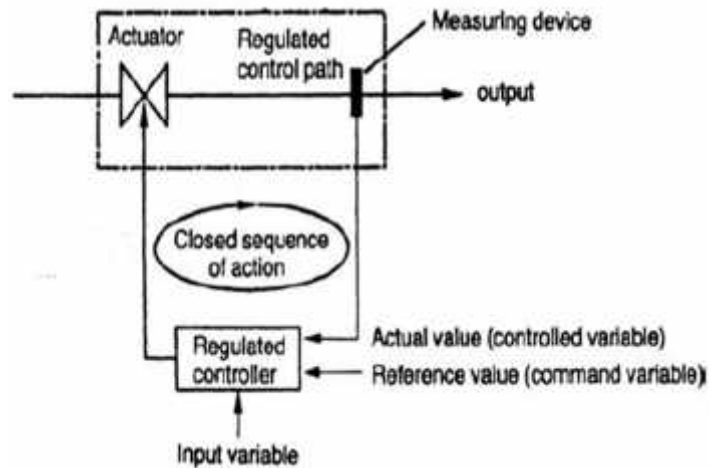


Gambar 10. *Open-loop control system* (Soloman, 2010)

Open-loop control system dapat diartikan sebagai sebuah sistem dimana tidak terdapat *feedback* didalamnya. Seperti yang kita lihat pada Gambar 10 diatas, *open-loop control system* berupa pengulangan searah yang bersumber pada satu titik awal. *Input variable* pada gambar diatas merupakan titik tersebut. Pada titik ini, *input* bisa berupa sinyal apa saja yang biasanya ditangkap oleh *sensor* yang digunakan. Setelah sinyal *input* masuk, maka informasi tersebut akan di olah oleh *controller*. Dan didalamnya terdapat proses mengoreksi sinyal yg ada, mendeteksi ada atau tidaknya gangguan lain dll. Dan setelah diproses, maka didapatkanlah sebuah *output*. Siklus utama dari *open-loop* terputus disini, tanpa adanya eksekusi perintah pengulangan selanjutnya

yang berhubungan dengan *output* sebelumnya. Selama *loop* itu tidak mengalami *feedback* dari *output* dari suatu siklus proses sebelumnya, maka sistem tersebut merupakan *open-loop control system* (Soloman, 2010).

2. *Closed-loop control system*



Gambar 11. *Closed-loop control system* (Soloman, 2010)

Pada *closed-loop control system*, *output* yang dihasilkan akan dikoreksi kembali dan dibandingkan dengan perintah yang ada. Bila nilai dari *output* tidak sesuai, maka *output* tersebut akan dikoreksi kembali dan akan diolah ulang. Pada Gambar 11 diatas, bisa kita lihat terdapat *measuring device* yang terletak tepat sebelum *output* ini dihasilkan. Hal ini yang membedakan dengan *closed-loop* dengan *open-loop*. *Output* yang tidak sesuai akan menjadi sebuah nilai referensi dan kembali masuk ke dalam *controller* pada awal proses untuk diolah ulang. Bila *output* sudah sesuai dengan sistem yang telah ditentukan, maka *loop* akan

dimulai kembali dari *input* yang ada pada awal proses. Namun selama *output* yang dihasilkan masih bernilai salah, maka nilai tersebut hanya akan menjadi *input* bagi sebuah pengulangan proses yang ada. Dan pengulangan ini lah yang menjadi karakteristik dari *closed-loop* (Soloman, 2010).

2.3.2 Accelerometers and gyroscope sensor

Accelerometer adalah *sensor* yang mengkonversikan sebuah akselerasi menjadi sebuah sinyal elektrik. Baik akselerasi statik maupun dinamik dapat diukur menggunakan *accelerometer* dimana akselerasi static disebabkan oleh gaya gravitasi dan akselerasi dinamik adalah akselerasi yang disebabkan oleh gaya apapun kecuali gaya gravitasi yang diterapkan pada sebuah objek tersebut. Keluaran dari *accelerometer* ini dapat berupa analog ataupun digital. Berikut adalah beberapa tipe dari *accelerometer* (Luinge, 2005).

1. Piezoelectric accelerometer

Tipe *accelerometer* ini menggunakan *piezoelectric effect*. Tipe ini tidak cocok untuk mengukur kondisi dengan nol percepatan (DC), tetapi cocok untuk mengukur getaran dengan frekuensi tinggi (Luinge, 2005).

2. Capacitive accelerometer

Tipe ini mirip dengan *piezoelectric accelerometer*, hanya saja yang satu ini menggunakan *capacitive effect*. Tipe ini dapat dibuat

dengan ukuran yang kecil dalam silicon sehingga mereka dapat digunakan pada IC (Luinge, 2005).

3. *Thermal accelerometer*

Di dalam tipe yang satu ini, terdapat sebuah *heater* untuk memanaskan sebuah gelembung kecil dari udara didalam IC. Posisi dari gelembung udara yang dipanaskan diubah sesuai gaya yang diterapkan pada *accelerometer*. Perpindahannya diukur oleh sensor suhu lalu dikonversikan ke sinyal elektrik (Luinge, 2005).

Sedangkan *gyroscope* merupakan *sensor* yang digunakan untuk mengukur tingkat sudut seperti seberapa cepat sebuah objek berbelok. Rotasinya biasanya diukur dalam referensi pada satu hingga tiga sumbu (x,y,z), tergantung pada letak *gyroscope* itu sendiri. Salah satu poin utama dari pengguna *sensor* ini yaitu kemampuan dari alatnya yang dapat memberikan sinyal output dengan tingkat sudut yang akurat bahkan bila terdapat getaran maupun gangguan lain di sekitarnya (Luinge, 2005).

BAB III

METODE PENELITIAN

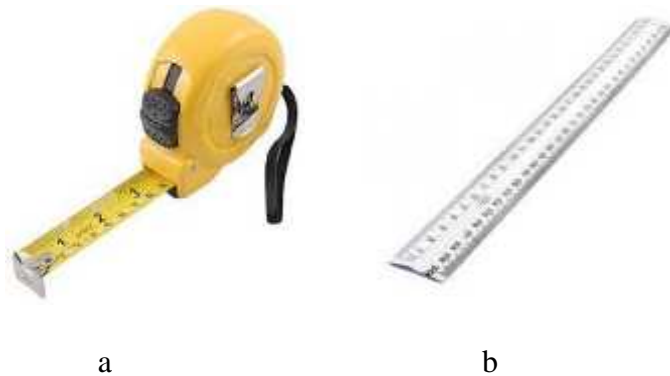
3.1 Alat dan Bahan Penelitian

3.1.1 Alat yang digunakan

Berikut adalah alat-alat yang digunakan selama penelitian beserta keterangannya:

1. Pengukur panjang

Pengukur panjang digunakan untuk mengukur diameter dari *stump* baik bagian pangkal atau ujungnya, panjang *stump*, panjang *shank* dan *foot* dari kaki asli dan titik-titik pada bagian kaki lainnya. Pengukur panjang yang digunakan bisa berupa meteran, penggaris, dll.



Gambar 12. (a) Meteran (b) penggaris (www.google.com)

2. Gergaji besi

Gergaji besi digunakan untuk memotong pipa aluminium serta bagian-bagian pada logam lainnya agar menghasilkan potongan yang lebih halus.



Gambar 13. Gergaji besi (www.google.com)

3. Obeng

Obeng digunakan untuk mengencangkan mur dan baut pada bagian-bagian yang akan di *assembly*.



Gambar 14. Obeng (www.google.com)

4. Wadah

Wadah digunakan untuk menampung air saat membasahi plester POP dan untuk menampung campuran resin beserta katalis untuk membuat soket *prosthetic*.



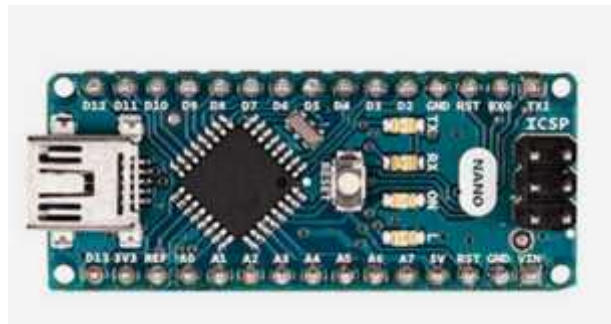
Gambar 15. Wadah (www.google.com)

3.1.2 Bahan yang digunakan

Berikut adalah bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini :

1. Arduino Nano

Arduino digunakan sebagai *microcontroller* yang menghubungkan sensor dan *actuator*.



Gambar 16. Arduino Nano (www.arduino.cc)

4. Resin

Resin digunakan sebagai bahan utama pembuat soket untuk *stump*. Campuran resin, katalis, dan bahan lainnya akan dibentuk sesuai cetakan plester POP untuk *stump*.



Gambar 19. Resin (www.google.com)

5. *Fiberglass*

Fiberglass digunakan sebagai bahan utama pembuat soket yang digunakan bersama dengan resin.



Gambar 20. *Fiberglass* (www.google.com)

6. Plester POP

Plester POP (*Plaster of Paris*) digunakan untuk membuat cetakan awal untuk *stump* agar nantinya kita dapat menentukan bentuk soket yang sesuai.



Gambar 21. Plester POP (www.google.com)

7. Busa hati

Busa hati digunakan sebagai bantalan pada soket untuk meminimalisir keausan pada *stump* dan bahan tambahan pada bagian bawah telapak kaki.



Gambar 22. Busa hati (www.google.com)

8. *Leaf spring*

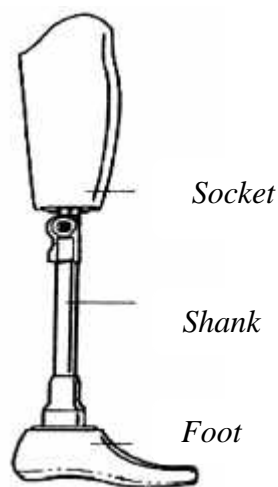
Leaf spring akan dibentuk dengan menggunakan plat baja atau plat besi. *Leaf spring* digunakan sebagai telapak kaki buatan.



Gambar 23. *Leaf spring* (www.google.com)

3.2 Desain Dasar *Prosthetic*

Desain *prosthetic* yang akan dibuat oleh penulis, pada dasarnya mengikuti sebuah desain yang sudah memiliki hak patennya. Pada tahun 2008, Scott Summit atas nama 3D Systems, Inc. mendapatkan hak paten atas desain dari *prosthetic limb* dengan nomor publikasi US 8366789 B2. Berikut adalah gambar yang dijadikan acuan utama dari desain penelitian kali ini.

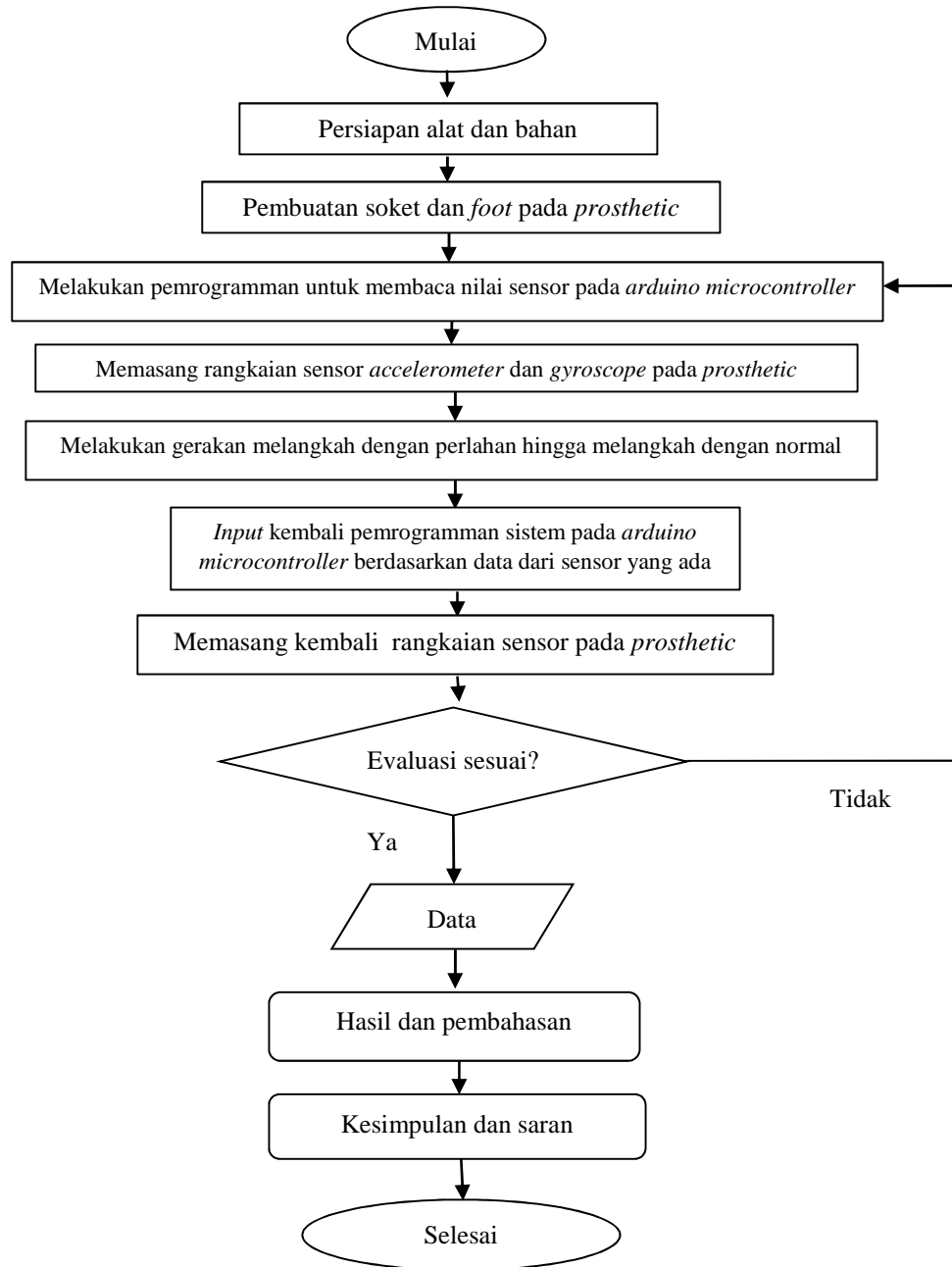


Gambar 24. Desain *prosthetic* acuan (www.google.com)

Desain *prosthetic* diatas merupakan desain acuan dalam pembuatan *smart prosthetic* yang akan dibuat pada kesempatan ini, yang akan dibahas pada bab selanjutnya. Pada gambar desain *prosthetic* diatas, soketnya terbuat dari resin, *shank* terbuat dari alumunium atau titanium, dan *foot* dapat dikunci dengan mur, baut, dll.

3.3 Diagram Alir Penelitian

Adapun diagram alir dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :



Gambar 25. Diagram alir penelitian

3.4 Prosedur Pengujian

Adapun prosedur pengujian dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Siapkan *prosthetic* yang sudah dibuat pada proses sebelumnya.
2. Pasangkan *prosthetic* pada kaki kiri yang akan digunakan sebagai objek utama penelitian. Gunakan kaos kaki dan busa tambahan pada *stump* agar dapat masuk dengan pas dan terasa lebih nyaman.
3. Lakukan gerakan mengangkat paha terlebih dahulu. Biarkan sensor membacanya dan ambil data yang terbaca pada laptop.
4. Lalulakukan gerakan menurunkan paha namun jangan terlebih dahulu memijakkan tumit ke lantai. Biarkan sensor membacanya dan ambil data yang terbaca pada laptop.
5. Setelah itu, lakukan *stance phase* dimulai dengan fase *heel-strike*, fase *plantarflexion*, hingga fase *dorsiflexion*. Biarkan sensor membacanya dan ambil data yang terbaca pada laptop.
6. Lalulakukan *swing phase* dimulai dari fase *toe-off* hingga diakhiri oleh fase *heel-strike* kembali. Biarkan sensor membacanya dan ambil data yang terbaca pada laptop.
7. Lakukan pengulangan mulai dari langkah 4 hingga langkah 7 sebanyak yang diperlukan.
8. Bila data sudah cukup, maka buat sistem otomasi dengan memasukkan program perintah pada arduino dengan bantuan *software* yang ada.
9. Setelah selesai melakukan input program yang diinginkan, hubungkan dengan *early warning actuator* berupa *buzzer*.

10. Lakukan percobaan *stance phase* dan *swing phase* kembali. Dan lihat amati dan rasakan perubahan pada *normal gait* kita.
11. Bila sistem berfungsi dengan baik, maka selesailah proses pengujian penelitian. Bila sistem masih belum berfungsi dengan baik, lakukan pengulangan mulai dari langkah 4 hingga selesai.

3.5 Kriteria Keberhasilan *Prosthetic*

Sesuai judul dari penelitian ini, *Smart Lower Limb Prosthetic*, maka *prosthetic* yang dibuat pun harus memiliki *smart system* sesuai dengan tujuan yang ada. Berikut adalah kriteria keberhasilan dari *smart prosthetic* ini :

1. *Prosthetic* harus memiliki tinggi yang serupa dengan kaki yang satunya.
2. *Prosthetic* dapat menghitung besar jumlah langkah yang telah dilakukan serta dapat memberikan sinyal *early warning* pada pengguna.
3. *Prosthetic* dapat menghitung besar suhu pada bagian dalam soket.
4. *Buzzer* atau alarm yang digunakan dapat merespon sistem yang ada secara cepat tanpa adanya *delay*.

3.6 Lokasi Penelitian

Adapun lokasi penelitian pembuatan *prosthetic* beserta pengujian dilakukan di Laboratorium Mekatronika dan Laboratorium Metrologi Industri Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian tentang *smart prosthetic* yang telah dilakukan dengan melakukan beberapa pengujian yang berdasarkan sensor suhu LM 35 serta sensor *accelerometer* dan *gyroscope* dengan *arduino microcontroller* sebagai *controller* nya, diperoleh beberapa simpulan yaitu sebagai berikut.

1. Berat hasil akhir *prosthetic* cukup ringan yaitu hanya sebesar $\pm 1,2$ kg. *Foot* memiliki panjang ± 25 cm dan lebar $\pm 8,8$ cm. Serta tinggi *prosthetic* secara keseluruhan adalah $\pm 53,4$ cm.
2. Batas suhu yang diperoleh dari sensor suhu LM 35 adalah $30,45$ °C dan batas nilai data sudut yang didapat dari sensor *accelerometer* dan *gyroscope* MPU 6050 adalah $34,75$ °.

5.2 Saran

Adapun saran yang dapat disampaikan agar penelitian selanjutnya lebih baik lagi yaitu sebagai berikut.

1. Perlu dilakukan pengujian sensor suhu yang ada di dalam soket dengan variasi tempat pengujian sehingga memperoleh batas suhu yang lebih akurat.
2. Perlu dilakukan adanya variasi bahan pembuatan soket dan *foot* sehingga memperoleh data yang dapat berguna pada penelitian selanjutnya.
3. Perlu dilakukan uji kekerasan, uji kekuatan, dan uji lainnya sehingga memperoleh data yang dapat berguna pada penelitian selanjutnya.
4. Perlu dilakukan percobaan dengan berbagai macam klasifikasi variasi seperti umur *user*, status pekerjaan *user*, dll sehingga memperoleh batas nilai yang lebih akurat berdasarkan masing-masing orang.

DAFTAR PUSTAKA

Agarwal, A. K. 2013. *Essentials of Prosthetics and Orthotics*. New Delhi : Jaypee Brothers Medical Publishers (P) LTD.

Bravata, Dena M., MD, MS. 2007. "*Using Pedometers to Increase Physical Activity and Improve Health*". The Journal of the American Medical Association.

Gautschi, G. 2002. *Piezoelectric sensorics*. Springer Berlin, Heidelberg : New York. p. 3.

Heath, Steve. 2003. *Embedded systems design*. EDN series for design engineers (2 ed.). Newnes. p.

Luinge, H. J., P. H. Veltink. 2005. *Measuring Orientation of Human Body Segments Using Miniature Gyroscopes and Accelerometers*. Netherlands : Department of Electrical Engineering.

McFarland, Lynne V., Winkler, Sandra L. Hubbard, Heinemann, Allen W., Jones, Melissa., Esquenazi, Alberto. 2010. *Unilateral Upper-Limb Loss: Satisfaction and Prosthetic-Device Use in Veterans and Servicemembers From Vietnam and OIF/OEF Conflicts*. Chicago : Journal of Rehabilitation Research & Development.

- Moreno, Juan C., Eduardo Rocon de Lima, Andrés F. Ru ız, Fernando J. Brunetti, José L. Pons. *Design and Impelementation of an Inertial Measurement Unit for Control of artificial limbs : Applicationon Leg Orthoses*. 2006. Madrid : Institut of Automatic Industrial
- Naghshineh, Sam, Golafsoun Ameri, Mazdak Zereski. *Human Motion Capture Using Tri-Axial Accelerometers*. –edge.rit.edu
- Pitkin, Mark R. 2010. *Biomechanics of Lower Limb Prosthetic*. Germany : Springer Verlag GmbH.
- Raj úková, V., Michal kov, M., Bednar  kov, L., Balogov, A.,  iv ak, J. 2014. *Biomechanics of Lower Limb Prostheses*. Slovakia : Procedia Engineering.
- Soloman, Sabrie. 2010. *Sensors Handbook 2nd Edition*. United States : The McGraw-Hill Companies Inc.
- Weber, Jeff, Samuel K.Au., Hugh Herr. 2010. *Biomechanical Design of a Powered Ankle-Foot Prosthesis*. Netherland : International Conference on Rehabilitation Robotics.
- Wills, David. 1995. *Prosthesis*. United Kingdom : Standford University Press.
- Ziegler, Graham K., MacKenzie E.J., Ephraim Polly L., Travison T.G., Brookmeyer R. 2008. *Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050*. United States : Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.
- _____ <http://humantechpando.com/> diakses tanggal 7 Mei 2017
- _____ <https://amputee-coalition.org/> diakses tanggal 11 Mei 2017

_____ http://realpodi.co.kr/sub/realpodi_gait_02.html diakses tanggal 11
September 2017

_____ <http://www.pmmonline.org/page.aspx?id=753> diakses tanggal 11
September 2017